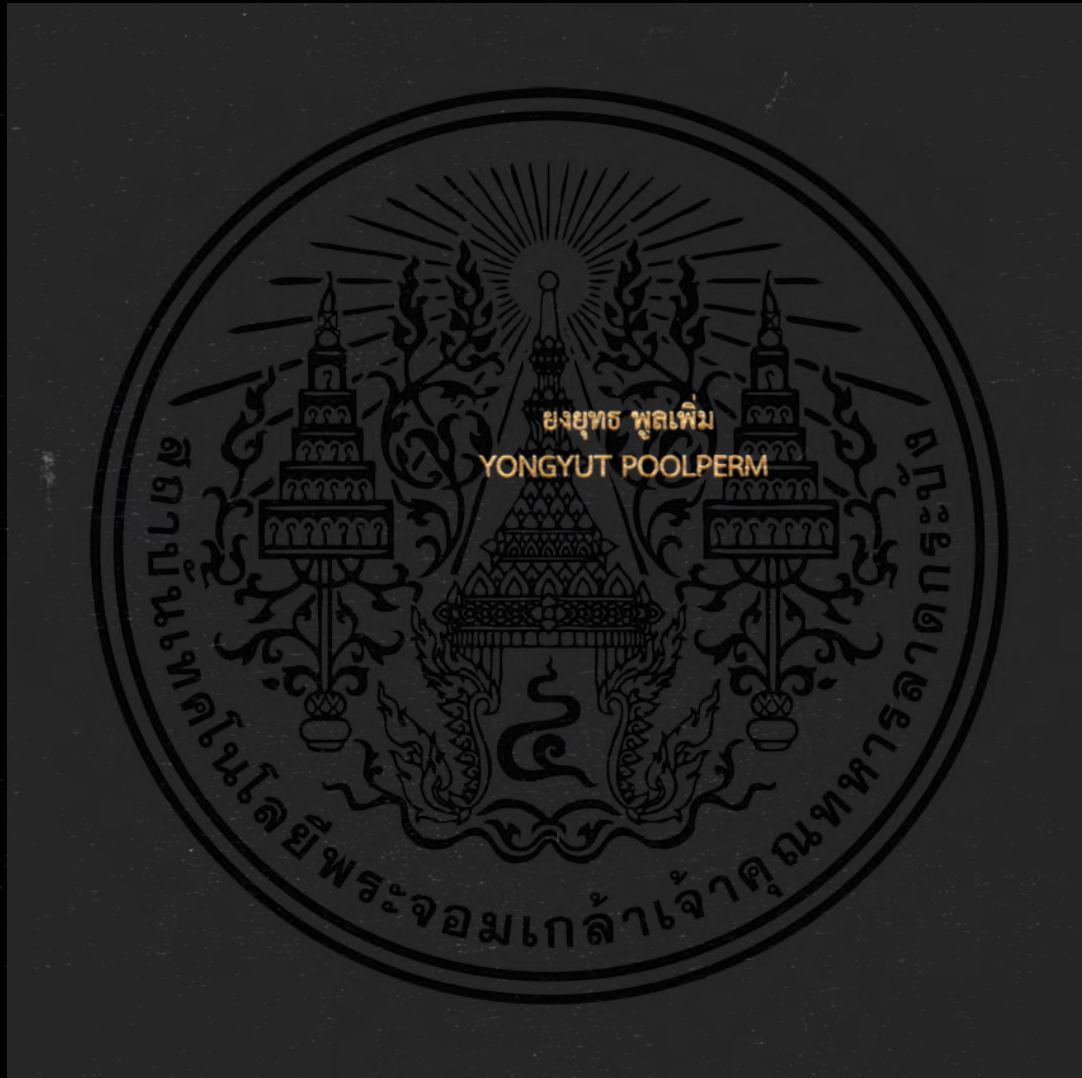


การศึกษาเบื้องต้นการหาค่า kVp และ mAs ของวัตถุต้องสงสัยที่เป็น
ยาเสพติดชนิดเม็ด

THE STUDY OF kVp AND mAs OF X-RAY FOR SUSPECT DRUG MATERIAL



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมป้องกันประเทศ
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ.2560
KMITL-2017-EN-M-011-219

การศึกษาเบื้องต้นการหาค่า kVp และ mAs ของวัตถุต้องสงสัยที่เป็น
ยาเสพติดชนิดเม็ด

THE STUDY OF kVp AND mAs OF X-RAY FOR SUSPECT DRUG MATERIAL



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมป้องกันประเทศ

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ.2560

KMITL-2017-EN-M-011-219

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

THE STUDY OF kVp AND mAs OF X-RAY FOR SUSPECT DRUG MATERIAL



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN DEFENCE ENGINEERING
FACULTY OF ENGINEERING
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2017

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น มิอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

KMITL-2017-EN-M-011-219



COPYRIGHT 2017

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

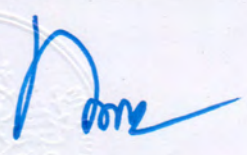
หัวข้อวิทยานิพนธ์ การศึกษาเบื้องต้นการหาค่า kVp และ mAs ของวัตถุที่ต้องสงสัยที่เป็นยาเสพติดชนิดเม็ด
Thesis Title The Study of kVp and mAs of X-ray for Suspect Drug Material
นักศึกษา นายยงยุทธ พูลเพิ่ม
รหัสประจำตัว 55613965
ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา วิศวกรรมป้องกันประเทศ
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมัน
หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2017-EN-M-011-219

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์	ลายมือชื่อ
พ.ต.อ. กิตติศักดิ์ ยาคุ่มภัย	
รศ.ร.อ.ดร.วีระเชษฐ์ ชันเงิน	
รศ.ดร.สุพันธ์ เอื้อไพบูลย์	
ผศ.ดร.กิติพล ชิตสกุล	
ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมัน	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันจันทร์ที่ 25 ธันวาคม พ.ศ. 2560 เวลา 10.00-12.00 น.
สถานที่สอบ ณ ห้องประชุม 3 ชั้น 5 อาคาร A

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว


(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

คณบดี คณะวิศวกรรมศาสตร์

วันที่ 25 ธันวาคม พ.ศ. 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนำไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตให้ดำเนินการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การศึกษาเบื้องต้นการหาค่า kVp และ mAs ของวัตถุต้องสงสัยที่เป็นยาเสพติดชนิดเม็ด
ชื่อนักศึกษา	นายยงยุทธ พูลเพิ่ม
รหัสประจำตัว	55613958
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมป้องกันประเทศ
พ.ศ.	2560
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุลมั่น

บทคัดย่อ

งานวิจัยฉบับนี้เป็นการหาค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ยาเสพติดชนิดเม็ดด้วยระบบเอกซเรย์ทางการแพทย์ โดยการเอกซเรย์เป็นวิธีการที่ใช้ในทางการแพทย์และความมั่นคงทางทหาร เพื่อใช้ตรวจสอบวัตถุต้องสงสัยต่างๆที่ถูกซุกซ่อนอยู่ให้สามารถแสดงผลให้เห็นภาพได้อย่างชัดเจน โดยอาศัยการกำหนดค่าที่ใช้ควบคุมพลังงานของรังสีเอกซเรย์ เพื่อที่จะหาปริมาณที่เหมาะสมกับขนาดของวัตถุซึ่งจะทำให้ได้ภาพที่ดีและสามารถนำไปวินิจฉัยได้อย่างถูกต้อง

โดยงานวิจัยฉบับนี้กล่าวถึงการออกแบบและสร้างวิธีการหาคำนวนหาค่าที่เหมาะสมที่ใช้ควบคุมพลังงานของรังสีเอกซเรย์กับยาเสพติดชนิดเม็ด โดยใช้หลักการคำนวณทางรังสีเทคนิคหาค่าความต่างศักย์ที่สูงที่สุดของหลอดเอกซเรย์ (KVp) และปริมาณของรังสีเอกซเรย์ที่เกิดขึ้น (mAs) ที่เหมาะสมกับวัตถุ

ซึ่งจากผลการทดลองหาค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมสำหรับกรซุกซ่อนในโครงสร้างรถยนต์จำลองแบบ1ชั้นจะใช้ค่าเทคนิครังสีที่ 75 KVp 5 mAs และการทดสอบการตรวจหายาที่ซุกซ่อนในโครงสร้างรถยนต์2ชั้น จะมีค่าเทคนิครังสีที่ 80 KVp 5 mAsจึงจะได้ภาพชัดเจนที่สุดในการทดลองโดยสังเกตได้จากค่า S-value ซึ่งอยู่ในช่วงระหว่าง 200 – 600ส่วนที่ค่าเทคนิครังสีอื่นๆจะทำให้ค่า S-value ไม่อยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสม จึงทำให้เห็นภาพไม่ชัดเจน

โดยงานวิจัยนี้มุ่งเน้นที่จะใช้ระบบเอกซเรย์ทางการแพทย์ในการตรวจหายาเสพติดชนิดเม็ดเป็นหลัก เนื่องจากมีการเก็บสถิติของเจ้าหน้าที่พบว่ามีการลักลอบขนส่งเป็นจำนวนมากที่สุด ผลการจากวิจัยจะช่วยให้เจ้าหน้าที่สามารถปฏิบัติงานได้อย่างสะดวกรวดเร็วและวินิจฉัยได้อย่างถูกต้อง

Thesis	Determination of Kilovoltage Peak (KVp) and The Amount of X-ray Incident (mAs) Of X-ray. (Amphetamine)
Student	Mr.Yongyut Poolperm
Student ID.	55613965
Degree	Master of Engineering
Program	Defence Engineering
Year	2017
Thesis Advisor	Asst. Prof. Dr. Supan Tungjitkusolmun

ABSTRACT

This research is present about the configuration kVp and mAs for the medical X-ray system to find narcotic tablets. This method are used in medical, military and security to examine suspicious objects that are hidden inside a suspect car to display the image clearly. We configured to control the energy of the X-ray radiation to find which quantity of X-ray radiation are proper to the object to make a good picture, and can be diagnosed correctly.

This research discusses about the design and building methods that used for calculating the energy of X-ray radiation to the narcotic tablets that concealed in the car by using a calculated for the highest voltage of the X-ray tube (KVp) and the amount of X-ray radiation that occurs (mAs) that appropriate to the object.

The results for the kVp and mAs that proper for the 1layer concealed in the car uses the technique of radiation at 75 KVp 5 mAs, and the kVp and mAs that proper for double layer uses the technique of radiation at 80 KVp 5 mAs to get a clear picture of the experimental . The S-value have ranged between 200-600 and the other techniques of radiation, The S-value does not exist. That make an unclear picture.

This research focuses on the use of medical x-ray to detecting narcotic tablets into the mainstream. Because there are records of officials found to have been illegally transported as many as possible. Results from the research will allow the staff to perform their jobs quickly and accurately diagnose.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา ผศ.ดร.สุพันธ์ ตั้งจิตกุศลมั่น ที่ให้ความอนุเคราะห์ ช่วยเหลือ สนับสนุน ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า ข้าพเจ้ารู้สึกซาบซึ้งเป็นอย่างยิ่งและขอกราบขอบพระคุณมา ณ โอกาสนี้

ขอขอบพระคุณ ผศ. พลศาสตร์ เลิศประเสริฐ อาจารย์ประจำสาขาวิศวกรรมป้องกันประเทศ ที่ให้คำปรึกษา แนวทางการทำงานวิจัยนี้ และคอยช่วยเหลือ สนับสนุนแก่ข้าพเจ้าจนทำให้งานวิจัยชิ้นนี้ ประสบความสำเร็จ

ขอขอบพระคุณ รศ. อานาจ ขาวแน ที่ให้คำปรึกษา ชี้แนะในแนวทางในการเรียนและการวิจัย และช่วยเหลือ สนับสนุนแก่ข้าพเจ้าจนทำให้งานวิจัยชิ้นนี้ประสบความสำเร็จ

ขอขอบพระคุณ อาจารย์สาขาวิชาวิศวกรรมป้องกันประเทศทุกท่าน ที่ให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า ข้าพเจ้ารู้สึกซาบซึ้งเป็นอย่างยิ่งและขอกราบขอบพระคุณมา ณ โอกาสนี้

ขอขอบคุณ อาจารย์และเจ้าหน้าที่ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยบูรพา ที่ให้ความรู้รวมถึงให้ความอนุเคราะห์เรื่องอุปกรณ์และสถานที่ในการทดลอง

และสุดท้ายขอขอบคุณคนในครอบครัวอันเป็นที่รักยิ่ง รวมถึงเพื่อนๆ พี่ๆ น้องๆ ของข้าพเจ้าที่เป็นกำลังใจที่ดีให้กับข้าพเจ้าตลอดมา

สำหรับคุณงามความดีอันใดที่เกิดจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้กับบิดา มารดา ซึ่งเป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีให้แก่ข้าพเจ้า

ยงยุทธ พูลเพิ่ม

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญภาพ.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาของวิทยานิพนธ์.....	1
1.2 วัตถุประสงค์.....	2
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.4 ขั้นตอนการวิจัยและวิธีการดำเนินงาน.....	2
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	2
1.6 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
2.1 หลอดเอกซเรย์.....	4
2.1.1 ส่วนประกอบของหลอดเอกซเรย์.....	4
2.2 รังสีเอกซ์กับการถ่ายภาพรังสีเอกซเรย์.....	6
2.2.1 รังสีเอกซ์.....	6
2.2.2 การผลิตรังสีเอกซ์.....	7
2.3 ภาพรังสีบนแผ่นฟิล์ม (Radiographic image).....	8
2.3.1 ความดำ.....	8
2.3.2 คอนทราสต์.....	8
2.3.3 สเกลของคอนทราสต์.....	8
2.3.4 สเกลของคอนทราสต์ที่ยาว.....	8
2.3.5 สเกลของคอนทราสต์ที่สั้น.....	8
2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณ Exposure.....	8
2.4.1 มิลลิแอมแปร์ (mA) หรือ Milliampere.....	8
2.4.2 เวลา (Time).....	9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และ IV อ่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.4.3 ค่าความต่างศักย์สูงสุด Kilovoltage Peak (kVp).....	9
2.4.4 ระยะทาง (Distane).....	10
2.5 ทฤษฎีของดิจิตอลและเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Digital Radiography).....	11
2.6 หลักการเอกซเรย์ภาพถ่าย.....	12
2.6.1 ซินทิลเลเตอร์ (Scintillator).....	13
2.6.2 การถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์ (Computed Radiography).....	13
2.6.3 เรืองแสง (scanning laser stimulated luminescence (SLSL)).....	13
2.7 การเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Radiography).....	17
2.7.1 ความแตกต่างคือวิธีสร้างรูปที่เก็บภาพชั่วขณะ (latent image).....	18
2.7.2 คาสเซ็ทต์ (radiography cassette).....	18
2.7.3 ลำแสงเลเซอร์สีแดงสแกนแผ่นหน้าจอโฟโตสติมูเลเบิล (photostimulable screen).....	19
2.7.4 โฟโตไดโอด (photodiode).....	19
2.8 Digital radiography flat-panel system.....	19
2.8.1 โครงสร้างของระบบอิเล็กทรอนิกส์.....	20
2.9 ระบบ Backscatter X-ray imaging.....	22
2.10 Conventional X-Ray System.....	24
2.11 Automated X-Ray Systems.....	25
2.12 C.T. X-Ray Systems.....	25
2.13 Cargo X-Ray Systems	25
บทที่ 3 วิธีการดำเนินงานวิจัย.....	29
3.1 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย.....	29
3.1.1 โครงสร้างและองค์ประกอบของเครื่องเอกซเรย์แบบดิจิตอล.....	31
3.1.2 การทดลองนำค่าที่ได้จากการคำนวณมาทำการทดสอบตั้งค่ารังสีเทคนิค (Protocols).....	33
3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง.....	35
3.3 ขั้นตอนการทดลอง.....	38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และ V ึ่งอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
บทที่ 4 ผลการวิจัยและอภิปรายผล.....	42
4.1 การหาค่ารังสีเทคนิค.....	42
4.2 ผลการทดลองกับเครื่องเอกซเรย์จริงโดยอ่านผลจากค่า S-value.....	42
4.3 การตรวจสอบคุณสมบัติของแผ่น Detector อีกครั้งโดยใช้ software Auto PIA....	45
4.4 สรุปผลการทดลอง.....	47
บทที่ 5 สรุปผลวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	50
5.1 สรุปผลการทดลอง.....	50
5.2 ข้อเสนอแนะ.....	51
เอกสารอ้างอิง.....	52
ภาคผนวก.....	54
ภาคผนวก ก.....	55
ภาคผนวก ข.....	75
ภาคผนวก ค.....	91
ประวัติผู้เขียน.....	117

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และ VI อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 แสดงตารางเวลาของการพัฒนาในเทคโนโลยีดิจิทัลตั้งแต่ช่วงต้นทศวรรษ 1980 ถึงปี 2009.....	14
2.2 ส่วนประกอบสามส่วนของดีเทกเตอร์ดิจิทัล (digital detector).....	16
3.1 แสดงประเภทประเภทและจำนวนของของกลาง.....	31
4.1 แสดงถึงการทดสอบเพื่อคุณสมบัติและประสิทธิภาพของแผ่นDetector.....	45



สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 เครื่องเอกซเรย์.....	3
2.2 โครงสร้างภายในของหลอดเอกซเรย์.....	6
2.3 ระยะทางแหล่งกำเนิดไปถึงตัวรับภาพ.....	10
2.4 เครื่องเอกซเรย์แบบ Direct Digital Radiography (DDR) จะใช้ a-Se TFT เป็น detector..	12
2.5 ระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (screen-film (SF) system).....	12
2.6 แผนภาพเปรียบเทียบการจัดแบ่งประเภทของเทคโนโลยีการถ่ายภาพรังสีดิจิทัล (digital radiography)	15
2.7 การรับแสงของสโตเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor screens (SPS)) และ การเรืองแสง จากการกระตุ้นด้วยแสง (photostimulated luminescence (PSL)).....	17
2.8 ขั้นตอนการสแกนสโตเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor screens (SPS)).....	18
2.9 โครงสร้างแผ่นเพลทแบน (Flat-panel structure).....	20
2.10 อาร์เรย์ของทรานซิสเตอร์ฟิล์มบาง (thin-film transistor (TFT) array).....	21
2.11 ภาพตัดด้านข้างของซินทิลเลเตอร์ (scintillator) ที่ไม่มีโครงสร้าง (ซ้าย) และ ซินทิลเลมี โครงสร้าง (ขวา)ระบบคอนเวอร์เตอร์ทางอ้อม-พื้นที่ขนาดใหญ่.....	22
2.12 ผู้โดยสารกำลังถูกสแกนโดยเครื่อง Millimeter-wave imaging machine.....	23
2.13 เจ้าหน้าที่ผู้ควบคุมเครื่องคอมพิวเตอร์ในระยะไกลมองเห็น.....	24
2.14 เจ้าหน้าที่ผู้ควบคุมเครื่องคอมพิวเตอร์ในระยะไกลมองเห็นด้วยระบบ Pacs.....	26
3.1 ข้อมูลสถิติการจับกุมของปีที่ผ่านมาเมื่อเปรียบเทียบกับปีปัจจุบัน.....	29
3.2 สถิติของกลางการจับกุมยาเสพติดในปีที่ผ่านมา.....	30
3.3 สถิติประเภทของกลางการจับกุมยาเสพติดในปีที่ผ่านมา.....	30
3.4 แสดงอุปกรณ์ต่างของระบบเอกซเรย์.....	32
3.5 โครงสร้างและองค์ประกอบของเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้งานเป็นระบบดิจิทัล.....	33
3.6 กราฟแสดงค่าความสัมพันธ์ S-Value.....	34
3.7 ตัวอย่างหากตั้งค่ารังสีเทคนิคสูงเกินไปทำให้ได้ค่า S-Value ต่ำกว่า 200.....	35
3.8 ตัวอย่างหากตั้งค่ารังสีเทคนิคต่ำเกินไปทำให้ได้ค่า S-Value สูงกว่า 200.....	35
3.9 ภาพออกแบบชุดจำลอง Body รถยนต์.....	36
3.10 ภาพชุดจำลอง Body รถยนต์ขนาดความหนา 1mm.....	36
3.11 ภาพเครื่อง X-Ray Toshiba XKO-80S.....	37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และ VIII อ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพที่	หน้า
3.12 ภาพยาเสพติดจำลองขนาน 0.7มม. จำนวน 200 เม็ด.....	37
3.13 ภาพ DR(Digital Radiography) Konica Aero DR.....	37
3.14 ทดลองยิงรังสีแบบ1ชั้น.....	39
3.15 ทดลองยิงรังสีแบบ2ชั้น.....	40
3.16 บล็อกไดอะแกรมแสดงขั้นตอนการหาค่า KVP และ MAS.....	41
4.1 แสดงถึงการกำหนดค่า S-Value ที่ค่าต่างๆ.....	43
4.2 ภาพแสดงถึงระบบเอกซเรย์ที่ใช้ในการทดลองการซุกซ่อนในโลหะแบบ1ชั้น.....	44
4.3 ภาพแสดงถึงระบบเอกซเรย์ที่ใช้ในการทดลองการซุกซ่อนในโลหะแบบ2ชั้น.....	44
4.4 แสดงถึงการทดสอบเพื่อศึกษาคุณสมบัติและประสิทธิภาพของแผ่น Detector.....	46



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และ IX อ่างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1

บทนำ

1.ความเป็นมาของวิทยานิพนธ์

ในปัจจุบันการลักลอบขนยาเสพติด,การก่อการร้าย และรวมถึงการลักลอบค้ำมนุษย์นั้น มักใช้ยานพาหนะในการขนส่งโดยจะซุกซ่อนสิ่งผิดกฎหมายเหล่านี้มาในยานพาหนะ โดยมีการปิดดัดแปลงยานพาหนะเพื่อซ่อนพรางเจ้าหน้าที่ได้อย่างแนบเนียนมากขึ้น ซึ่งการตรวจค้นพาหนะต้องสงสัยด้วยตาเปล่านั้นอาจจะทำให้การตรวจสอบไม่ละเอียดเท่าที่ควรทางผู้วิจัยจึงได้สังเกตเห็นถึงปัญหานี้และได้นำวิธีการประยุกต์ใช้ระบบเอ็กซ์เรย์เพื่อช่วยในการปฏิบัติงานของเจ้าหน้าที่ให้มีประสิทธิภาพในการตรวจค้นยิ่งขึ้น โดยผู้วิจัยจะทำการทดลองกำหนดค่า kVp และ mAs ของเครื่องเอกซเรย์ที่เหมาะสมในการเอกซเรย์วัตถุต้องสงสัยต่างๆเพื่อให้ได้ภาพเอกซเรย์ที่มี Resolution และ Contrast ที่เหมาะสมและคุณภาพของภาพที่ดีจึงทำให้สามารถเห็นรายละเอียดของภาพเอกซเรย์ได้ดีเห็นวัตถุต้องสงสัยได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้น

โดยทั่วไปในการตั้งค่ารังสีเทคนิคของวัตถุต้องสงสัยมักจะต้องใช้เวลาในการทดลองหาค่าช่วงหนึ่ง ซึ่งในการหาค่าที่เหมาะสมจะต้องทำการทดลองเพื่อให้ได้ค่าที่เหมาะสม ดังนั้นในการท างานจริงจะท ให้เกิดการเสียเวลาก หนด kVp และ mAs และค่าทางรังสีเทคนิคอาจจะมีเบี่ยงเบนไม่เหมาะสมกับวัตถุที่ต้องการตรวจหา ดังนั้นเพื่อให้ได้ค่าที่เหมาะสม โดยต้องทำการทดลองกับวัตถุตัวอย่างเพื่อห หนดค่าkVp และ mAs ของวัตถุนั้นๆโดยเรียกว่าค่า “Protocol” ของวัตถุนั้นๆโดยวิธีการทดสอบ โดยการตั้งค่า kVp และ mAs ตามล ดับ ในการศึกษาเน้นการใช้กับเครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์ ซึ่งใช้ทางการแพทย์ ซึ่งหาได้ง่าย

1.2 วัตถุประสงค์

1. ทดสอบความเป็นไปได้ในการน เครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ไปใช้กับการตรวจค้นยาเสพติดชนิดเม็ด
2. ศึกษาการก หนดค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมกับขนาดของยาเสพติดชนิดเม็ด
3. ศึกษาการก หนดค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมกับความหนาของวัสดุที่ใช้ซุกซ่อนยาเสพติดชนิดเม็ด
4. เพื่อพัฒนาการตรวจค้นวัตถุต้องสงสัยให้มีความรวดเร็วแม่นยำ มากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. ศึกษาคุณลักษณะและหลักการท งานพื้นฐานของระบบเอกซเรย์
2. ศึกษาคุณลักษณะและหลักการท งานพื้นฐานของแผ่นdetector
3. ออกแบบชุดโครงสร้างรถยนต์ ทองที่จะใช้ในการทดสอบ
4. ทดลองน ค่าที่ค นวนไปทดสอบใช้งาน
5. รวบรวมข้อมูลและวิเคราะห์ผลลัพธ์ของผลจากวิจัยที่รับ

1.4 ขั้นตอนการวิจัยและวิธีการดำเนินงาน

1. ศึกษาเกี่ยวกับค่า kVp และ mAs ที่มีผลต่อภาพเอกซเรย์
2. ออกแบบชุดช่วยค ทวนหาค่าkVp และ mAs ที่เหมาะสม
3. หาความสัมพันธ์ของค่า kVp และ mAs และความหนาของวัตถุโดยการค นวน
4. ทดสอบและบันทึกข้อมูล

1.5 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1. ได้เครื่องมือที่ช่วยอ นวยความสะดวกให้แก่เจ้าหน้าที่ในการปฏิบัติงานและได้ค่ารังสีเทคนิคที่ ก หนดจาก kVp และ mAs
2. ได้ Protocol ประจ ทั่วของยาเสพติดชนิดเม็ด
3. สามารถประยุกต์ใช้งานเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์เพื่อตรวจวัดยาเสพติดชนิดเม็ด

1.6 โครงสร้างของวิทยานิพนธ์

- วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้เรียบเรียงจากผลการค้นคว้าและทดลองและน เสนอเป็นบทตอนดังนี้
- บทที่ 1 บทน ทล่าวถึงความเป็นมา วัตถุประสงค์ ขั้นตอนและวิธีการศึกษาและผลที่คาด
- บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
- บทที่ 3 ขั้นตอนการค ้นนการวิจัย
- บทที่ 4 ผลการวิจัยและอภิปรายผล
- บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

เครื่องเอกซเรย์เป็นเครื่องมือสร้างรังสีเอกซ์จากพลังงานไฟฟ้า โดยเร่งอิเล็กตรอนจากไส้หลอดเอกซเรย์ที่ถูกเผาให้ร้อนแล้วจะท ให้ชนเป้าโลหะที่มีเลขอะตอมสูงๆ เช่นทังสแตน จะท ให้เกิดการเปลี่ยนชั้นพลังงานของโลหะที่ใช้ท ข้านั้น และคายพลังงานออกมาในรูปของการเปล่งรังสีเอกซ์ โดยค่าที่ใช้ควบคุมพลังงานของรังสีเอกซ์คือระดับค่า High voltage ที่ป้อนให้หลอดเอกซเรย์และ ปริมาณของรังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นจะถูก หนดโดยค่ากระแสไฟฟ้าที่ผ่านหลอด(mA)และ เวลาที่ปล่อย รังสี (Time) เอกซเรย์ machine หลักการพื้นฐานของการประยุกต์รังสีเอกซ์เรย์ คือจะปล่อยรังสีทะลุ ผ่านวัตถุที่ต้องการตรวจสอบ ให้รังสีมาตกกระทบบที่แผง Detector จากนั้นนำคุณสมบัติที่ เปลี่ยนแปลงไปของรังสีหลังจากที่ได้ผ่านวัตถุตกกระทบบ มาประมวลผล จากนั้นส่งเข้าไปยังส่วน Super Computer ประสิทธิภาพสูงค นวณผลพร้อมจำลองรูปทรงของวัตถุ (Image Processing) แสดงผลที่หน้าจอคอมพิวเตอร์ต่อไป

โดยเครื่องเอกซเรย์ มีส่วนประกอบที่สำคัญๆ ได้แก่

1. หลอดเอกซเรย์ ท หน้าที่เป็นแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ เมื่อได้รับพลังงานไฟฟ้า
2. แหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรงท หน้าที่จ่ายกระแสไฟฟ้าแรงดันสูงแก่หลอดเอกซเรย์
3. ระบบควบคุม ท หน้าที่ควบคุมค่าพลังงาน ปริมาณและเวลาในการปลดปล่อยรังสีเอกซ์
4. แกนยึดหลอดเอกซเรย์และเตียงท หน้าที่ยึดประกอบให้เครื่องเอกซเรย์ปล่อยรังสีสู่ผู้ป่วย ได้ตรงตามตำแหน่งและช่วยให้การท งานสะดวกขึ้น



รูปที่ 2.1 เครื่องเอกซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1 หลอดเอกซเรย์

หลอดเอกซเรย์นับเป็นส่วนประกอบที่สำคัญของเครื่องเอกซเรย์เพราะมีหน้าที่ให้กำเนิดรังสีเอกซ์ การทงานของหลอดเอกซเรย์จะอาศัยหลักการ Thermionic emission คือการเผาไส้หลอดเอกซเรย์ให้ร้อนจะมีอิเล็กตรอนเกิดขึ้นเป็นจำนวนมากที่บริเวณไส้หลอดเอกซเรย์ เมื่อให้แรงดันไฟฟ้าแก่หลอดเอกซเรย์แล้วอิเล็กตรอนจะถูกเร่งให้มีความเร็วสูงวิ่งไปยังส่วนที่เป็นเป้าโลหะ (ขั้ว Anode) ที่ท จากโลหะที่มีเลขอะตอมสูงๆ อิเล็กตรอนจะไปชนอะตอมของโลหะที่เป็นเป้าท ให้เกิดรังสีเอกซ์ ซึ่งสามารถแบ่งชนิดหลอดเอกซเรย์ตามลักษณะของจาน Anode ได้ 2 แบบคือ Stationary Anode เป็นหลอดเอกซเรย์ชนิดขั้ว Anode อยู่กับที่ ใช้กับเครื่องที่มีกำลังไม่สูงมากนัก เช่น เครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ (Mobile หรือ Portable unit) ที่มีขนาดประมาณ 50 mA หรือหลอดเอกซเรย์ที่ใช้กับเครื่องเอกซเรย์พัน ซึ่งมีกำลังเครื่องไม่มากนัก (15-30 mA.) Rotating Anode เป็นหลอดเอกซเรย์ชนิดขั้ว Anode เป็นจานหมุน เพื่อช่วยในการระบาย ความร้อนท ให้สามารถทนกระแส (mA.) ที่ใช้ผ่านหลอดเอกซเรย์ได้สูงกว่าแบบ Stationary anode เหมาะสาหรับใช้กับเครื่องเอกซเรย์ต่างๆ ไป (General purpose เอกซเรย์ machine) รวมทั้งเครื่องเอกซเรย์ชนิดพิเศษแบบต่างๆ เช่น Digital Subtraction Angiography (DSA.), Computer Radiography (CR.), Angiogram, เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography.) เป็นต้น

2.1.1 ส่วนประกอบของหลอดเอกซเรย์

ส่วนประกอบของหลอดเอกซเรย์ทั้ง Stationary anode และ Rotating anode จะมีหลายส่วนที่เหมือนกันแต่บางอย่างจะแตกต่างกัน ซึ่งจะได้กล่าวในรายละเอียดต่อไปในแต่ละส่วน Housing (Case) เป็นตัวถังสาหรับบรรจุหลอดเอกซเรย์และส่วนประกอบอื่นๆ ลักษณะของ Tube housing ท ด้วยอลูมิเนียมทรงกระบอก ภายในบุด้วยแผ่นตะกั่ว มีช่องเปิดเพื่อให้เป็นทให้รังสีเอกซ์ออกมาจากหลอดเรียกว่า Tube port ซึ่งช่องนี้จะมีอุปกรณ์มาต่อเชื่อมคือ Collimator ที่ทาหน้าที่ควบคุมขอบเขตและขนาดล ของรังสี (Beam) ช่อง Tube port จะมีแผ่นพลาสติกทที่ความร้อนได้ดี ปิดช่องนี้ไว้เพื่อไม่ให้น้ำมันที่อยู่ภายในหลอดเอกซเรย์ไหลออก น้ มัน ที่หล่อเลี้ยงภายใน Tube Housing ของหลอดเอกซเรย์ ท หน้าที่ ช่วยระบายความร้อนโดยการพาความร้อนจากหลอดเอกซเรย์มายังบริเวณที่เป็น Tube housing และยังช่วยป้องกันมิให้ระหว่างขั้ว High voltage เกิด Ionization (ถ้าหากไม่มีน้ำมันบรรจุอยู่เต็มแล้วจะมีอากาศระหว่างขั้วไฟฟ้าทั้งสองจะท ให้อากาศเกิดการแตกตัว) ก่อให้เกิดความเสียหายแก่หลอดเอกซเรย์ได้ น้ำมันที่ใช้ต้องเป็นน้ำมันที่มีความบริสุทธิ์สูง ไม่ระเหยหรือเปลี่ยนสรุพที่อุณหภูมิสูง และเป็นฉนวนทที่ดี

Glass envelope (Vacuum tube) เป็นหลอดสุญญากาศที่ทาหน้าที่ห่อหุ้ม Anode, Cathode และ Filament ทั้งนี้เพื่อให้อิเล็กตรอนที่เกิดขึ้นที่ขั้วหลอดด้าน Cathode วิ่งไปยัง Anode ได้ง่าย หากมีอากาศภายในหลอดเอกซเรย์ (อาจเกิดจากการรั่วของหลอดแก้วที่ใช้ทำ หลอดเอกซเรย์) ทำให้อากาศรั่วเข้าไปข้างในได้ เรียกว่า Gassy tube) แล้วจะท ให้อิเล็กตรอนที่สร้างขึ้นวิ่งชนอไอออนที่เกิดจากการแตกตัวของอากาศภายในหลอดเอกซเรย์ (Ionization) ส่งผลให้ความเร็วของอิเล็กตรอนช้าลงและปริมาณอิเล็กตรอนที่ไปยัง Anode ลดลงด้วยส่งผลให้ปริมาณรังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นมีน้อยลงด้วยและมีพลังงานต่ำ ลักษณะของหลอดเอกซเรย์ ในบริเวณด้านข้างจะออกแบบให้บริเวณด้านข้างหลอด เอกซเรย์ในตำแหน่งที่รังสีเอกซ์จะถูกปล่อยออกมาให้มีความบางกว่าบริเวณอื่น เรียกบริเวณนี้ว่า Window ทั้งนี้เพราะต้องการให้รังสีเอกซ์ผ่านได้ดี หลอดเอกซเรย์ที่ใช้งานลักษณะของงานที่ต้องเอกซเรย์โดยใช้ปริมาณรังสีมาก

2.1.1.1 ขั้วแอโนด (Anode) เป็นขั้วบวกของหลอดเอกซเรย์มีลักษณะเป็นแผ่นจานกลมทาจากโลหะทั้งสแตนเลสอลอยด์ ขั้วแอโนดนี้จะท หน้าที่ทำให้อิเล็กตรอนที่วิ่งด้วยความเร็วสูงจากขั้วแคโทด (ขั้วลบ) ในหลอดเอกซเรย์วิ่งช้าลงหรือหยุดระหว่างการผลิตรังสีเอกซ์งานขั้วแอโนดจะหมุนอยู่ตลอด เพื่อเป็นการกระจายความร้อนและลดโอกาสเกิดความเสียหายเนื่องจากความร้อนที่สูงเกินไป

2.1.1.2 ขั้วแคโทด (Cathode) เป็นขั้วลบของหลอดเอกซเรย์ประกอบด้วยไส้หลอดที่มีลักษณะเหมือนขดลวดที่ติดตั้งอยู่ภายใน Focusing Cup

2.1.1.3 ไส้หลอด (Filament) เป็นขดลวดทั้งสแตนเลสซึ่งเป็นส่วนประกอบหนึ่งของขั้วแคโทด (ขั้วไฟฟ้าที่เป็นลบ) ของหลอดเอกซเรย์เมื่อมีกระแสไฟฟ้าวิ่งผ่านขดลวดนี้จะท ให้ขดลวดร้อนขึ้นจนถึงจุดที่สามารถปล่อยอิเล็กตรอนออกมาเพื่อใช้ผลิตรังสีเอกซ์

2.1.1.4 Focusing Cup

เป็นส่วนหนึ่งของขั้วแคโทดในหลอดเอกซเรย์ ลักษณะเหมือนถ้วยล้อมรอบไส้หลอด ซึ่งเมื่อท ให้ Focusing Cup มีศักย์ไฟฟ้าเป็นลบ Focusing Cup จะท หน้าที่ผลักอิเล็กตรอนที่เกิดจากไส้หลอดบังคับให้วิ่งไปด้านหน้า เป็นล อิเล็กตรอนแคบๆ

2.1.1.5 Focal Track

คือพื้นที่บนขั้วแอโนดที่ถูกอิเล็กตรอนจากไส้หลอดวิ่งชนขณะที่แอโนดหมุนระหว่างการผลิตรังสีเอกซ์

2.1.1.6 หลอดแก้วสุญญากาศ (Glass Envelope)

หมายถึงแก้วที่ห่อหุ้มหลอดเอกซเรย์ ภายในหลอดเอกซเรย์อากาศหรือก๊าซทั้งหมดจะถูกขจัดออกเพื่อท ให้เป็นสุญญากาศ เป็นการป้องกันไม่ให้อิเล็กตรอนจากไส้หลอดเกิดการกระแทก ท่อกันกับ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

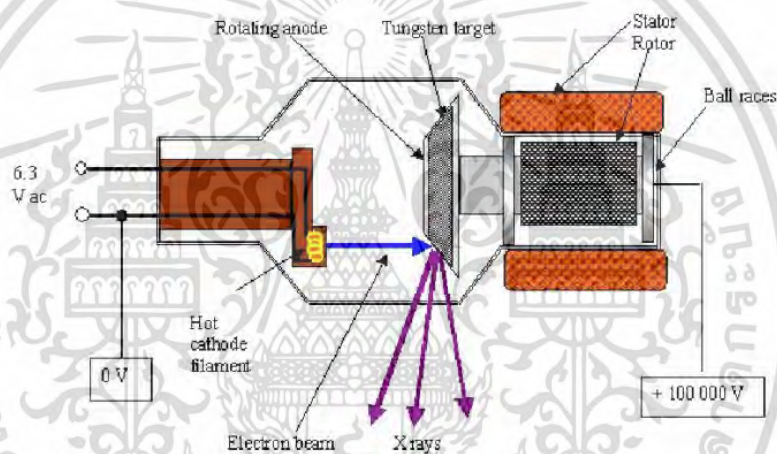
โมเลกุลอื่น (ท ให้เกิดอิเล็กตรอนทุติยภูมิได้) และเพื่อป้องกันการเกิดออกซิไดซ์ของไส้หลอดจากการรวมตัวกับออกซิเจน

2.1.1.7 แกนหมุน (Rotor)

หมายถึงแกนโลหะที่ยึดขั้วแอโนดของหลอดเอกซเรย์ท ให้ขั้ว แอโนดสามารถหมุนรอบตัวได้ ขณะที่มีการผลิตรังสีเอกซ์ความเร็วมาตรฐานของการหมุนของขั้วแอโนด คือ 3,000 รอบต่อนาทีถ้าขั้วแอโนด ความเร็วสูงสามารถหมุนได้ถึง 10,000 รอบต่อนาที

2.1.1.8 เป้า หรือ โฟกัสสปอต (Target or Focal Spot)

หมายถึงพื้นที่เล็กๆ บนขั้วแอโนดของหลอดเอกซเรย์ ที่อิเล็กตรอนความเร็วสูงที่วิ่งมาจากไส้หลอดพุ่งเข้าชนเป็นผลให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุด แล้วเกิดเป็นรังสีเอกซ์ (<1%) และความร้อน (>99%)



รูปที่ 2.2 โครงสร้างภายในของหลอดเอกซเรย์

2.2 รังสีเอกซ์กับการถ่ายภาพรังสีเอกซเรย์

รังสีเอกซ์ที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีทางการแพทย์เป็น General radiation หรือ Bremsstrahlung Radiation ในภาษาเยอรมันเรียกว่า Bremsstrahlung คือรังสีเอกซ์ที่ผลิตโดยการท ให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุด ส่วนรังสีชนิดอื่น เช่น Characteristic Radiation แม้จะถูกผลิตขึ้นมาด้วย แต่ในการสร้างภาพรังสีทางการแพทย์แล้ว Bremsstrahlung Radiation จะเป็นตัวหลักสคัญมากของการเกิดภาพ

2.2.1 รังสีเอกซ์

รังสีเอกซ์ถูกค้นพบโดย วิลเฮล์ม คอนราด เรินต์เกน (Wilhelm Conrad Roentgen) ชาวเยอรมัน โดยรังสีเอกซ์จะมีลักษณะและคุณสมบัติเป็นรังสีที่คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (Electromagnetic Wave) มีความยาวคลื่นสั้นมากซึ่งจะอยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.04 – 1000 Å. ซึ่งอยู่ในช่วงระหว่างรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แกมมาที่รังสีอัลตราไวโอเล็ต โดยรังสีเอกซ์นั้นจะมีคุณสมบัติเดินทางเป็นเส้นตรงซึ่งถ้าเดินทางในสุญญากาศจะมีความเร็วเท่ากับความเร็วแสง นอกจากนี้ยังสามารถสะท้อน หักเหและเบี่ยงเบนได้เหมือนแสง โดยรังสีเอกซ์จะไม่หักเหเมื่อเดินทางภายในสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า โดยการเกิดรังสีเอกซ์เกิดจากการที่อนุภาคที่มีความเร็วสูงวิ่งไปชนอนุภาคที่เป็นเป้า ทำให้อิเล็กตรอนของอนุภาคที่เป็นเป้าหลุดออกนอกวงโคจร ซึ่งสารบางอย่างเมื่อได้รับรังสีเอกซ์สามารถที่จะเกิดกระบวนการดูดกลืน ทำให้สามารถเกิดกระบวนการลูมิเนสเซนซ์ได้ขึ้นอยู่กับความหนาแน่นและน้ำหนักของอะตอมของสารนั้นๆ รังสีเอกซ์สามารถปล่อยประจุไฟฟ้าได้เมื่อเดินทางผ่านในอากาศหรือก๊าซ รวมไปถึงสามารถทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทั้งในด้านเคมีและชีวภาพ โดยรังสีเอกซ์จะมีนาจในการทะลุทะลวงสูง สามารถทะลุผ่านผิวหนังมนุษย์และสัตว์ได้แต่ไม่สามารถทะลุผ่านแผ่นตะกั่วหรือคอนกรีตหนาๆ ได้

2.2.2 การผลิตรังสีเอกซ์

ในการผลิตรังสีเอกซ์นั้น จำเป็นจะต้องมีกระบวนการต่างๆทั้งหมดดังนี้

2.2.2.1. การจัดส่งอิเล็กตรอน

การจัดส่งอิเล็กตรอนจะอาศัยกระแสไฟฟ้า (Electrical current) ที่ส่งผ่านไส้หลอดของขั้วแคโทด จะทำให้ไส้หลอดร้อนขึ้น เมื่อไส้หลอดได้รับความร้อนมากเพียงพอที่จะปลดปล่อยอิเล็กตรอนจนหลุดออกมาจากไส้หลอดกระบวนการนี้ เรียกว่า Thermionic emission อิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจากไส้หลอดจะเกาะเป็นกลุ่มอยู่รอบไส้หลอดจนเมื่อสวิตซ์เอกซเรย์ถูกกด กลุ่มของอิเล็กตรอนนี้ถูกอ้างถึงในนาม Spaced charge กระแสไฟฟ้าที่ใช้กันในงานรังสีวินิจฉัยมีหน่วยเป็น mA หรือ Milliampere

2.2.2.2. วิธีการเร่งความเร็วอิเล็กตรอน

วิธีการเร่งความเร็วอิเล็กตรอนจะอาศัยความต่างของค่าความต่างศักย์สูงสุด Kilovoltage Peak (kVp) คือความต่างศักย์ไฟฟ้าที่เกิดขึ้นระหว่างขั้ว แคโทดและแอโนดของหลอดเอกซเรย์ เพื่อทำหน้าที่เป็นตัวเร่งอิเล็กตรอนเมื่อแฮนด์สวิตซ์เอกซเรย์ถูกกด

2.2.2.3. วิธีการทำให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุด

Target และ Focal Track ที่ทำหน้าที่ให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุด ทั้งสแตนเลสเป็นวัสดุที่เข้าของหลอดเอกซเรย์เพราะ มีเลขอะตอมสูง ($Z=74$) ซึ่งหมายถึง จ นวนของโปรตอน (มีประจุบวก) ในนิวเคลียสของอะตอมดังนั้นเมื่ออิเล็กตรอนจากไส้หลอดวิ่งเข้าหาอะตอมทั้งสแตนเลสจะเกิดการดึงดูดเข้าหาด้วยประจุบวกของโปรตอนการกระทำ ท่อกันที่เกิดขึ้นนี้ ให้เกิดอิเล็กตรอนวิ่งช้าลงหรือหยุด เป็นผลให้รังสีเอกซ์เกิดความร้อน ธาตุที่มีโปรตอนในนิวเคลียสน้อยจึงมีประสิทธิภาพการผลิตเอกซเรย์น้อย เนื่องจากมีจ นวนโปรตอน น้อยกว่า และ ทั้งสแตนเลสมีจุดหลอมเหลวสูง (3,370 องศาเซลเซียส) สิ่งนี้มีความส คัญเนื่องจาก มากกว่า 99% ของพลังงานอิเล็กตรอนที่วิ่งมาจากไส้หลอดถูกเปลี่ยนไปเป็นความร้อนเมื่ออิเล็กตรอนถูกทำ ให้ช้าลงหรือหยุดวัสดุที่มีจุดหลอมเหลวต่ำ ทว่าจึงอาจหลอมเหลวได้เร็ว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์การใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.3 ภาพรังสีบนแผ่นฟิล์ม (Radiographic image)

2.3.1 ความทึบ (Density) หรือความมืด ของภาพรังสีบนแผ่นฟิล์ม (Radiographic Density) หมายถึงปริมาณความทึบ ที่ปรากฏบนภาพรังสีบนแผ่นฟิล์ม โดยค่าความทึบ ของภาพบนฟิล์ม บนตัวอ่านฟิล์มมีค่าเท่ากับ Natural Logarithm ของสัดส่วนของปริมาณแสงที่ตกกระทบหลังฟิล์มกับ ปริมาณแสงที่ทะลุผ่านฟิล์มออกมา

2.3.2 คอนทราสต์ (Contrast)

หมายถึง ความแตกต่างของความทึบ บนพื้นที่สองจุดบนแผ่นฟิล์ม ความแตกต่างของความทึบ ΔD นี้ทำให้เราสามารถเห็นเป็นภาพต่างๆ ปรากฏบนภาพรังสีได้

2.3.3 สเกลของคอนทราสต์ (Scale of Contrast)

หมายถึง จำนวนระดับความแตกต่างของความทึบ ทั้งหมดที่สามารถมองเห็นได้

2.3.4 สเกลคอนทราสต์ที่ยาว (long scale contrast)

หมายถึง คอนทราสต์ของภาพรังสีที่แสดงให้เห็นจ จำนวนระดับความแตกต่างของความทึบ ความทึบ ที่มองเห็นบนภาพจะมีความต่อเนื่องมีระดับสีเทาที่เปลี่ยนไปอย่างต่อเนื่อง นั่นคือมีความทึบ เพิ่มขึ้นทีละน้อย (หรือเรียกว่าคอนทราสต์ต่ำ)

2.3.5 สเกลคอนทราสต์ที่สั้น (short scale contrast)

หมายถึง คอนทราสต์ของภาพรังสีที่แสดงให้เห็นจ จำนวนระดับความแตกต่างของความทึบ นั่นคือมีความแตกต่างของความทึบ เพียงไม่กี่ระดับ จนมองภาพเกือบเป็นสีดำ และสีขาวชัดเจน

2.4 ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณ Exposure

2.4.1 มิลลิแอมแปร์ (mA) หรือ Milliampere

มิลลิแอมแปร์ คือ มิลลิ (1/1000) + แอมแปร์ (ampere) นั่นคือ 1 มิลลิแอมแปร์ = 1/1000 หรือ 0.001 เป็นตัวกหนดจ จำนวนของอิเล็กตรอนที่หลุดออกมาจากไส้หลอดของหลอดเอกซเรย์ เมื่อได้รับความร้อนที่สูงพอ ค่า mA มีผลต่อความทึบของภาพทางรังสีบนแผ่นฟิล์ม (Radiographic density) Radiographic density หมายถึงปริมาณความทึบ ที่ปรากฏบนภาพรังสีบนแผ่นฟิล์มโดย ความทึบ นี้เป็นผลจาก Metallic silver ที่ได้รับรังสีและผ่านกระบวนการสร้างภาพทางเคมีแล้ว

$$\text{ค่าความทึบ} \approx \log \left(\frac{\text{รังสีเอกซเรย์ที่ให้}}{\text{รังสีเอกซเรย์ที่ทะลุผ่าน}} \right) \quad (2.1)$$

mA สูง --> เกิดเอกซเรย์มาก --> ความทึบ ของภาพรังสีมาก

mA ต่ำ --> เกิดเอกซเรย์น้อย --> ความทึบ ของภาพรังสีน้อย

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กฎทั่วไป: ถ้า mA เพิ่มขึ้นสองเท่า ความคม เพิ่มขึ้นสองเท่า
 ถ้า mA ลดลงครึ่งหนึ่ง ความคม ลดลงครึ่งหนึ่ง
 ถ้า mA เพิ่มขึ้นสี่เท่า ความคม เพิ่มขึ้นสี่เท่า
 ถ้า mA ลดลงสี่เท่า ความคม ลดลงสี่เท่า

2.4.2 เวลา (Time)

เวลาที่ใช้ในการให้รังสีระยะเวลาทั้งหมดที่ใช้ในการเอกซเรย์ หรือเป็นช่วงเวลาในหน่วยวินาที ที่มีกระแสไฟฟ้าไหลจากไส้หลอดไปยังเป้าทั้งสแตนของหลอดเอกซเรย์นอกจากในหน่วยวินาทีแล้วอาจแสดงเป็นส่วนของวินาที

ถ้าระยะเวลานาน \rightarrow จ นวนอิเล็กตรอนวิ่งระหว่างขั้วหลอดมาก \rightarrow เกิดเอกซเรย์มาก
 ถ้าระยะเวลานาน \rightarrow เกิดเอกซเรย์มาก \rightarrow ภาพมีความคม มาก
 ถ้าระยะเวลานสั้น \rightarrow เกิดเอกซเรย์น้อย \rightarrow ภาพมีความคม น้อย

สรุป เวลาท หน้าที่ควบคุมระยะเวลาที่อิเล็กตรอนวิ่งระหว่างขั้วหลอดปริมาณรังสีเอกซ์และความคม ของภาพรังสีเวลาเป็นปัจจัยเชิงปริมาณดังนี้

เพิ่มเวลาขึ้นสองเท่า \rightarrow ภาพมีความคม เพิ่มขึ้นสองเท่า
 ลดเวลาลงครึ่งหนึ่ง \rightarrow ภาพมีความคม ลดลงครึ่งหนึ่ง

2.4.3 ค่าความต่างศักย์สูงสุด Kilovoltage Peak (kVp)

ค่าความต่างศักย์สูงสุดที่ใช้ในการเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนจากไส้หลอด ให้วิ่งไปยังเป้าทั้งสแตนของหลอดเอกซเรย์เพื่อผลิตรังสีเอกซ์เกิดระหว่างการผลิตรังสีเอกซ์ของหลอดเอกซเรย์ได้จากการตั้งค่าที่แผงควบคุมเครื่องลารังสีเอกซ์ที่ได้จะไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (Heterogeneous) นั้นหมายความว่า รังสีเอกซ์ที่มีพลังงานที่แตกต่างกันหลายค่า เช่นตั้งค่า ใว้ที่ 70 kVp รังสีเอกซ์ที่ได้จะมีค่า KV ในช่วง 0 ถึง 70 และจะมีค่าเฉลี่ยอยู่ที่ 50 kV โดยประมาณ KV เป็นตัวก หนดปริมาณรังสีของเอกซเรย์ และยังเป็นตัวก หนดคุณภาพของรังสีเอกซ์ด้วย และ KV บอกถึงอ นาจทะลุทะลวงของล รังสีเอกซ์ หรือความแข็งแรงของเอกซเรย์พลังงานเหล่านั้นด้วย kVp พลังงานล รังสีและความเข้มของเอกซเรย์การเพิ่มค่า kVp สูงขึ้น ทาให้ความเข้มของรังสีเอกซ์เพิ่มขึ้น เพราะได้รังสีเอกซ์ที่มีพลังงานสูงเป็นส่วนใหญ่ที่ kVp สูงกว่าจะให้ประสิทธิภาพการผลิตรังสีเอกซ์ที่สูงกว่า นั่นคือได้ปริมาณรังสีเอกซ์มากกว่า (เพราะมีความร้อนเกิดขึ้นน้อยกว่า ท ให้อิเล็กตรอนปลดปล่อยพลังงานเพื่อผลิตเอกซเรย์ได้มากขึ้น) เมื่อใช้ kVp เพื่อเปลี่ยนแปลงความคม ของภาพ คอนทราสต์ของภาพจะ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น มิฉะนั้นผู้ใดที่นำเอกสารนี้ไปเผยแพร่โดยไม่ได้รับอนุญาตเป็นการฝ่าฝืนกฎหมายใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปลี่ยนแปลงไปด้วย โดยปกติถ้าต้องการเปลี่ยนแปลงความคม ของภาพ ควรใช้การเปลี่ยนค่า mAs ดีกว่า เพราะไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลง คอนทราสต์ของภาพ ด้วยเหตุนี้ kVp จึงถือเป็นปัจจัยทางอ้อม หรือปัจจัยที่มีผลกระทบ ถ้าใช้เพื่อการควบคุมความคม ของภาพทางรังสี

2.4.4 ระยะทาง (Distance)

ระยะทางจาก Target ของหลอดเอกซเรย์ถึงตัวรับภาพ SID (Source to Image Distance) คือระยะทางแหล่งก ษิตไปถึงตัวรับภาพ หมายถึงระยะทางจากแหล่งก ษิตของเอกซเรย์ (โฟกัส ปอตของหลอด) ไปยังกลไกที่เป็นตัวรับภาพเอกซเรย์

ปัจจุบันมีการใช้เทคโนโลยีการสร้างภาพแบบดิจิตอลอย่างแพร่หลาย เช่น เครื่องเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography) และเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคป (Digital Fluoroscope) ซึ่งใช้ตัวรับภาพ ที่ไม่ใช่ฟิล์มเอกซเรย์ FFD (Focal Spot to Film Distance) คือระยะทางจากโฟกัส ปอตของหลอดเอกซเรย์ไปถึงฟิล์ม



รูปที่ 2.3 ระยะทางแหล่งก ษิตไปถึงตัวรับภาพ

กฎกำลังสองผกผัน (inverse square law) เป็นกฎทางฟิสิกส์ที่ใช้อธิบายการเปลี่ยนแปลง ความเข้มของรังสีในลำรังสีหนึ่งเมื่อระยะทางระหว่างแหล่งกำเนิดรังสีถึงตำแหน่งตัววัดรังสี (detector) เปลี่ยนไป (Inverse square law) กล่าวว่าคุณภาพความเข้มของรังสีแปรผกผันกับก ำลังสองของ ระยะทางระหว่างแหล่งก ษิตรังสีกับตัวรับภาพหรือตัววัดรังสี

$$I_1 / I_2 = (D_2)^2 / (D_1)^2 \quad (2.2)$$

โดยที่ I_1 = ความเข้มที่ต ้นแหน่งตั้งต้น

I_2 = ความเข้มขั้นที่ต ้นแหน่งใหม่

D_1 = ระยะทางที่ต ้นแหน่งตั้งต้น

D_2 = ระยะทางที่ต ้นแหน่งใหม่

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ข้อสังเกต : ความเข้มรังสีเป็นส่วนกลับกับระยะทางยกกำลังสองความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางและความคมชัด ของภาพรังสี

ถ้า SID ลดลง ----> ความคมชัดของภาพรังสีเพิ่มขึ้น (เมื่อปัจจัยทางเทคนิคอื่นคงเดิม)

ถ้า SID เพิ่มขึ้น ----> ความคมชัดของภาพรังสีลดลง (เมื่อปัจจัยทางเทคนิคอื่นคงเดิม)

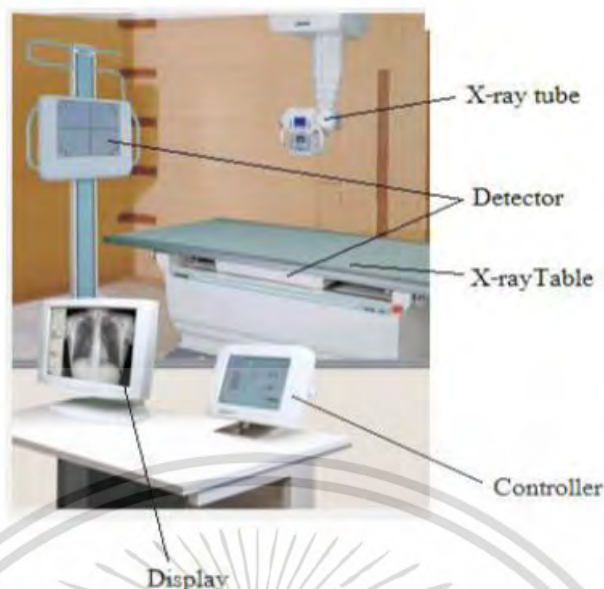
ถ้า SID ลดลงครึ่งหนึ่ง----> ความเข้มของรังสีและความคมชัดของภาพจะเพิ่มขึ้น

ถ้า SID เพิ่มขึ้นสองเท่า ----> ความเข้มของรังสีและความคมชัดของภาพจะลดลงหนึ่งในสี่

2.5 ทฤษฎีของดิจิตอลและเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Digital Radiography)

เทคโนโลยีเอกซเรย์ดิจิตอลและเอกซเรย์คอมพิวเตอร์อีกหนึ่งเทคโนโลยีที่จำเป็นสำหรับแพทย์และพัฒนาไปตามกาลที่ผ่านมา การถ่ายภาพด้วยรังสีหรือเอกซเรย์จำเป็นต้องการวินิจฉัยโรคของแพทย์มาก ซึ่งอาศัยการถ่ายภาพเอกซเรย์โดยให้รังสีเอกซเรย์ผ่านตัวผู้ป่วยไปยังแผ่นฟิล์มแล้วล้างฟิล์มเพื่อให้แพทย์ได้วินิจฉัยโรค ปัจจุบันได้มีเทคโนโลยีใหม่โดยการประยุกต์ใช้งานคอมพิวเตอร์ร่วมกับดีเทกเตอร์แบบดิจิตอล (Digital Detector) เพื่อสร้างภาพได้อย่างรวดเร็วในทันทีที่ฉายรังสีซึ่งช่วยลดเวลาในการตรวจและรอฟังผล ซึ่งระบบนี้ไม่ต้องมีแผ่นรับภาพแบบ imaging plate แต่ออกแบบให้มี Sensor หรือ Detector เป็นแผ่นขนาดใหญ่ เรียกว่า Flat Panel Detector แทนการรับฟิล์มเลย ซึ่งแผ่น Detector เหล่านี้เมื่อได้รับรังสีจะแปลงพลังงานรังสีไปเป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยตรง จากนั้นจะส่งสัญญาณไฟฟ้าเข้าเครื่องประมวลผลภาพ ได้ภาพออกมาทันทีภายในเวลาไม่กี่วินาที โดยไม่ต้องมีอุปกรณ์อ่านข้อมูล (Reader) แบบ CR ซึ่งระบบนี้เป็นระบบใหม่ล่าสุด เรียกว่า Direct Digital Radiography (DDR) ปัจจุบันนิยมใช้ Detector เรียกว่า a-Se TFT หรือ amorphous Selenium Thin Film Transistors. นอกจากนี้แล้ว ยังมีอีกระบบที่ เรียกว่า Indirect Digital Radiography (IDR) ซึ่งจะใช้ detector ที่มีตัวเรืองแสงประเภท Cesium Iodide (CsI(Tl)) ที่แอคทีเวทโดยทอเรียม เพื่อให้มีความไวในการรับรังสี วางไว้ก่อนชั้น TFT เมื่อได้รับรังสีชั้น CsI จะเรืองแสงขึ้น และมี Photodiode คอยรับความเข้มแสงที่เกิดจากการเรืองแสงของผลึก CsI จากนั้น Photodiode จะส่งสัญญาณไฟฟ้าไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลภาพต่อไป สายสำหรับ Detector ของเครื่อง DR ทั้งแบบ DDR และ IDR จะประกอบด้วยจำนวน sensor เล็กๆ เต็มทั้งแผ่น เรียกแต่ละจุดว่า Pixel ซึ่งจะมีขนาดเล็กมากประมาณ 50-300 ไมครอน

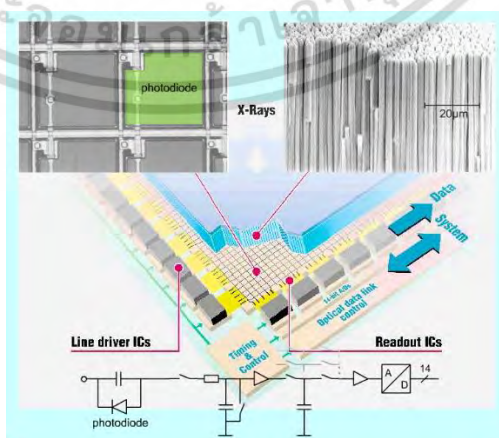
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.4 เครื่องเอกซเรย์แบบ Direct Digital Radiography (DDR) จะใช้ a-Se TFT เป็น detector

2.6 หลักการเอกซเรย์ภาพถ่าย

เอกซเรย์นี้เกิดจากการปล่อยรังสีเอกซ์ (เอกซเรย์) ที่เป็นรังสีแม่เหล็กไฟฟ้ามีความยาวคลื่น 10 – 0.01 นาโนเมตร อยู่ในย่านความถี่ 30-30,000 PHz (10^{15} Hz) จากหลอดเครื่องเอกซเรย์ไปยังผู้ป่วยเพื่อให้เกิดภาพของเงาวัววะที่แผ่นฟิล์มซึ่งรองรับรังสีจึงเกิดภาพอวัยวะคล้ายการถ่ายภาพด้วยฟิล์ม โดยส่วนใดที่รังสีเอกซ์ผ่านไปได้ยากนั้นจะมีสีขาว ถ้าอวัยวะใดรังสีเอกซ์ผ่านไปได้ง่ายก็จะมีสีเทาหรือดำ



รูปที่ 2.5 ระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (screen-film (SF) system)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.6.1 ซินทิลเลเตอร์ (Scintillator)

วัสดุของแข็งหรือของเหลวที่สามารถเรืองแสงด้วยความเข้มแสงที่น้อยในช่วงเวลาสั้นๆ เรียกว่า ซินทิลเลชัน (scintillation) ในปัจจุบันระบบดิจิทัล (Digital) ได้ใช้งานในการฉายรังสีและระบบถ่ายภาพรังสีดิจิทัลได้เข้ามาแทนที่ระบบอะนาล็อก (Analog) แบบดั้งเดิมหรือระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (screen-film (SF) system) ในช่วงสามทศวรรษที่ผ่านมาได้มีการเปลี่ยนผ่านจากสภาพแวดล้อมระบบจอภาพแผ่นฟิล์มไปเป็นสภาพแวดล้อมดิจิทัลใหม่ที่เป็นกระบวนการที่ซับซ้อน เพราะมีปัจจัยทางเทคนิคเกี่ยวกับการถ่ายภาพ การบริหารจัดการขนาดยาผู้ป่วย คุณภาพในการวินิจฉัยซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อกระบวนการนี้ การเปลี่ยนผ่านจากระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (SF) ไปเป็นดิจิทัลนั้นปริมาณรังสีที่สามารถให้กับผู้ป่วยอาจเพิ่มขึ้น 40-103% เมื่อเทียบกับระบบระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม เทคโนโลยีดิจิทัลสามารถจะให้ปริมาณรังสีกับผู้ป่วยเพิ่มขึ้นเนื่องจากความกว้างของช่วงไดนามิกเรนจ์ (dynamic range) ที่เป็นประโยชน์เพราะช่วยให้คุณภาพของภาพดีขึ้นเมื่อเทียบกับระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (SF) แบบดั้งเดิม ซึ่งเป็นความแตกต่างที่สำคัญของเทคโนโลยีอะนาล็อกและดิจิทัล ระบบการถ่ายภาพดิจิทัลที่สามารถให้ค่ารังสีสูงหรือต่ำมากขึ้นส่งผลต่อผู้ป่วยในกรณีค่ารังสีสูงมากสามารถ ให้ได้คุณภาพของรูปที่ดี แต่อาจเป็นเหตุให้เพิ่มปริมาณรังสีต่อผู้ป่วยโดยไม่จำเป็น

2.6.2 การถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์ (Computed Radiography)

การถ่ายภาพด้วยรังสีดิจิทัล (Digital Radiography Detector) เทคโนโลยีการถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์หรือเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Radiography (CR)) ได้รับการพัฒนาและได้นำเทคโนโลยีดิจิทัลใหม่นี้มาใช้ตรวจวินิจฉัยในคลินิกแล้ว

2.6.3 เรืองแสง (scanning laser stimulated luminescence (SLSL))

การพัฒนาโดยบริษัทฟูจิ (โตเกียว ประเทศญี่ปุ่น) และนำมาใช้ในตลาดในช่วงเริ่มต้นของปี 1980 ต่อมาในช่วงกลางทศวรรษที่ 1980 ระบบจัดเก็บข้อมูลด้วยสารเรืองแสงฟอสเฟอร์ (storage phosphor system) ซึ่งจะเป็นสารเรืองแสงชนิดเดียวกับสารในหลอดจอภาพของโทรทัศน์ โดยวิธีนี้ได้กลายเป็นวิธีใช้งานใหม่ในคลินิกในการถ่ายภาพรังสีตามปกติได้ด้วยการยึดยีนที่ผนัง โต๊ะขนาดใหญ่และถ่ายภาพขนาดเตียง ซึ่งต้องการผู้ใช้งานที่มีคุณสมบัติของด้านเทคนิคสูงและราคาแพงรวมทั้งรูปที่ได้มีคุณภาพที่จืดจางและจัดการได้ยาก อีกทั้งยังใช้เวลาในการตรวจสอบนานเท่าระบบดั้งเดิมจึงทำให้เกิดความล่าช้าในการเปลี่ยนถ่ายไปใช้ระบบสารเรืองแสงสโตเรจ (storage phosphor system) แต่ในโรงพยาบาลได้เริ่มเพิ่มจ นวนมากขึ้นในช่วงต้นปี 1990

โดยปัจจุบันนี้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Radiography (CR)) ที่เรียกว่าระบบถ่ายภาพรังสีสารเรืองแสงฟอสเฟอร์เก็บข้อมูล (storage-phosphor radiography system (CR)) ได้เข้ามามีบทบาทสำคัญในการถ่ายภาพรังสีดิจิทัล (digital projection radiography)

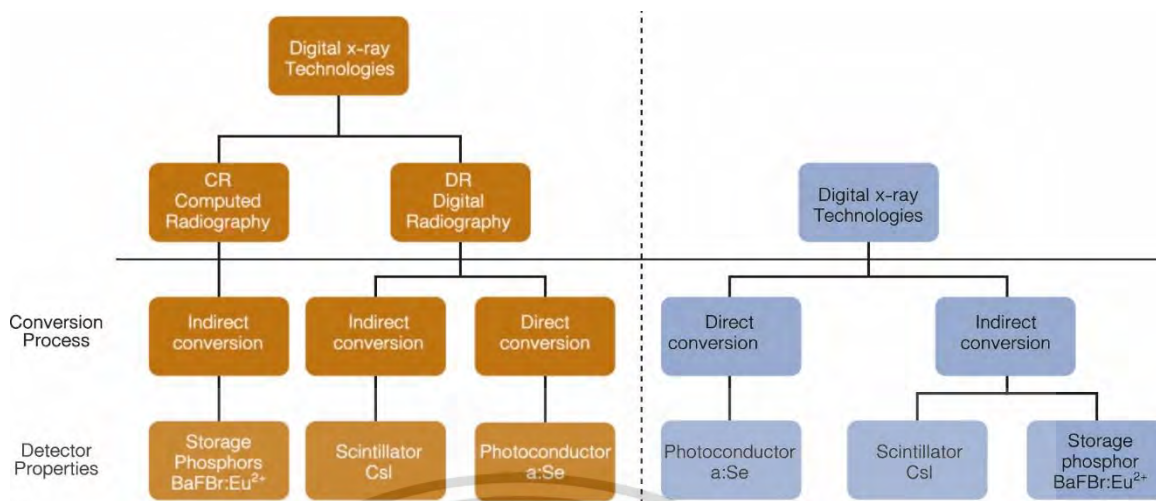
เอกสารนี้เป็นเอกสารลิขสิทธิ์หรือการสงวนลิขสิทธิ์ของโรงพยาบาลศิริราช เมื่อผู้ใดเห็นประโยชน์ประการใด
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 2.1 แสดงตารางเวลาของการพัฒนาในเทคโนโลยีดิจิทัลตั้งแต่ช่วงต้นทศวรรษ 1980 ถึงปี 2009

ปี	เทคโนโลยีดิจิทัลที่ใช้งานได้
1980	การถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์ (Computed radiography/CR) และสโตเรจด้วยสารเรืองแสงฟอสฟอรัส (phosphor)
1987	แผ่นภาพอะมอร์ฟัสซีลีเนียม (Amorphous selenium (a-Se))
1990	อุปกรณ์ชาร์จคัปเปิล (Charge-coupled device (CCD)) สแกนถ่ายภาพรังสีผ่านช่องโดยตรง (slot-scan direct radiography (DR))
1994	ดรัมสารซีลีเนียม DR (Selenium drum DR)
1995	ดีเทกเตอร์จอแบน ซินทิลเลเตอร์ที่ใช้สารอะมอร์ฟัส ซีลีคอน-ซีเซียม ไอโอไดด์ (Amorphous silicon-cesium iodide)
1997	ดีเทกเตอร์จอแบน (flat-panel detector) ซินทิลเลเตอร์ที่ใช้สารแกโดลิเนียม (Gadolinium-based)
2001	ดีเทกเตอร์จอแบนแบบพกพา (portable flat-panel detector) ซินทิลเลเตอร์ที่ใช้สารแกโดลิเนียม (Gadolinium-based)
2001	ดีเทกเตอร์จอแบนชนิดไดนามิก (Dynamic flat-panel detector) ที่ลบภาพดิจิทัล (digital subtraction angiography) โดยสามารถลบภาพอวัยวะอื่นๆ ออกไปเหลือเฉพาะส่วนที่ต้องการ
2006	เครื่องเอกซเรย์เต้านมด้วยระบบดิจิทัลภาพ 3 มิติ (Digital tomosynthesis)
2009	DR ชนิดไร้สาย (Wireless DR) หรือดีเทกเตอร์จอแบน (flat-panel detector)

หมายเหตุ แกโดลิเนียม (Gadolinium-based) ยังเป็นสารผสมที่สามารถฉีดให้ผู้ป่วยทั่วไป ซึ่งช่วยเพิ่มค่าคอนทราสต์ (Contrast) ของภาพถ่ายรังสี เช่น การฉีดสารสีนี้ที่หลอดเลือดเพื่อให้สามารถตรวจด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และเอ็มอาร์ไอ (Magnetic resonance imaging (MRI)) ที่ให้ภาพชัดเจนขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แผนภาพเปรียบเทียบการจัดแบ่งประเภทของเทคโนโลยีการถ่ายภาพรังสีดิจิทัล (digital radiography)

หมายเหตุ สารประกอบแบเรียมฟลูออโรโบรมไนด์ (Barium fluorobromide (BaFBr)) ที่ทำให้เกิด การท งานด้วย ยูโรเปียม (Europium (Eu²⁺)) ที่ท ปฏิกริยาละลายนั้ได้เหมือนแคลเซียมและติดไฟ ได้เองในอากาศที่อุณหภูมิ 150 – 180 °C ในช่วงกลางปี 1995 ได้มีนวัตกรรมที่ส าคัญคืออุปกรณ์ดี เทกเตอร์แผ่นเรียบ (Flat-panel detector) ได้รับการพัฒนาในขั้นแรกให้เป็นแบบบูรณาการรวมกับ อุปกรณ์รังสีวิทยา (radiology equipment) แต่เมื่อเร็ว ๆ นี้ได้มีอุปกรณ์ดีเทกเตอร์ชนิดไม่บูรณาการ (nonintegrated detector) และสามารถทงานได้ทั้งแบบเทคโนโลยีใช้สายหรือไร้สายระบบดิจิทัล แบ่งออกเป็นสองประเภทอย่างกว้าง ๆ คือ ระบบถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์ (computed radiography) และระบบถ่ายภาพรังสีดิจิทัล (digital radiography) โดยการจัดแบ่งดีเทกเตอร์นั้น สัมพันธ์กับกระบวนการเปลี่ยนพลังงานเอกซเรย์ไปเป็นประจุไฟฟ้า คือ การถ่ายภาพรังสีดิจิทัล โดยตรง (direct digital radiography) และการถ่ายภาพรังสีดิจิทัลทางอ้อม (indirect digital radiography) รวมทั้ง CR กระบวนการเปลี่ยนพลังงานหรือคอนเวอร์ชัน (conversion) และ คุณสมบัติของอุปกรณ์ดีเทกเตอร์ (detector properties) นอกจากนี้ยังสามารถจัดหมวดหมู่ชนิด อื่นๆ คือการจ แนกตามการรวมกลุ่มของอุปกรณ์ดีเทกเตอร์ดิจิทัลภายในอุปกรณ์รังสีวิทยา ใน กรณีนี้สามารถจัดแบ่งเป็นดีเทกเตอร์ชนิดบูรณาการ (integrated detector) และชนิดไม่บูรณาการ (nonintegrated detector) แม้ว่าการจัดแบ่งประเภทที่อาศัยความแตกต่างหลักระหว่างระบบ เทคโนโลยีดิจิทัลที่เกี่ยวข้องกับการตรวจจับเอกซเรย์ (เอกซเรย์ detection) และกระบวนการอ่าน ข้อมูล (readout process) ส่วนระบบซีอาร์ (Computed Radiography (CR)) ประกอบด้วย หลอดเอกซเรย์ (เอกซเรย์ tube) แผ่นภาพ (Imaging plate) ที่ใช้แผ่นฟอสเฟอร์ที่เก็บรูปที่กระตุ้นด้วย แสง (PSP : Photostimulable Storage Phosphor) เครื่องอ่านแผ่นภาพ (Imaging plate Reader หรือ CR Reader)) และคอนโซล (Console) CR เป็นระบบการถ่ายภาพเอกซเรย์แบบดิจิทัลที่ใช้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่ออนุญาตให้เผยแพร่เอกสารนี้เป็นการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แผ่นภาพสำหรับจัดเก็บข้อมูลด้วยสารเรืองแสงฟอสเฟออร์ (storage-phosphor image plate) ที่หน้าที่ได้รับแสงเอกซเรย์แทนการใช้ฟิล์มแล้วจึงนำแผ่นภาพ (Image Plate) นี้ไปสแกนให้ได้ภาพดิจิทัลซึ่งเป็นกระบวนการแยกต่างหากของเครื่องอ่านข้อมูลภาพ และบันทึกภาพไว้ในคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงผล ซึ่งหมายถึงกระบวนการคอนเวอร์เตอร์ทางอ้อม (indirect conversion process) เทคโนโลยี DR เปลี่ยนรังสีเอกซ์เป็นประจุไฟฟ้าโดยวิธีอ่านได้โดยตรงด้วยการใช้อาร์เรย์ทรานซิสเตอร์ฟิล์มบาง (thin-film transistor (TFT)) โดยไม่ต้องล้างฟิล์มและบันทึกหรือแปลงเป็นข้อมูลดิจิทัลด้วยกระบวนการของคอมพิวเตอร์ให้เป็นภาพดิจิทัลได้ในทันที

ตารางที่ 2.2 ส่วนประกอบสามส่วนของดีเทกเตอร์ดิจิทัล (digital detector)

Detector technology	Capture element	Coupling element	Charge readout
Computed radiography (CR)	BaFBr:Eu ²⁺	Photostimulated luminescence (PSL) light-guide	Photomultiplier tube; signal digitization
Direct radiography (DR)	Direct conversion	a-Se	None
	Indirect conversion	CsI or Gd ₂ O ₂ S	Contact layer
TFT thin-film transistor liquid crystal display			

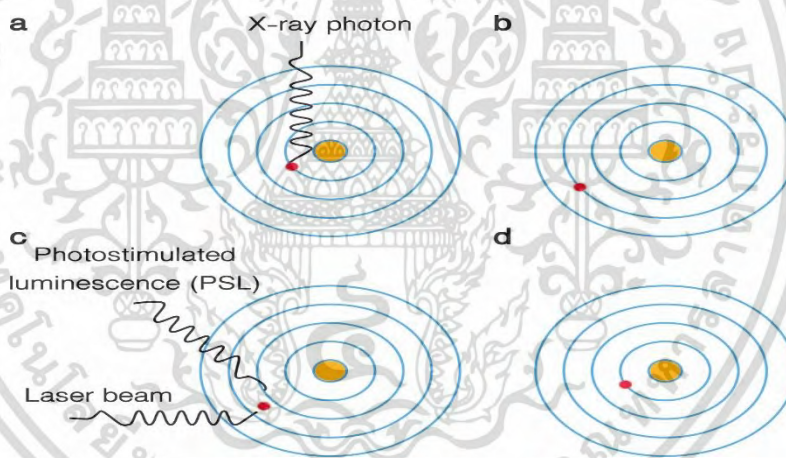
ตารางที่ 2.2 แสดงความแตกต่างระหว่างเทคโนโลยีดีเทกเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับองค์ประกอบสามประเภทของอุปกรณ์ดีเทกเตอร์ดิจิทัล องค์ประกอบจับภาพ (capture element) องค์ประกอบคัปปลิง (coupling element) และองค์ประกอบอ่านค่าซาร์จ (charge readout element) เทคโนโลยี CR ใช้กระบวนการคอนเวอร์เตอร์ทางอ้อม (indirect conversion process) โดยใช้เทคนิคเอกซเรย์สองขั้นตอน คือ จับภาพรังสีเอกซ์ได้ด้วยจอสตอเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor screen (SPS)) เช่น สารเรืองแสง BaFBr: EU2+ และจากนั้นโฟโตดีเทกเตอร์ (photodetector) จับแสงที่ปล่อยออกมาจากสตอเรจฟอสเฟออร์ (SPS) และเปลี่ยนแสงเรืองให้เกิดเป็นภาพดิจิทัลตามวัตถุได้ถูกต้องและตรงกัน ดีเทกเตอร์ DR สามารถใช้ทั้งกระบวนการทางตรงหรือทางอ้อมสำหรับการเปลี่ยนรังสีเอกซ์ให้เป็นประจุไฟฟ้าระบบคอนเวอร์เตอร์โดยทางอ้อมใช้เทคนิคสองขั้นตอนในการคอนเวอร์เตอร์ โดยใช้ซินทิลเลเตอร์ (scintillator) เช่น ซีเซียมไอโอไดด์ (cesium iodide (CsI)) ที่เปลี่ยนรังสีเอกซ์ให้เป็นแสงที่มองเห็นได้ในขั้นแรก แล้วจึงเปลี่ยนแสงนี้ให้เป็นประจุไฟฟ้าในขั้นตอนที่สอง โดยอาศัยอาร์เรย์โฟโตไดโอดซิลิคอนอะมอร์ฟัส (amorphous silicon photodiode array) แม้จะมีหลายขั้นตอนทั้งการดีเทกตรึงจับเอกซเรย์และการอ่านดีเทกเตอร์ดิจิทัล แต่มีข้อได้เปรียบหลายข้อเมื่อเทียบกับระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (SF) ซึ่งรวมถึงช่วงความกว้างของไดนามิก (dynamic

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

range) การประมวลผลรูปที่สามารถปรับได้ คุณภาพของรูปที่ดีกว่า การถ่ายภาพได้อย่างรวดเร็วและการเข้าถึงภาพได้จากระยะที่ห่างไกล

2.7 การเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Radiography)

การถ่ายภาพรังสีคอมพิวเตอร์ (Computed Radiography) ใช้เทคโนโลยีดิจิทัลได้เป็นครั้งแรก โดยเทคโนโลยี CR อาศัย สตอเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor screen (SPS)) และใช้งานได้ครั้งแรกในคลินิกโดยฟูจิในช่วงต้นปี 1980 เทคโนโลยีนี้จะใช้ดีเทกเตอร์ที่กระตุ้นการทำงานด้วยแสง (photostimulable detector) ซึ่งมาแทนที่คาสเซตในระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (SF cassette) โดยคาสเซตนี้มีขนาดมาตรฐานและมีแผ่นเก็บภาพจากสารเรืองแสงฟอสเฟออร์ (storage-phosphor plate) เปิดเพื่อรับรังสีอยู่ภายในส สำหรับถ่ายภาพรังสีตามปกติตั้งนั้นจึงไม่ต้องเปลี่ยนเครื่องก ชนิดไฟฟ้า หลอดเอกซเรย์และผนังถ่ายภาพเอกซเรย์ขนาดใหญ่หรือโต๊ะติดตั้งระบบเอกซเรย์ ดังนั้นเทคโนโลยี CR นี้จึงช่วยให้รังสีเทคนิค (radiographer) ได้ภาพถ่ายรังสีในลักษณะเดียวกันกับระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (SF) แบบดั้งเดิม



รูปที่ 2.7 การรับแสงของสตอเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor screens (SPS)) และการเรืองแสงจากการกระตุ้นด้วยแสง (photostimulated luminescence (PSL))

2.7.1 ความแตกต่างคือวิธีสร้างรูปที่เก็บภาพชั่วขณะ (latent image)

วิธีการประมวลผลภาพ ไซเกิ้ลของการถ่ายภาพขั้นพื้นฐาน CR มีสามขั้นตอนดังนี้

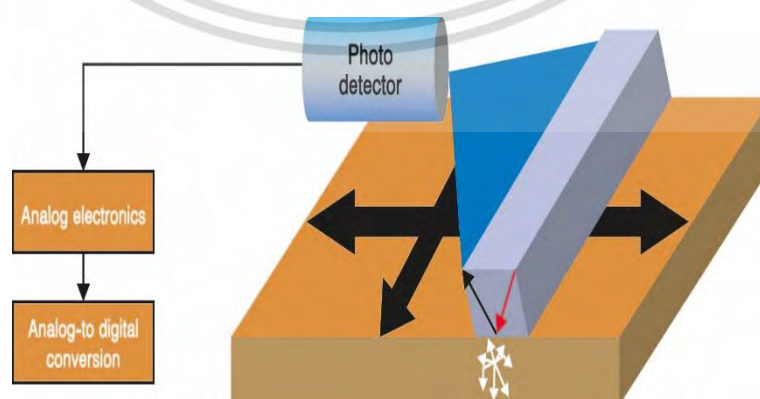
- 2.7.1.1. เปิดรับแสงด้วยแผ่นเก็บข้อมูล (Image Plate) ที่ท งานคล้ายแผ่นฟิล์ม เพราะสามารถใช้กับรังสีเอกซ์หรือรังสีแกมมาแล้วยังน ทกลับมาใช้ซ้ำ ได้อีก นวน 1000 ครั้ง
- 2.7.1.2. อ่านข้อมูลแล้วสามารถส่งข้อมูลไปแสดงผลที่หน้าจอคอมพิวเตอร์ในขณะ ท การสแกนได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.1.3. สามารถลบข้อมูลภาพออกจากแผ่นเก็บข้อมูล (Image Plate) และสามารถเอกซเรย์ต่อได้ในทันที

2.7.2 คาสเซ็ทต์ (radiography cassette)

ภายในจะมีแผ่นภาพ (image plate (IP)) หรือเรียกว่าสโตเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor screen (SPS)) ที่ประกอบด้วยชั้นดีเท็กของฟลูออโรสโตนด้วยแสง (photostimulable) เพื่อใช้งานโดยอาศัยกลุ่มของสารเรืองแสง BaFX:EU2+ เมื่อค่า X สามารถคือสารที่สามารถเลือกใช้ เป็นฮาโลเจน (halogens) คลอรีน (chlorine (Cl)) โบรมีน (Bromine (Br)) หรืออาจเลือกใช้ ส่วนผสมของสารที่กล่าวมานี้ก็ได้ สโตเรจฟอสเฟออร์ (SPS) ทั่วไปสามารถเก็บภาพให้ค้างได้ใน ช่วงเวลาหนึ่ง อย่างไรก็ตามสมาคมแพทย์อเมริกัน (American Association of Physicists) ได้ รายงานว่ารูปที่เก็บค้างจะสูญเสียสัญญาณที่เก็บไว้ประมาณ 25% ในระหว่าง 10 นาทีและ 8 ชั่วโมง ภายหลังจากได้รับแสง ฟลูออโรสโตนเรืองแสงฟอสเฟอรัส (phosphor crystal) มักจะหลอมไว้ในแผ่นวัสดุเร ซินด้วยวิธีที่ไม่มีโครงสร้าง (ซินทิลเลเตอร์ (scintillator) ชนิดไม่มีโครงสร้าง) เมื่อสโตเรจฟอสเฟออร์ (SPS) ได้รับแสงเอกซเรย์แล้วจะดูดซับพลังงานของรังสีที่เกิดขึ้นนั้นไว้และกระตุ้นอิเล็กตรอนให้อยู่ใน ระดับพลังงานสูง (รูปที่ 2.7 a,b) อิเล็กตรอนที่ได้รับการกระตุ้นเหล่านี้ยังคงติดค้างอยู่ที่ระดับพลังงาน ที่ไม่แน่นอนของอะตอม พลังงานรังสีเอกซ์ที่ดูดซับเก็บไว้ในโครงสร้างผลึกของสารเรืองแสงและรูปที่ คงค้างไว้จะสร้างขึ้นได้ในสถานะพลังงานสูงและอิเล็กตรอนเหล่านี้กระจายอย่างมากในอุปกรณ์ดีเท็ก เตอร์สโตเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor detector) โดยพลังงานที่ติดค้างอยู่นี้สามารถ ปลดปล่อยออกได้ถ้ากระตุ้นด้วยพลังงานแสงที่เพิ่มขึ้นของความยาวคลื่นที่เหมาะสมโดยกระบวนการ เรืองแสงจากการกระตุ้นด้วยแสง (photostimulated luminescence (PSL)) นี้ (รูปที่ 3) หลังจาก ฉายรังสีเอกซ์แล้วสร้างภาพค้างทรวง สโตเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor screens (SPS)) ได้รับการสแกนอ่านด้วยเครื่องอ่านCR แยกต่างหาก ขั้นตอนที่สองของไซเคิลในการถ่ายภาพ CR เป็นกระบวนการอ่านที่ต่อจากการเปิดรับแสงที่แผ่นภาพ)



รูปที่ 2.8 ขั้นตอนการสแกนสโตเรจฟอสเฟออร์ (storage-phosphor screens (SPS))

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.7.3 ลำแสงเลเซอร์สีแดงสแกนแผ่นหน้าจอโฟโตสตีมูลเอเบิล (photostimulable screen)

ท งานโดยเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยแสงเลเซอร์แล้วจะปลดปล่อยโฟตอนแสงสีฟ้า เมื่อเลเยอร์ชั้นดีเทกทีฟ (detective layer) ของแผ่นภาพ (image plate (IP)) ได้รับการสแกนแต่ละพิกเซลด้วยเลเซอร์พลังงานสูงด้วยค่าความยาวคลื่นที่เฉพาะค่า พลังงานที่เก็บไว้จะเป็นอิสระและออกมาในรูปของแสงที่มีค่าความยาวคลื่นที่ค่าหนึ่งที่แตกต่างกัน แสงเลเซอร์ การกระตุ้นกระบวนการของ (photostimulated luminescence (PSL)) เป็นผลให้ปล่อยแสงสีฟ้าซึ่งมีส่วนตรงตามเอกซเรย์และยังปล่อยอิเล็กตรอนที่ได้รับการกระตุ้นให้อยู่ในระดับพลังงานต่ำ แสงเลเซอร์ความยาวคลื่นเฉพาะค่าหนึ่ง พลังงานจัดเก็บไว้จึงปลดปล่อยให้เป็นอิสระ ในขณะที่ปล่อยแสงออกมาด้วยความยาวคลื่นแตกต่างจากลาแสงเลเซอร์ ซึ่งกระตุ้นกระบวนการเรืองแสง (photostimulated luminescence (PSL)) โดยผลลัพท์ในการปล่อยแสงสีฟ้าออกมาในสัดส่วนเท่ากับเอกซเรย์เดิม และการปล่อยอิเล็กตรอนที่ได้รับการกระตุ้นให้เป็นอิสระและให้อยู่ในระดับพลังงานที่ต่ำกว่า

2.7.4 โฟโตไดโอด (photodiode)

ท หน้าทีรวบรวมแสงที่เกิดขึ้นนี้ไว้และเปลี่ยนเป็นค่าประจุไฟฟ้าในขณะที่วงจรรคอนเวอร์เตอร์อะนาลอกเป็นดิจิตอล (analog-to-digital) เปลี่ยนประจุไฟฟ้าเป็นภาพดิจิตอลได้อย่างสอดคล้องกัน ขั้นตอนสุดท้ายการถ่ายภาพขั้นพื้นฐาน CR คือลบสัญญาณที่หลงเหลืออยู่ โดยที่อิเล็กตรอนของรูปที่ค้างอยู่ยังคงอยู่ในระดับพลังงานที่สูงหลังจากขั้นตอนการอ่านข้อมูลแล้ว ดังนั้นจึงต้องใช้แหล่งกำเนิดแสงสีขาวยความเข้มสูงลบพลังงานที่ค้างนี้ทิ้งโดยไม่ทำให้เกิดพลังงานกับอิเล็กตรอนอีก รูปที่ 4 แสดงขั้นตอนไขเกล็ดของการสแกนสตอเรจฟอสเฟอร์ (SPS) การถ่ายภาพรังสีดิจิตอลระบบจอแบน

2.8 Digital radiography flat-panel system

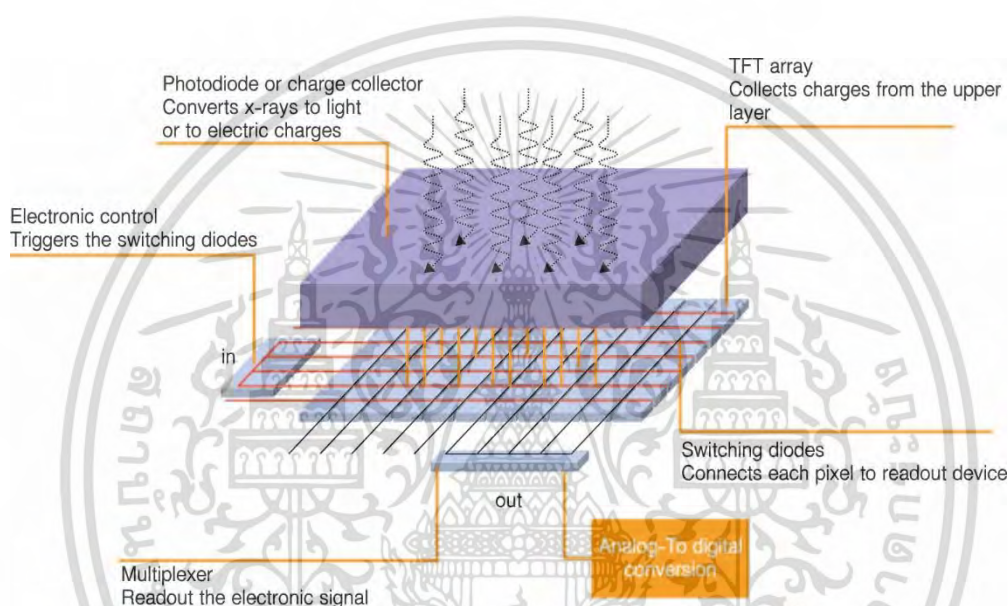
Digital radiography flat-panel system พร้อมกลไกการอ่านข้อมูลแบบบูรณาการ (integrated readout mechanism) ถูกนำมาใช้ในตลาดในช่วงปลายปี 1990 ระบบแผ่นเรียบ (Flat-panel system) ยังที่รู้จักกันเป็นดีเทกเตอร์เอกซเรย์พื้นที่ขนาดใหญ่ (large-area เอกซเรย์ detector) บูรณาการเลเยอร์ที่มีความไวต่อเอกซเรย์ (เอกซเรย์-sensitive layer) และระบบอ่านอิเล็กทรอนิกส์ที่ใช้อาร์เรย์ TFT ดีเทกเตอร์ใช้เลเยอร์ซินทิลเลเตอร์ (scintillator) และโฟโตไดโอด TFT ที่ไวต่อแสงที่เรียกว่าดีเทกเตอร์ TFT คอนเวอร์ชันทางอ้อม (indirect-conversion TFT detector) ส่วนเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้เลเยอร์ของโฟโตคอนดักเตอร์ (photoconductor) ที่มีความไวต่อเอกซเรย์และอุปกรณ์เก็บประจุ TFT (TFT charge collector) ที่เรียกว่าดีเทกเตอร์ TFT คอนเวอร์ชันโดยตรง TFT (direct-conversion TFT detector) การอ้างอิงกับอะมอร์ฟัสซิลิคอน (a-Si) ซึ่งจะใช้ในอาร์เรย์ TFT เพื่อบันทึกสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์ แต่ทั้งนี้ไม่ควรจะสับสนกับอะมอร์ฟัสซิลิเนียม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(Amorphous selenium (a-Se)) วัสดุที่ใช้ในการจับพลังงานรังสีเอกซ์ในดีเทกเตอร์สัญญาณดิจิทัล โดยตรง (direct digital detector)

2.8.1 โครงสร้างของระบบอิเล็กทรอนิกส์

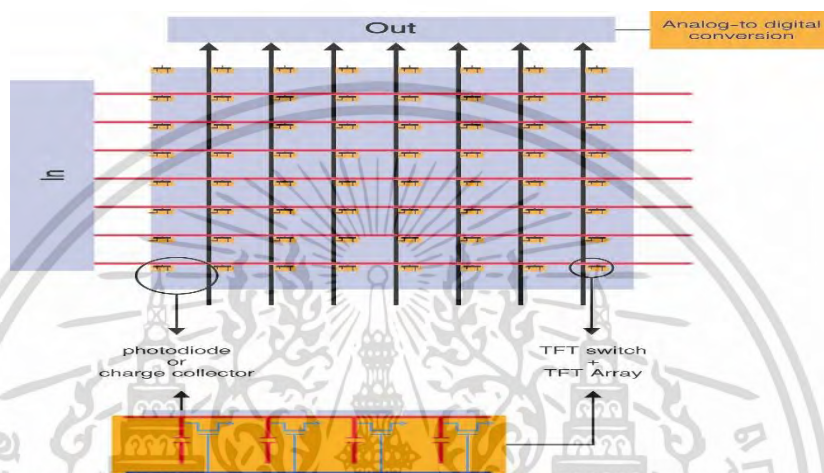
เป็นขั้นตอนการอ่านข้อมูลการใช้งานที่เรียกว่าระบบอ่านข้อมูลเมตริกซ์ที่ใช้งานตรงข้ามกับระบบสโตเรจฟอสเฟออร์ (storage phosphor system) ที่ไม่มีส่วนประกอบที่ท การอ่านได้ที่รวมการใช้งานภายในดีเทกเตอร์ โดยกระบวนการอ่านค่าทั้งหมดเป็นไปอย่างรวดเร็วมากที่ช่วยให้การพัฒนาต่อไปในดีเทกเตอร์เอกซเรย์ ดิจิตอลแบบเรียลไทม์ (real-time)



รูปที่ 2.9 โครงสร้างแผ่นเพลทแบน (Flat-panel structure)

โดยปกติทั่วไปจะฝากอาร์เรย์ TFT (รูปที่ 2.9) ไว้อยู่บนแผ่นซับสเตรตแก้ว (substrate) หลายชั้นให้อยู่ร่วมกับอุปกรณ์อ่านค่าอิเล็กทรอนิกส์โดยวางไว้ที่ระดับต่ำสุดและอาร์เรย์เก็บประจุไฟฟ้า (charge collector array) อยู่ที่ระดับสูงกว่า ทั้งนี้จะขึ้นอยู่กับชนิดของดีเทกเตอร์ที่ผลิต ขั้วไฟฟ้าที่เก็บประจุไฟฟ้า (charge collection electrode) หรือส่วนประกอบตรวจจับแสง (light-sensing element) นั้นจะจัดไว้ที่ชั้นบนสุด ข้อดีของการออกแบบนี้คือขนาดกะทัดรัดและการเข้าถึงภาพดิจิทัลได้ทันที ประสิทธิภาพการท งานของระบบ DR มีประสิทธิภาพมากกว่าระบบ CR ซึ่งมีประสิทธิภาพในการคอนเวอร์เตอร์ 20-35% และระบบจอภาพแผ่นฟิล์ม (screen-film (SF) system) ส หรับการถ่ายภาพรังสีที่ทรวงอกมีประสิทธิภาพในการคอนเวอร์เตอร์ 25% ระบบไร้สาย DR จอแบนได้จ หน่ายในเชิงพาณิชย์ในปี 2009 เครื่องเอกซเรย์ระบบ DR ไร้สายชนิดที่ไม่บูรณาการสามารถใช้งานเพื่อให้ภาพถ่ายด้วยรังสีในทานองเดียวกันกับ CR เครื่องเอกซเรย์ไร้สาย DR นั้นถูกบังคับให้ใช้แลนแบบไร้สาย (wireless LAN) สำหรับการสื่อสารระหว่างดีเทกเตอร์DR และเวิร์กสเตชัน (Workstation) การถ่ายภาพรังสีแต่ละครั้งนั้นจะส่งถ่ายข้อมูลเกือบจะเป็นเรียลไทม์ เอกสารนี้เป็นเอกสารทสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนุญาตเห็นไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

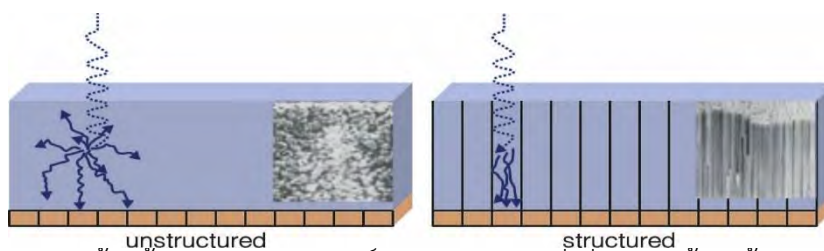
(Real time) จากคาสเซตต์ DR (DR cassette) ไปถึงเวิร์กสเตชัน คาสเซตต์DR (DR cassette) นี้ได้รวมแบตเตอรี่ไว้และต่อกับแหล่งจ่ายไฟภายในเพื่อจะช่วยให้เครื่องเอกซเรย์เป็นอิสระที่จะฉายรังสีในสถานที่ต่างๆ ได้สะดวกและส่งถ่ายโอนข้อมูลภาพรังสีนี้ไปยังระบบเพื่อพิจารณาผลต่อไป ขนาดใหญ่ พื้นที่ตรงระบบคอนเวอร์เตอร์พื้นที่ขนาดใหญ่ระบบโดยตรงคอนเวอร์เตอร์ใช้ซีลีเนียม (selenium (Se)) เป็นวัสดุเคมีคอนดักเตอร์ เพราะเอกซเรย์คุณสมบัติดูดซึมและการทำงานเชิงพื้นที่ที่แท้จริง ความละเอียดสูงมาก



รูปที่ 2.10 อาร์เรย์ของทรานซิสเตอร์ฟิล์มบาง (thin-film transistor (TFT) array)

ก่อนที่จอแบนได้รับรังสีเอกซ์นั้นจะป้อนสนามไฟฟ้าให้กับเลเยอร์ซีลีเนียม จากนั้นเมื่อได้รับแสงเอกซเรย์แล้วจะสร้างอิเล็กตรอนและหลุมภายในเลเยอร์ของซีลีเนียม (Se) โฟตอนรังสีเอกซ์ที่ดูดซึมไว้จะกลายเป็นประจุไฟฟ้าและดึงไปยังขั้วไฟฟ้าที่เก็บประจุไฟฟ้า (charge-collecting electrode) โดยตรงเนื่องจากค่าของสนามไฟฟ้า ค่าประจุไฟฟ้าเป็นส่วนหนึ่งของการเกิดแสงเอกซเรย์ที่สร้างขึ้นและโยกย้ายในทิศทางแนวตั้งทั้งพื้นผิวสองด้านของเลเยอร์ซีลีเนียม (selenium (Se) layer) โดยไม่มีการแพร่กระจายด้านข้างมากนัก ส่วนที่ด้านล่างของเลเยอร์ซีลีเนียม (Se) โดยประจุไฟฟ้า (charge collector) จะถูกดึงดูดไปที่ตัวเก็บประจุ TFT (TFT charge collector) ซึ่งจะเก็บประจุไฟฟ้าไว้จนกว่าจะมีการอ่านข้อมูล ประจุไฟฟ้าเก็บรวบรวมในสตอเรจคาปาซิเตอร์ (storage capacitor) แต่ละตัวจะได้รับการขยายและเปลี่ยนค่าเป็นคาร์รหัสดิจิทัลตรงตามพิกเซลอย่างถูกต้องและสอดคล้องกัน โดยในระหว่างการอ่านค่านั้นประจุไฟฟ้าในสตอเรจคาปาซิเตอร์ (storage capacitor) ของทุกแถวได้นั้น ไปใช้งานโดยทรานซิสเตอร์ไปยังแอมพลิไฟเออร์ (Amplifier)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.11 ภาพตัดด้านข้างของซินทิลเลเตอร์ (scintillator) ที่ไม่มีโครงสร้าง (ซ้าย) และ ซินทิลเลมิโครงสร้าง (ขวา)ระบบคอนเวอร์เตอร์ทางอ้อม-พื้นที่ขนาดใหญ่

ระบบคอนเวอร์เตอร์ทางอ้อม-พื้นที่ขนาดใหญ่ (Large-area indirect-conversion system) ใช้ซีเซียมไอโอดด์ (cesium iodide (CsI)) หรือแกโดลิเนียมออกซีสัลไฟด์ (gadolinium oxysulphide (Gd₂O₂S)) เป็นอุปกรณ์ดีเทกเตอร์เอกซเรย์ (X ray detector) อุปกรณ์ซินทิลเลเตอร์ (scintillator) และสารเรืองแสงฟอสเฟอร์ใช้งานในดีเทกเตอร์คอนเวอร์เตอร์โดยทางอ้อม (indirect conversion) นั้นสามารถใช้งานได้ทั้งกับวัสดุที่มีโครงสร้าง (structured) หรือไม่มีโครงสร้าง (Unstructured) (รูปที่ 2.11) ส่วนซินทิลเลเตอร์ชนิดไม่มีโครงสร้าง (Unstructure scintillator) ท ให้แสงที่ผ่านเข้าไปในวัสดุไม่มีโครงสร้างนี้แล้วเกิดการกระจายภายในวัสดุเป็นจนวนมากและจะลดความละเอียดของภาพลง (spatial resolution) เมื่อชั้นหรือเลเยอร์ของซินทิลเลเตอร์ (scintillator) ด้รับรังสีเอกซ์แล้วจะดูดซึมและเปลี่ยนให้เป็นการเรืองแสงฟลูออเรสเซนต์ (fluorescent) สีขาว ชั้นตอนที่สองใช้อาเรย์โฟโตไดโอดซิลิกอน (Si photodiode) เปลี่ยนแสงเป็นประจุไฟฟ้า โดยดีเทกเตอร์คอนเวอร์เตอร์ทางอ้อม (Indirect conversion detector) สร้างขึ้นโดยการเพิ่มวงจรโฟโตไดโอด (Si photodiode) และซินทิลเลเตอร์ (scintillator) อยู่เลเยอร์บนสุดของ TFT ที่คล้ายแซนวิช โดยเลเยอร์หรือชั้นใช้แทนที่ชั้นเซมิคอนดักเตอร์เอกซเรย์ (เอกซเรย์ semiconductor) ที่ใช้ในอุปกรณ์คอนเวอร์เตอร์โดยตรง (direct-conversion device) พื้นที่การใช้งานของดีเทกเตอร์แบ่งออกเป็นไอซีอาร์เรย์ของชั้นส่วนประกอบรูปที่เรียกว่าพิกเซล (pixel) และแต่ละชั้นส่วนยังประกอบด้วยโฟโตไดโอดและสวิตช์แบบ TFT ใช้ส สำหรับกระบวนการอ่านข้อมูล หน้าจอซินทิลเลเตอร์โครงสร้างพิกเซลใหม่ (novel pixel-structured scintillation screen) พร้อมกับขนาดอนุภาคนาโนคริสตอล (nanocrystalline Gd₂O₃: Eu) ส สำหรับดีเทกเตอร์ภาพเอกซเรย์ความละเอียดสเปเชียลสูงที่สร้างขึ้นสำหรับเซนเซอร์ถ่ายภาพเอกซเรย์ทางอ้อมด้วยความไวสูงและความละเอียดสเปเชียลสูง (high spatial resolution) ทั้งนี้ค่าของจนวนพิกเซลสูงไม่ได้หมายความว่าเท่ากับความละเอียดสเปเชียลสูงเพราะค่าพิกเซลสูงกว่ากลับปรากฏรูปที่คมชัดน้อยกว่าค่าสเปเชียลน้อยกว่า

2.9 ระบบ Backscatter X-ray imaging

มีหลักการท งานก็คือ การสร้างรูปที่ด้รับจากการส่งผ่านรังสีเอกซ์ (เอกซเรย์) ความถี่ต่ำที่ใช้ในเครื่องเอกซเรย์ตามปกติ จะแสดงภาพร่างกายของผู้ถูกเอกซเรย์รวมถึงสิ่งต้องสงสัยที่ผู้ถูกเอกซเรย์นี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกซเรย์พกพา ซึ่งวัสดุที่มีความหนาแน่น (Density) ต่างกัน เช่น คาร์บอน ออกซิเจน ไฮโดรเจน และไนโตรเจน (ซึ่งเป็นองค์ประกอบของวัตถุระเบิด) จะส่งสัญญาณสะท้อนกลับที่หนาแน่น แตกต่างกับมวลร่างกายของคนเราซึ่งเป็น organic molecules และเจ้าหน้าที่ผู้ควบคุมเครื่องคอมพิวเตอร์ก็จะทราบได้ว่า ผู้ถูกเอกซเรย์มีวัตถุต้องสงสัยขนาดเท่าใด และอยู่บริเวณใดของร่างกาย ระบบนี้ใช้เวลาในการสแกนทั้งหมด 30 วินาที ด้วยพลังงานของรังสี 1.45 keV ที่ความถี่ 1,000 -4,000 จิกะเฮิร์ต (GHz)

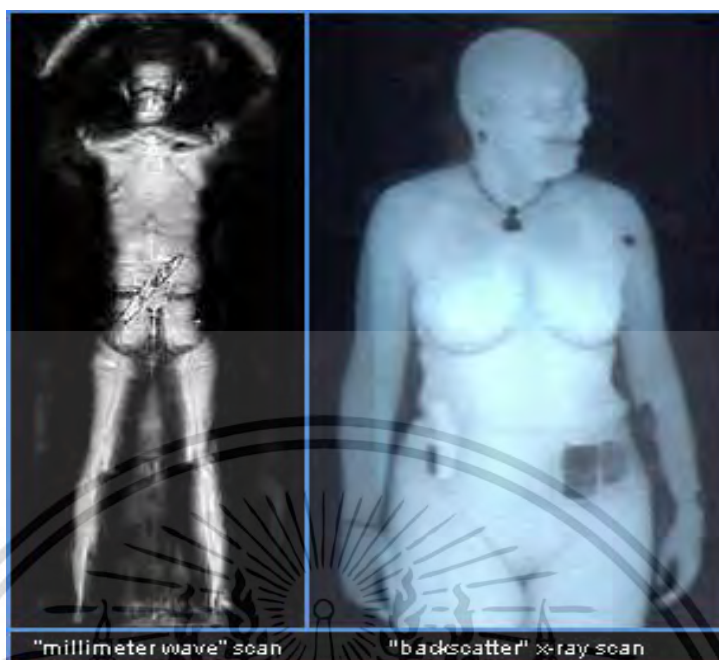
ส่วนระบบ Millimeter-wave imaging นั้น จะเป็นกรอบรูปทรงวงเล็บที่สามารถปล่อยคลื่นวิทยุออกไปกระทบกับผิวหนังของผู้ถูกเอกซเรย์จากฝาทั้งสองด้าน โดยใช้ความเข้มของรังสี (Beam power density) คือ 6×10^{-6} mW/cm² ที่ความถี่ (Beam frequency) 24-30 จิกะเฮิร์ต (GHz) และใช้เวลาในการสแกนเพียง 10 วินาที ทะลุทะลวงเสื้อผ้าไปถึงผิวหนัง แล้วส่งคลื่นกลับมาเพื่อสร้างภาพ 360 องศาของร่างกาย (เฉพาะบริเวณผิวหนัง) และวัตถุต้องสงสัยที่พกพา ส่วนเจ้าหน้าที่ผู้ควบคุมเครื่องนั้นควบคุมอยู่ในระยะไกลจากเครื่อง Millimeter-wave imaging



รูปที่ 2.12 ผู้โดยสารกำลังถูกสแกนโดยเครื่อง Millimeter-wave imaging machine

ด้านสุขภาพและความปลอดภัย ผู้ผลิตเผยว่า ระบบ Backscatter นั้นรังสีเอกซ์ที่ใช้มีพลังงานที่เบาบางมาก เกินกว่าที่จะท ันตรายต่อร่างกาย นั่นคือ รังสีเอกซเรย์) จากเครื่องbackscatter เอกซเรย์ที่ผู้โดยสารได้รับนั้นจะมีปริมาณเท่ากับรังสีที่ผู้โดยสารได้รับในเวลา 2 นาทีจากแหล่งธรรมชาติที่ความสูง 30,000 ฟุต ขณะที่ท การบิน ส่วนระบบ Millimeter-wave imaging ที่ใช้คลื่นวิทยุ นั้น คลื่นวิทยุที่ผ่านร่างกายเทียบได้กับ 1 ใน 10,000 ส่วนของรังสีที่ใช้ในการส่งผ่านสัญญาณโทรศัพท์มือถือ ฉะนั้นผู้โดยสารที่เข้ารับการสแกนจึงมั่นใจได้ว่า รังสีที่ได้รับจากการตรวจสแกนนั้นจะไม่เป็นอันตรายต่อสุขภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 เจาหนาที่ผุ้ควบเครื่องคอมพิวเตอร์ในระยะไกลมองเห็น

ภาพซ่ายได้จากระบบคลื่นวิทยุ (Millimeter-wave) ส่วนภาพขวาได้จากระบบรังสีเอกซ์ (Backscatter)

เครื่องเอกซเรย์ที่ใช้ทางด้านความมั่นคงได้เป็น 4 แบบ

- Conventional เอกซเรย์ Systems
- Automated เอกซเรย์ Systems
- C.T. เอกซเรย์ Systems
- Cargo เอกซเรย์ Systems

2.10 Conventional X-Ray System

ออกแบบมาเพื่อตรวจสอบอาวุธ เช่น มีด ปืน และสิ่งนำสงสัย ที่สามารถมองเห็นได้จากจอคอมพิวเตอร์ของเครื่อง เอกซเรย์ไม่เหมาะสม กับการตรวจสอบวัตถุระเบิดหรือยาเสพติดแบบอัตโนมัติใช้ส สำหรับตรวจสอบวัตถุแบบพกพา เช่น กระเป๋าเอกสาร กระเป๋าเดินทาง หีบห่อพกพา กระเป๋าถือ ถุงเอกสาร และจดหมาย เหมาะกับติดตั้งในตึกชุมชนขนาดใหญ่ เช่น โรงเรียน ส ักงาน ธุรกิจต่างๆ ไปรษณีย์ เป็นต้นมีราคาถูก

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11 Automated X-Ray Systems

ออกแบบมาโดยเฉพาะสำหรับตรวจสอบวัตถุระเบิดแบบอัตโนมัติใช้เทคโนโลยีแบบ Dual Energy Detector มีประสิทธิภาพสูงและคุณภาพของภาพดีมากใช้สำหรับตรวจสอบวัตถุแบบพกพา เช่น กระเป๋าเอกสาร กระเป๋าเดินทาง หีบห่อพกพา กระเป๋าถือ ถุงเอกสาร และจดหมายเหมาะกับการติดตั้งในตึกชุมชนขนาดใหญ่ และองค์การทางด้านขนส่ง เช่น ตลาดหลักทรัพย์ สนามบิน ส นักงานธุรกิจ ส นักงานขนส่งสินค้าต่างๆสามารถ ต่อเข้ากับระบบ "Inline Screening System" เพื่อเพิ่มความรวดเร็วและประสิทธิภาพ ให้กับองค์กรที่มีวัตถุที่ต้องการตรวจสอบเป็นจำนวนมาก เช่น สนามบิน เป็นต้น

2.12 C.T. X-Ray Systems

มีประสิทธิภาพในการตรวจสอบระเบิดสูงสุดสามารถตรวจสอบระเบิดชนิด Sheet explosive ที่ยากแก่การตรวจสอบได้เป็นอย่างดีแสดงผลภาพแบบ 3 ทิศทาง (บน หน้า และ ข้าง) สามารถต่อเข้ากับระบบ "In line Screening System" ในส่วนที่ต้องการความถูกต้องแม่นยำ ในการตรวจสอบสูงสุดอัตราการใส่วัตถุเข้าตรวจสอบน้อยเพราะต้องการความถูกต้องแม่นยำมากเครื่องมีราคาแพง

2.13 Cargo X-Ray Systems

ออกแบบมาเพื่อตรวจสอบกล่องส่งสินค้าขนาดใหญ่ หรือ ตู้คอนเทนเนอร์ ในสถานที่ขนส่งขนาดใหญ่ เช่น คลังสินค้าสนามบินนานาชาติ ท่าเรือ เป็นต้น มีทั้งแบบเป็นอาคารส สำหรับตรวจสอบและแบบรถเคลื่อนที่เพื่อความสะดวกใช้พลังงานจาก เอกซเรย์ source มาก สามารถมองเห็นวัตถุที่หนาๆมากได้มีราคาแพงมากในแง่ของสิทธิส่วนบุคคล ผู้ควบคุมเครื่องคอมพิวเตอร์จะอยู่ในระยะไกลและรูปที่มองเห็นจะเป็นภาพขาวดำสามมิติ ที่เรียกว่า Denim Tech ซึ่งเป็นเทคโนโลยีภาพเช่นเดียวกับที่ใช้ในห้างขายเสื้อผ้าชั้นน เช่น บลู ยีนส์ เพื่อค นวณไซส์ (size) ของผู้สวมใส่ หลังจากการตรวจ ภาพทั้งหมดจะถูกลบออกไปจากระบบนอกจากนี้ TSA ยังมีโครงการจะขยายการทดสอบระบบไปยังสนามบินลอสแอนเจลิส (LAX) และ สนามบิน จอห์น เอฟ เคเนดี ในนิวยอร์ก จริงๆ แล้วผู้โดยสารที่จ ับนต้องได้รับการตรวจสอบแแกนโดยเครื่องนี้ จะเป็นการตรวจละเอียดในขั้นที่สอง ซึ่งจะเป็นผู้โดยสารที่ผ่านการตรวจในเบื้องต้นแล้ว แต่เครื่องยังสงสัยว่าผู้โดยสารยังมีโลหะ เซรามิก วัตถุระเบิด หรือวัตถุต้องสงสัยอื่นๆ อยู่ แต่เจ้าหน้าที่ไม่ทราบว่ามีวัตถุเหล่านั้นอยู่ในตำแหน่งใดมีอยู่เหมือนกันที่ผู้เขียนเองก็โดนตรวจจ ับนเนื่องจากสัญญาณไฟและเสียงกริ่งดังไม่หยุด ที่ทำให้ตรวจเท่าไรก็ไม่ยอมผ่านสักที เจ้าหน้าที่เขาให้เดินผ่านเครื่องสแกนครั้งแล้วครั้งเล่า เสียความรู้สึกทั้งเราและทั้งเจ้าหน้าที่ แล้วในที่สุดก็สแกนรองเท้าคะในที่สุดก็พบว่าต้นเหตุมาจาก กากเพชร ประกายแวววาวจากรองเท้าคู่โปรดนั่นเอง สแกนแล้วสแกนอีกเมื่อไม่พบอาวุธเขาเลยให้ไปได้ แล้วบอก Welcome home เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กับรอยยิ้มเล็กๆแล้วปล่อยเราไป พร้อมกับจ ัวโนใจว่าจะไม่ใส่รองเท้าที่มีกากเพชร (โลหะ) อีกถ้าต้องขึ้นเครื่องบิน



รูปที่ 2.14 เจ้าหน้าที่ผู้ควบคุมเครื่องคอมพิวเตอร์ในระยะไกลมองเห็นด้วยระบบ Pacs

PACS: Picture Archiving and Communication System ระบบการจัดเก็บ และรับส่ง ข้อมูลภาพทางการแพทย์แบบดิจิทัลภาพทางการแพทย์ในรูปแบบดิจิทัลที่รวดเร็วถูกที่ถูกเวลาและ ถูกต้องประสิทธิภาพของการบริการผู้ป่วยในโรงพยาบาลจะต้องอยู่ในเกณฑ์ที่ดีที่สามารถสร้างความ พึงพอใจให้กับผู้ป่วยได้และจะต้องควบคู่ไปกับความถูกต้องของผลการวินิจฉัยของแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ ในด้านต่างๆ ไม่ว่าจะเป็นการรักษาด้วยยาแผนปัจจุบันหรือจะด้วยวิธีการรักษาโดยการผ่าตัด แต่ใน ปัจจุบันไม่ว่าจะมีการควบคุมคุณภาพได้ดีเพียงใดก็ยังมีข้อผิดพลาดให้เห็นอยู่เสมอ ข้อผิดพลาดต่างๆ เหล่านั้นอาจจะมีสาเหตุมาจากหลายด้านโดยส่วนหนึ่งคือ Human Error โดยส่วนใหญ่โรงพยาบาล จะพบกับเหตุการณ์เหล่านี้เกิดขึ้นอยู่เสมอ ตัวอย่างเช่น

- ประชาชนรอคิวนานเนื่องจากต้องใช้เวลาส่วนมากในแผนกเอกซเรย์
- फिल्मเอกซเรย์ผู้ป่วยที่สำคัญๆหายเป็นประจ า
- ข้อมูลผลการวินิจฉัยฟิล์มมาช้ากว่าการตัดสินใจรักษา

ภาพเอกซเรย์ที่เห็นไม่สามารถอ่านผลหรือวินิจฉัยผลได้ เนื่องจากเทคนิคของการถ่ายภาพ หรือ เหตุการณ์อื่นๆที่สามารถเกิดได้ทุกวินาที ซึ่งล้วนแล้วแต่ส ัญกับชีวิตผู้ป่วยทั้งสิ้นอย่างไรก็ตาม ด้วยการน าเทคโนโลยีที่ทันสมัยเข้ามาช่วยการบริหารลดขั้นตอนการปฏิบัติงานรวมทั้งเพิ่มความ สะดวกในการท างานจะท ให้อัตราการเสี่ยงความผิดพลาดต่างๆได้มากโดยเทคโนโลยีที่ว่านี้คือ PACS ด้วยเทคโนโลยีที่ทันสมัยนี้ท่านจะพบว่าผู้ป่วยที่เข้ามาท หารักษา ข้อมูลจะถูกบันทึกลงใน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ระบบฐานข้อมูลโรงพยาบาล ข้อมูลเหล่านี้จะถูกเชื่อมโยงกับระบบการนัดหมายต่างๆของฐานข้อมูลทางรังสีวิทยาหรือที่เรียกว่า RIS (Radiology Information System) ขณะที่รังสีแพทย์นั่งที่ท จานจะพบว่าข้อมูลรูปที่ประสงค์จะทำการวินิจฉัยสามารถแสดงได้โดยฉับไวและรวดเร็วกว่าการรอฟิล์มเอกซเรย์หลายเท่า ขั้นตอนนี้จะเกิดโดยอัตโนมัติโดยการสัมพันธ์กันระหว่าง HIS (Hospital Information System) RIS(Radiology Information System) และ PACS (Picture Archiving and Communication System) โดยเสมือนเป็นระบบเดียวกันโดยใช้ข้อมูลผู้ป่วยที่เรียกว่า EPR (Electronic Patient Record) หรือ EMR (Electronic Medical Record) รังสีแพทย์สามารถทำการวินิจฉัยสมบูรณ์แบบโดยใช้จอภาพวินิจฉัยทางรังสีรูปที่ปรากฏนั้นจะเรียกว่า Softcopy ข้อมูลภาพท จแพทย์และผลประกอบการรักษาสามารถดูประกอบควบคู่กันได้ ด้วยเทคโนโลยีที่กล่าวมานั้นผลประโยชน์จะตกอยู่กับผู้ป่วย ผู้ป่วยจะได้รับการบริการที่ดีขึ้น การปฏิบัติการรักษาเป็นไปอย่างถูกต้องด้วยความมั่นใจของแพทย์ และท ให้โรงพยาบาลสามารถบริหารเรื่องต้นทุนได้เป็นอย่างดี PACS จะปรับปรุงคุณภาพการบริการผู้ป่วยและยกระดับมาตรฐานการบริการได้อย่างไร PACS ครอบคลุมวิธีการ และแนวทางในการดำเนินการมากกว่าเป็นผลิตภัณฑ์เครื่องมือ แพทย์ PACS สามารถรวบรวมภาพทางการแพทย์จากเครื่องมือต่างๆ ในรูปแบบของ DICOM รวมเป็น PACS Environment ระบบสามารถเรียกภาพ เก็บภาพ และ รับส่งข้อมูลภาพและข้อมูลผู้ป่วยไปยังต านหนึ่งที่ใช้ในการวินิจฉัยผลโดยเป็น จอภาพส หรือวินิจฉัยภาพทางการแพทย์ และสามารถใช้เทคโนโลยีของคอมพิวเตอร์ในการกระจายข้อมูลภาพไปยังระบบที่อยู่นอกแผนกรังสีวิทยาโดยใช้คอมพิวเตอร์ระบบเครือข่ายถึงแม้ว่าจะต่างรูปแบบหรือต่างระบบปฏิบัติการ (Operating System) ด้วยรูปแบบทางสถาปัตยกรรมที่ออกแบบเพื่อเพิ่มความเร็วในการปฏิบัติงานดังนั้น ไม่ว่าแพทย์ของท่านอยู่ ณ ต านหนึ่งใด ในโรงพยาบาล นอกโรงพยาบาล ต่างโรงพยาบาล ต่างประเทศ ก็สามารถเข้าถึงข้อมูลของผู้ป่วยได้ภายในเวลาเพียงไม่กี่วินาที

PACS กับส่วนประกอบของระบบ PACS ประกอบไปด้วยส่วนประกอบที่สำคัญดังต่อไปนี้

- การต่อเชื่อมกับเครื่องมือแพทย์หรือที่เรียกว่า Acquisition สามารถรองรับได้ทั้งเครื่องมือที่ส่งออกภาพมาตรฐาน DICOM หรือ non-DICOM ก็ได้ แต่ถ้าเป็น non-DICOM จะมีค่าใช้จ่ายเรื่อง DICOM Gateway ศูนย์กลางข้อมูลที่มีระบบการบริหารและจัดเก็บอย่างมีคุณภาพ (Storage, Workflow and Database Management)
- การอ่านฟิล์มที่ใช้ระบบคอมพิวเตอร์ในการช่วยวินิจฉัย (Diagnostic Workstation & Review Workstation)
- การกระจายข้อมูลภาพออกไปยังจุดต่างๆภายใน และ ภายนอกโรงพยาบาล (Image Distribution System)
- การสั่งพิมพ์ข้อมูลลงบนฟิล์ม (Film Printer) กระดาษ (Paper) หรือ บนซีดี (CD-ROM)
- การเชื่อมต่อกับระบบข้อมูลสารสนเทศโรงพยาบาล (HIS / RIS Integration)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทั้งหมดที่กล่าวมานี้รวมเรียกว่า ระบบ Full PACS หรือ Enterprise PACS กับระบบเครือข่าย PACS เป็นจุดเริ่มต้นของการจัดการข้อมูลภาพทางการแพทย์โดย PACS สามารถขยายแบบเป็นกลไกที่เหมาะสม (Scalability) และเป็นระบบที่ทำงานได้อย่างลงตัวระหว่างแผนกรังสีวิทยาที่มี นักรังสีการแพทย์ รังสีแพทย์ กับ ในระดับผู้บริหาร และ ระดับของผู้ที่เกี่ยวข้องในการใช้ภาพทางการแพทย์ เข้าช่วยวินิจฉัย ตัวอย่างเช่น แผนกศัลยกรรมกระดูก แผนกผู้ป่วยภาวะวิกฤต เป็นต้น และรวมถึงผู้ใช้งานที่อยู่นอกแผนกรังสีวิทยาท่านสามารถเลือกระบบของท่านให้ลงตัวกับการทำงานของโรงพยาบาลได้อย่างเหมาะสมลงตัว การขยายการเติบโตของ PACS ต้องอาศัย ระบบเครือข่าย Computer Networking system และการท ระบบ LAN เป็นส่วนส คัญ



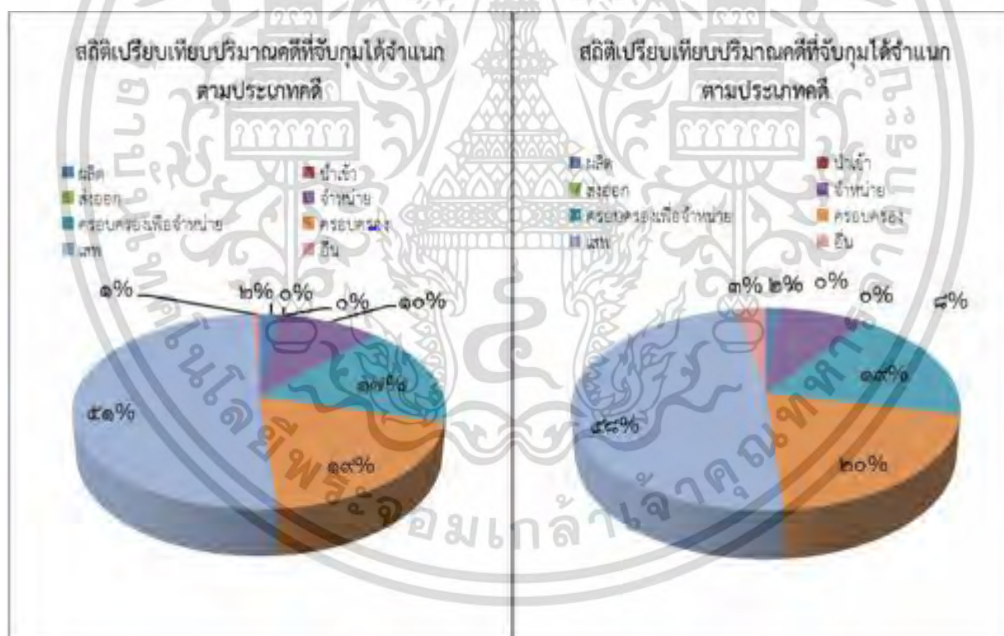
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3

วิธีการดำเนินงานวิจัย

3.1 ขั้นตอนการดำเนินการวิจัย

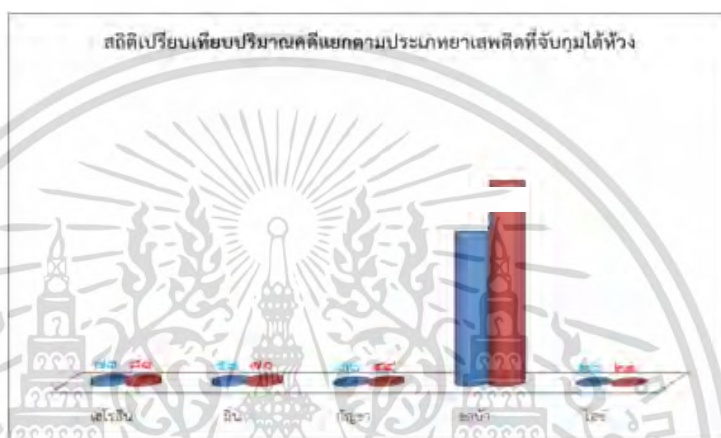
งานวิจัยนี้ฉบับนี้เป็นการศึกษาเกี่ยวกับการหาค่าเทคนิครังสีทางการแพทย์คือ KVp และ mAs โดยค่าดังกล่าวมีผลโดยตรงกับคุณภาพของวัตถุที่จะน มาท การเอกซเรย์ โดยผู้วิจัยได้ศึกษาหาความเป็นไปได้ที่จะน ทเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์มาประยุกต์เพื่อใช้ตรวจสอบหาวัตถุต้องสงสัย โดยการเริ่มต้นการศึกษาจะท การทดลองกับยาเสพติดประเภทแอมเฟตามีนหรือยาบ้าก่อน เนื่องจากได้ท การศึกษาพบข้อมูลสถิติจากจับกุมของของส ักงานปราบปรามยาเสพติดเขตภาคเหนือ พบว่าคดียาเสพติดชนิดแอมเฟตามีนหรือยาบ้ามีสถิติสูงที่สุด แต่หากเมื่อเทียบกับปีที่ผ่านมาพบว่ามีสถิติการจับกุมได้น้อยลงอย่างมาก



รูปที่ 3.1 ข้อมูลสถิติการจับกุมของปีที่ผ่านมาเมื่อเปรียบเทียบกับปีปัจจุบัน

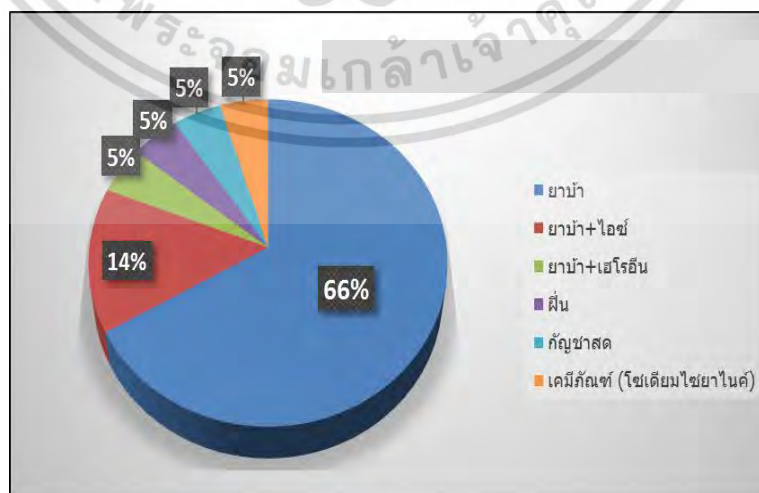
จากข้อมูลสถิติการจับกุมของปีที่ผ่านมาเมื่อเปรียบเทียบกับปีปัจจุบัน พบว่าคดีเสพยายังคงเป็นคดีที่มีผลการจับกุมสูงสุด ตามมาด้วยข้อหาครอบครอง ครอบครองเพื่อจ หน่ายและจ หน่ายตามล ดับ โดยในปีที่ผ่านมา รวมทุกคดีเพิ่มขึ้นจากปีที่ผ่านมา จ นวน 344 คดี และเมื่อเปรียบเทียบปริมาณยาบ้าที่จับกุมของปีปัจจุบัน จ นวน 3,486,333 เม็ด ในขณะที่ปีที่ผ่านมา จ นวน 6,940,962 เม็ด ซึ่งมีจ นวนลดลงอย่างมาก เนื่องจากผู้กระท ทความผิดได้เปลี่ยนแปลงรูปแบบการลักลอบขนส่งเอกสารนี้เป็นเอกสารทสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น เมื่อนผู้ขาดเห็นไปไซประเเยชนดานการคาไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ให้แนบเนียน ยากต่อการตรวจค้นของเจ้าหน้าที่เพิ่มมากขึ้น โดยใช้การขนส่งแบบกองทับมด และมีการซ่อนมอ พรางที่ยากเพิ่มขึ้น โดยบางครั้งใช้การซ่อนในตัวโครงสร้างของรถยนต์และท สปีดทับอีกหนึ่งชั้นหรือบางครั้งซุกซ่อนปะปนมากับวัตถุอื่นๆ ที่มีความยากต่อการตรวจค้นของเจ้าหน้าที่ ซึ่งวิธีการดังกล่าวหากเจ้าหน้าที่ไม่มีเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจค้น จะท ให้เสียเวลาในการตรวจค้นเป็นอย่างมาก หรือบางครั้งอาจจะท ให้ผู้กระท ทความผิดสามารถเล็ดรอดผ่านการตรวจค้นของเจ้าหน้าที่ไปได้



รูปที่ 3.2 สถิติของกลางการจับกุมยาเสพติดในปีที่ผ่านมา

จากข้อมูลสถิติของกลาง การจับกุมยาเสพติดในปีที่ผ่านมา แสดงว่ายาบ้ายังคงเป็นยาเสพติดที่มีปริมาณการจับกุมมากที่สุด รองลงมาได้แก่ เฮโรอีน ผีน และไอซ์ ตามล ดับ



รูปที่ 3.3 สถิติประเภทของกลางการจับกุมยาเสพติดในปีที่ผ่านมา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3.1 แสดงประเภทประเภทและจำนวนของของกลาง

ตัวยาที่ถูกจับกุมคดีรายสำคัญ	จำนวน
ยาบ้า (เม็ด)	3,486,333
ไอซ์ (กิโลกรัม)	๖๙
เฮโรอีน (กรัม)	๒๕
กัญชา (ต้น)	๘๔
ฝิ่น (กิโลกรัม)	๑.๖
โซเดียมไซยาไนด์ (ต้น)	๑๖.๘

การสถิติดังกล่าวผู้วิจัยจึงมีแนวคิดน ุเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์ที่ไม่ได้ใช้งานแล้ว มาประยุกต์ใช้เพื่อตรวจค้นวัตถุต้องสงสัยดังกล่าว เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์ทางการแพทย์นั้น จะถูกยกเลิกการใช้งานเมื่อกรมวิทยาศาสตร์ ทารตรวจพบว่าการรังสีไม่ผ่านเกณฑ์มาตรฐาน ซึ่งมาตรฐานดังกล่าวเป็นค่าที่มีความละเอียดสูงเนื่องจากต้องใช้วินิจฉัยโรคต่างๆเกี่ยวกับมนุษย์ แต่หากน ุเครื่องเอกซเรย์เหล่านั้นมาใช้งานกับงานที่มีความละเอียดน้อยลง พบว่ายังสามารถใช้งานได้ดี แต่การน ุเครื่องเอกซเรย์มาใช้งานกับวัตถุใดๆนั้น มีหลักการว่าต้องท การหาค่ารังสีเทคนิค เพื่อให้ภาพที่ได้นั้นเป็นภาพที่มีคุณภาพมากที่สุดและก หนดไว้เป็นค่ามาตรฐานเฉพาะของวัตถุนั้นๆเสมอ เรียกว่าค่า "Protocol" ผู้วิจัยจึงท การศึกษาเพื่อทดลองหาความเป็นไปได้ที่จะน ุเครื่องเอกซเรย์มาใช้งาน ตรวจค้นหาวัตถุต้องสงสัยและท การศึกษาหาค่า Protocol ของยาเสพติดชนิดแอมเฟตามีนหรือยาบ้า โดยการหาค่า Protocol นั้นต้องท การศึกษาจากค่า kVP (Kilo voltage Peak) และ mAs (milliamperesecond)

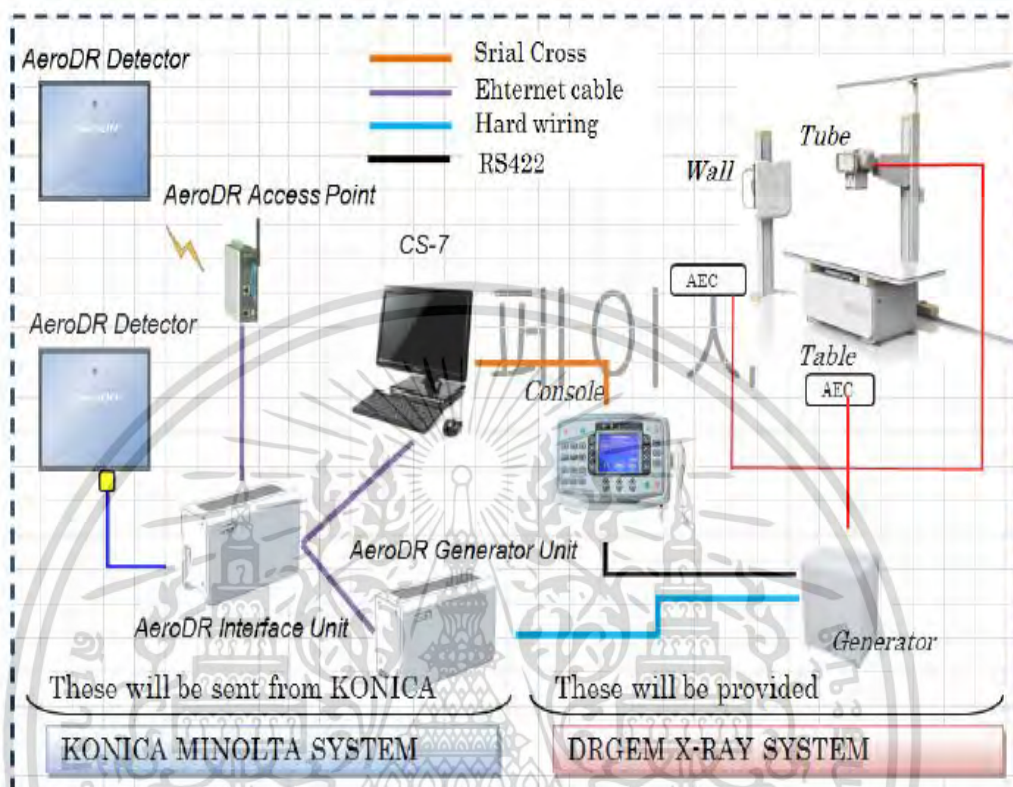
3.1.1 โครงสร้างและองค์ประกอบของเครื่องเอกซเรย์แบบดิจิทัล

หลักการท งานของระบบเครื่องเอกซเรย์แบบดิจิทัล เครื่องเอกซเรย์จะปล่อยรังสีออกมาทางหลอดเอกซเรย์ตามที่ใช้งานตั้งค่าไว้และรังสีจะวิ่งผ่านวัตถุที่ท การเอกซเรย์ไปยังแผ่นรับรังสีหรือ Detector หลังจากนั้น Detector จะได้รับรังสีเอกซเรย์ที่ตกกระทบโดยสารรับรังสีที่อยู่ภายใน Detector โดยสารรับรังสีมีที่ใช้งานในปัจจุบัน 2 ประเภทคือ 1.Csl (Csl: Tl) 2. GOS (Gd₂O₂S: Tb) เมื่อสารรับรังสีตรวจจับ รังสีตกกระทบได้แล้ว จะท การแปลงสัญญาณภาพแบบอนาล็อกที่ได้รับให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าแบบดิจิทัล หลังจากนั้นก็จะท การประมวลผลในซอฟต์แวร์อีกครั้ง เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพมากที่สุดโดยใช้ แต่ปัจจัยหลักที่จะส่งผลให้ภาพออกมาสวยและได้มาตรฐานนั้นขึ้นอยู่กับ การตั้งค่าเทคนิคส่วนซอฟต์แวร์ช่วยได้เพียงเล็กน้อยเท่านั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- AeroDR connection

- The system diagram of the AeroDR

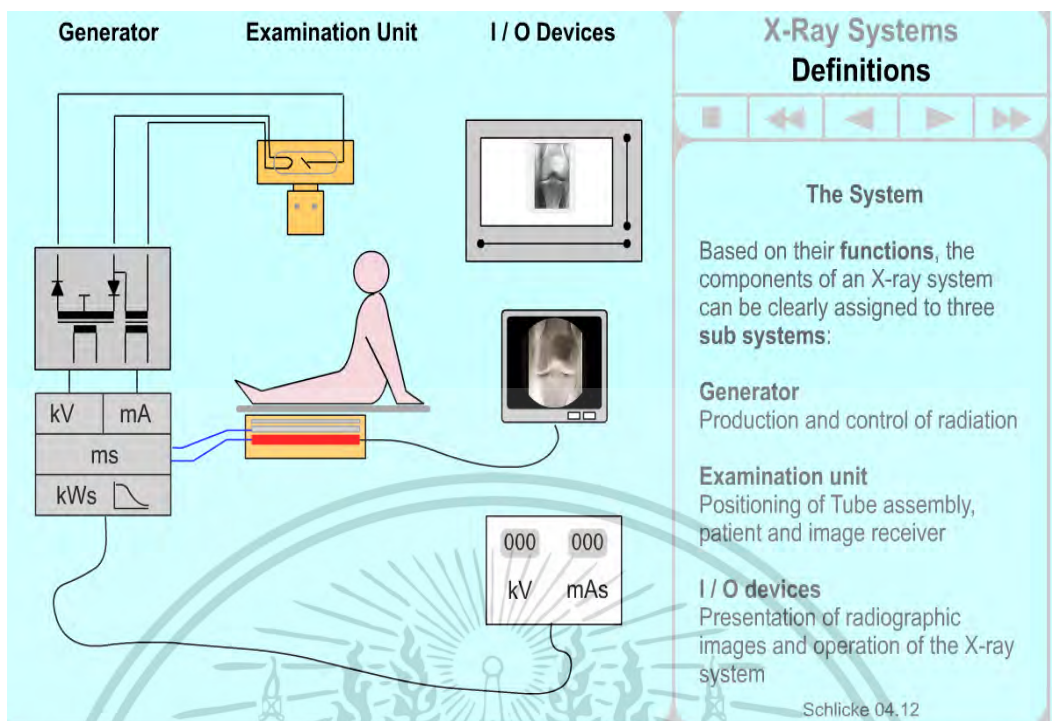


รูปที่ 3.4 แสดงอุปกรณ์ต่างของระบบเอกซเรย์

ภาพที่ 3.4 จะแสดงให้เห็นภาพของระบบเอกซเรย์ทั้งหมด โดยอุปกรณ์จะมีดังนี้

1. หลอดเอกซเรย์ (Tube X-Ray)
2. ชุดสร้างพลังงานเอกซเรย์ (Generator X-Ray)
3. ชุดควบคุมเอกซเรย์ (Console X-Ray)
4. แผ่นรับรังสี (Detector)
5. ชุดเชื่อมต่อสัญญาณเอกซเรย์กับแผ่นรับรังสี (Interface Unit)
6. อุปกรณ์กระจายสัญญาณไร้สาย (Access point)
7. จอแสดงผล (Monitor)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.5 โครงสร้างและองค์ประกอบของเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้งานเป็นระบบดิจิทัล

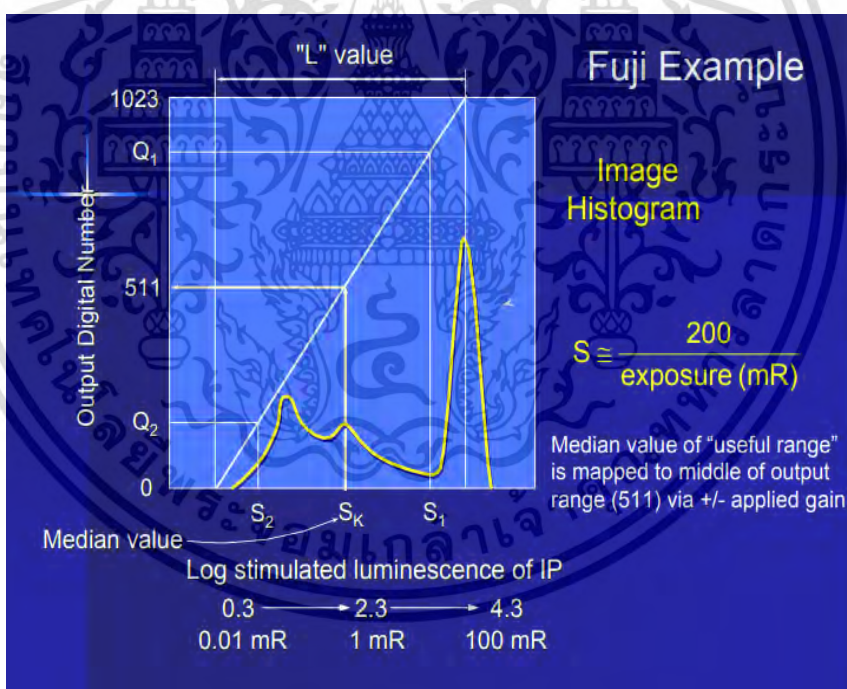
การทำงานของระบบเอกซเรย์นั้นจะถูกควบคุมโดยชุดควบคุมเอกซเรย์ (Console) ในการตั้งค่าปริมาณรังสีโดยจะทำการหนดค่ากระแสไฟฟ้าและเวลาที่ต้องการ โดยจะทำการหนดผ่านปุ่ม kVp และ mAs และส่งค่าไปยังชุดสร้างพลังงานเอกซเรย์ (Generator X-Ray) เพื่อทำการส่งกระแสไฟแรงสูงไปยังหลอดเอกซเรย์ การทำงานของหลอดเอกซเรย์จะอาศัยหลักการ Thermionic emission คือการเผาไส้หลอดเอกซเรย์ให้ร้อนจะมีอิเล็กตรอนเกิดขึ้นเป็นจำนวนมากที่บริเวณไส้หลอดเอกซเรย์ เมื่อให้แรงดันไฟฟ้าแก่หลอดเอกซเรย์แล้วอิเล็กตรอนจะถูกเร่งให้มีความเร็วสูงวิ่งไปยังส่วนที่เป็นเป้าโลหะ (ขั้ว Anode) ที่ทำจากโลหะที่มีเลขอะตอมสูงๆ อิเล็กตรอนจะไปชนอะตอมของโลหะที่เป็นเป้าทำให้เกิดรังสีเอกซเรย์ลงผ่านวัตถุที่ตรวจวัดลงสู่แผ่นรับรังสี (Detector) จากนั้นรับรังสี (Detector) จะทำการแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้าเข้าสู่ขบวนการสร้างภาพ (Image Processing) เพื่อแสดงผลออกสู่หน้าจอ

3.1.2 การทดลองนำค่าที่ได้จากการคำนวณมาทำการทดสอบตั้งค่ารังสีเทคนิค (Protocols)

โดยน ค่าที่ได้มาทำการตั้งค่าให้กับเครื่องเอกซเรย์จากนั้นทำการดูผลที่ได้จากค่า S-Value ซึ่งค่าที่ได้ควรอยู่ในช่วง 200 หากเกินค่าเทคนิค (kVp และ mAs) น้อยเกินไปจะทำให้มีปริมาณรังสีต่ำเกินไปที่ไปกระทบกับตัวรับภาพส่งผลให้ได้สัญญาณภาพน้อย ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนบนภาพ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

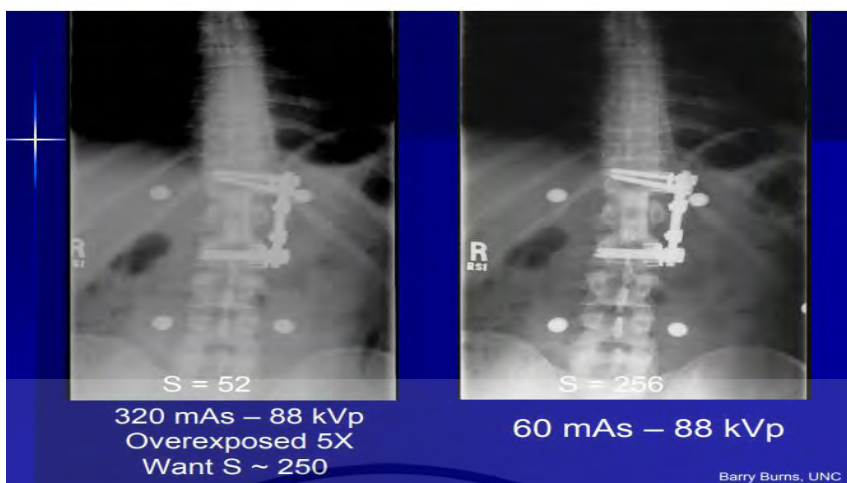
สูง (High noise) แต่เมื่อ หนดเทคนิคมากเกินไปจะทำให้มีปริมาณรังสีที่สูงเกินไปที่ไปกระทบกับตัวรับภาพส่งผลให้ได้สัญญาณภาพมาก (High signal-to-noise ratio) ท ให้ได้ภาพที่คุณภาพดี และยังสามารถปรับคุณภาพของภาพรังสีในภายหลังได้อีก แต่หากปรับค่ามากเกินไปจะท ให้สิ้นเปลืองพลังงานไฟฟ้าและอายุการใช้งานของอุปกรณ์ลดลงอย่างรวดเร็ว ซึ่งหากใช้กับมนุษย์จะท ให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสี เพิ่มขึ้นด้วยเกิดปรากฏการณ์ที่เรียกว่า “dose creep” ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีเป็นค่าปริมาณรังสีที่แผ่นรับภาพได้รับซึ่งมีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสี (exposure level) ที่ใช้ในการถ่ายภาพเนื่องจากผู้ผลิตระบบสร้างภาพด้วยคอมพิวเตอร์ใช้เทคโนโลยีและวิธีการประเมินค่าที่แตกต่างกัน จึงมีการก หนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure indices) ของปริมาณรังสีในแต่ละระดับที่แตกต่างกันออกไปดังนี้

ค่า Exposure technique ที่สูงเกินไป ค่า S Value ที่แสดงออกมาจะเป็นค่าตัวเลขที่ต่ำ
ค่า Exposure technique ที่ต่ำเกินไป ค่า S Value ที่แสดงออกมาจะเป็นค่าตัวเลขที่สูง

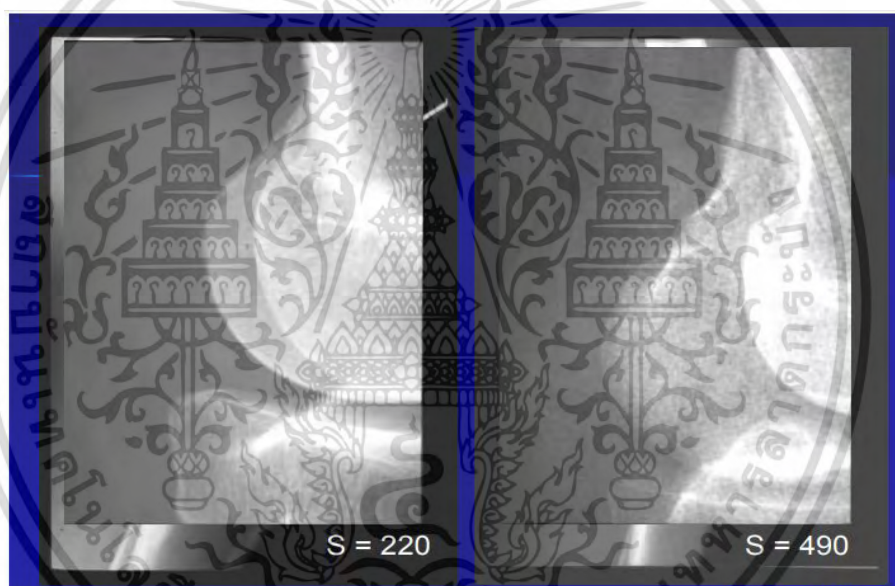


ภาพที่ 3.6 กราฟแสดงค่าความสัมพันธ์ S-Value

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.7 ตัวอย่างหากตั้งค่ารังสีเทคนิคสูงเกินไป ทำให้ได้ค่า S-Value ต่ำกว่า 200



รูปที่ 3.8 ตัวอย่างหากตั้งค่ารังสีเทคนิคต่ำเกินไป ทำให้ได้ค่า S-Value สูงกว่า 200

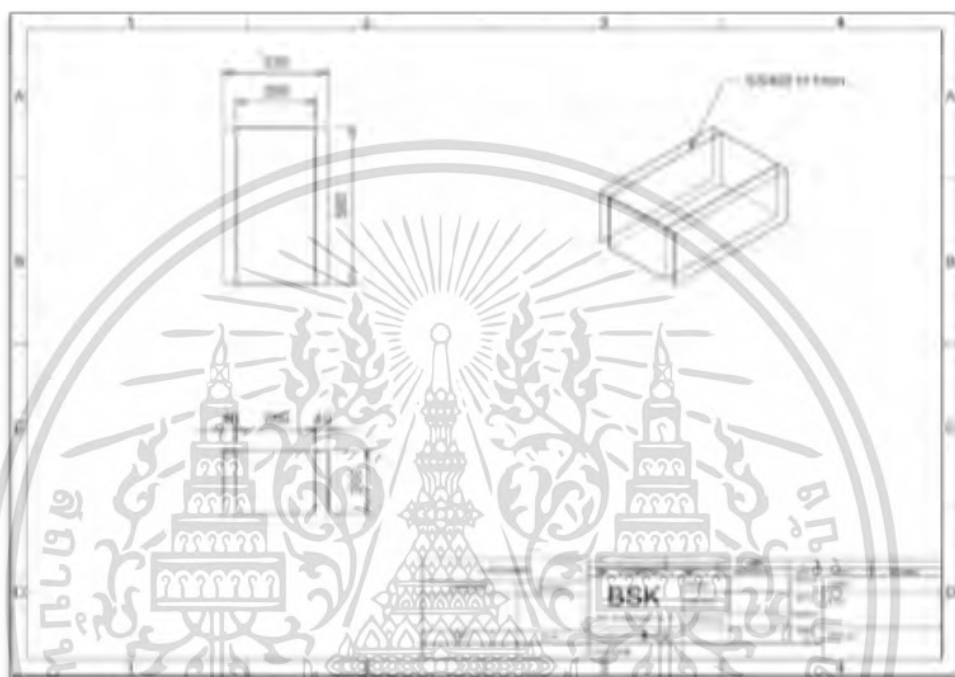
3.2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

อุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองมีดังนี้

- 1.1 ออกแบบชุดจ สอง Body รถยนต์มีความหนา 1 มม.
- 1.2 ยาเสพติดจ สองขนาน 0.7 มม.จ นวน 200 เม็ด
- 1.3 เครื่อง X-ray ยี่ห้อ: Toshiba รุ่น: KXO80S
- 1.4 DR. (Digital Radiography) Konica Aero DR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

โดยรายละเอียดของวัสดุที่ใช้สร้างจ สอง ผู้วิจัยได้ออกแบบตามขนาดและความหนาของรถยนต์ที่ใช้งานทั่วไปในปัจจุบัน และเป็นไปตามความหนามาตรฐานของโลหะที่ใช้ผลิตโครงสร้างรถยนต์ มอก.1999-2543 เพื่อให้ได้ค่าความทะลุทะลวงของรังสีเอกซเรย์ใกล้เคียงกับการใช้งานจริงมากที่สุด



รูปที่ 3.9 ภาพออกแบบชุดจ สอง Body รถยนต์



รูปที่ 3.10 ภาพชุดจ สอง Body รถยนต์ขนาดความหนา 1 มม.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 ภาพเครื่อง X-Ray Toshiba XKO-805



รูปที่ 3.12 ภาพยาเสพติดจ ส่องขนาน 0.7มม. จ นวน 200 เม็ด



รูปที่ 3.13 ภาพ DR(Digital Radiography) Konica Aero DR

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3 ขั้นตอนการทดลอง

ทดลองน สมการเกี่ยวกับการท งานของเครื่องเอกซเรย์และการตั้งค่ารังสีเทคนิคมาค นวณหาค่ารังสีเทคนิคโดยใช้สมการดังนี้

สมการที่ใช้ในการลองค นวณหาค่า kVp mAs

1 สมการของ kVp $(I_1/I_2) = (kVp_1/kVp_2)^2$ เป็นสัดส่วนผกผันตรงกับค่ารังสี

2 สมการของ mAs = mA X Sec

โดย mA = กระแสไฟฟ้า(มิลลิแอมป์)

Sec= เวลา(วินาที)

3 สมการของ Distance $I_1 / I_2 = (D_2)^2/(D_1)^2$ เป็นสัดส่วนผกผันกับค่ารังสี

โดยที่ I_1 = ความเข้มที่ต แหน่งตั้งต้น

I_2 = ความเข้มที่ต แหน่งใหม่

D_1 = ระยะทางที่ต แหน่งตั้งต้น

D_2 = ระยะทางที่ต แหน่งใหม่

ข้อสังเกต : ความเข้มรังสีเป็นสัดส่วนกลับกับระยะทางยกก ำลังสอง

4 สมการพลังงานรังสีเอกซเรย์

$$E = Eni - Enf$$

$$\text{หรือ } hf = Eni - Enf$$

เมื่อ E = พลังงานของรังสีเอกซ์เฉพาะตัว

Eni = พลังงานของอิเล็กตรอนในวงโคจรเดิม E

Enf = พลังงานของอิเล็กตรอนในวงโคจรใหม่

5.สมการความสัมพันธ์ระหว่างคลื่นและอนุภาค

$$E = hv \quad E = \frac{hc}{\lambda} = 1.986^{25} / \lambda \quad \text{สมการที่ 1}$$

ซึ่ง E หน่วยเป็นจูล λ มีหน่วยเป็นเมตร

ท การแปลงหน่วยอังสโตมและอิเล็กทรอนิกส์โวลต์ ($1eV=1.602 \times 10^{-19}$)

$$E(ev) = 12.396 / \lambda(\text{Å}) \quad \text{สมการที่ 2}$$

E = พลังงานของรังสีแม่เหล็กไฟฟ้า (J)

h = ค่าคงที่ของพลังค์ 6.626×10^{-34} (J·s)

c = ความเร็วแสง 2.997×10^8 (m/s)

λ = ความยาวคลื่น (m) รังสีเอกซ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ทดลองน หลักการตรวจวัดด้วยรังสีเอกซ์สำหรับงานวิจัยจะหาการศึกษาเพื่อหาค่ารังสีเทคนิคที่เหมาะสมโดยใช้สมการโดยหนดค่าบ่งชี้ปริมาณรังสีไว้ในรูปของค่าดัชนีปริมาณรังสี (exposure index; EI) โดยใช้สมการ

$$EI = 1000 \times \log \left[\frac{E}{E_0} \right] + C \quad \text{สมการที่ 3}$$

เมื่อ EI คือค่าดัชนีปริมาณรังสี

E คือปริมาณรังสีที่อิมเมจจิง เพลตได้รับในหน่วยมิลลิเรินต์เกน (milli-Roentgen; mR)

E_0 คือปริมาณรังสีที่อิมเมจจิง เพลตเท่ากับ 1 มิลลิเรินต์เกน

C คือ ค่าคงที่สำหรับคุณลักษณะล ังสี โดยที่ค่าความต่างศักย์หลอด 80 กิโลโวลต์ ร่วมกับแผ่นกรองรังสีความหนา 0.5 มิลลิเมตรทองแดง (millimeter of copper; mmCu) และ 1.0 มิลลิเมตร อะลูมิเนียม (millimeter of aluminum; mmAl) จะมีค่าเท่ากับ 2,000

วิธีการทดสอบค นวนจากค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีในแต่ละพิกเซล (pixel) ของบริเวณที่สนใจบน ภาพลายทางรังสีซึ่งสัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่ Detector และบันทึกผลโดยมีขั้นตอนดังนี้



รูปที่ 3.14 ทดลองยิงรังสีแบบ1ชั้น

โดยการทดสอบพบว่า การชุกช่อนแบบ1ชั้นใช้ค่าเทคนิค 75 KVp 5 mAs ได้ภาพชัดเจนนที่สุดในการทดลอง สังเกตจากค่า S value อยู่ในระหว่าง 200 – 600 ส่วนค่าที่เหลือค่า S value ไม่อยู่ในเกณฑ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.15 ทดลองยิงรังสีแบบ 2 ชั้น

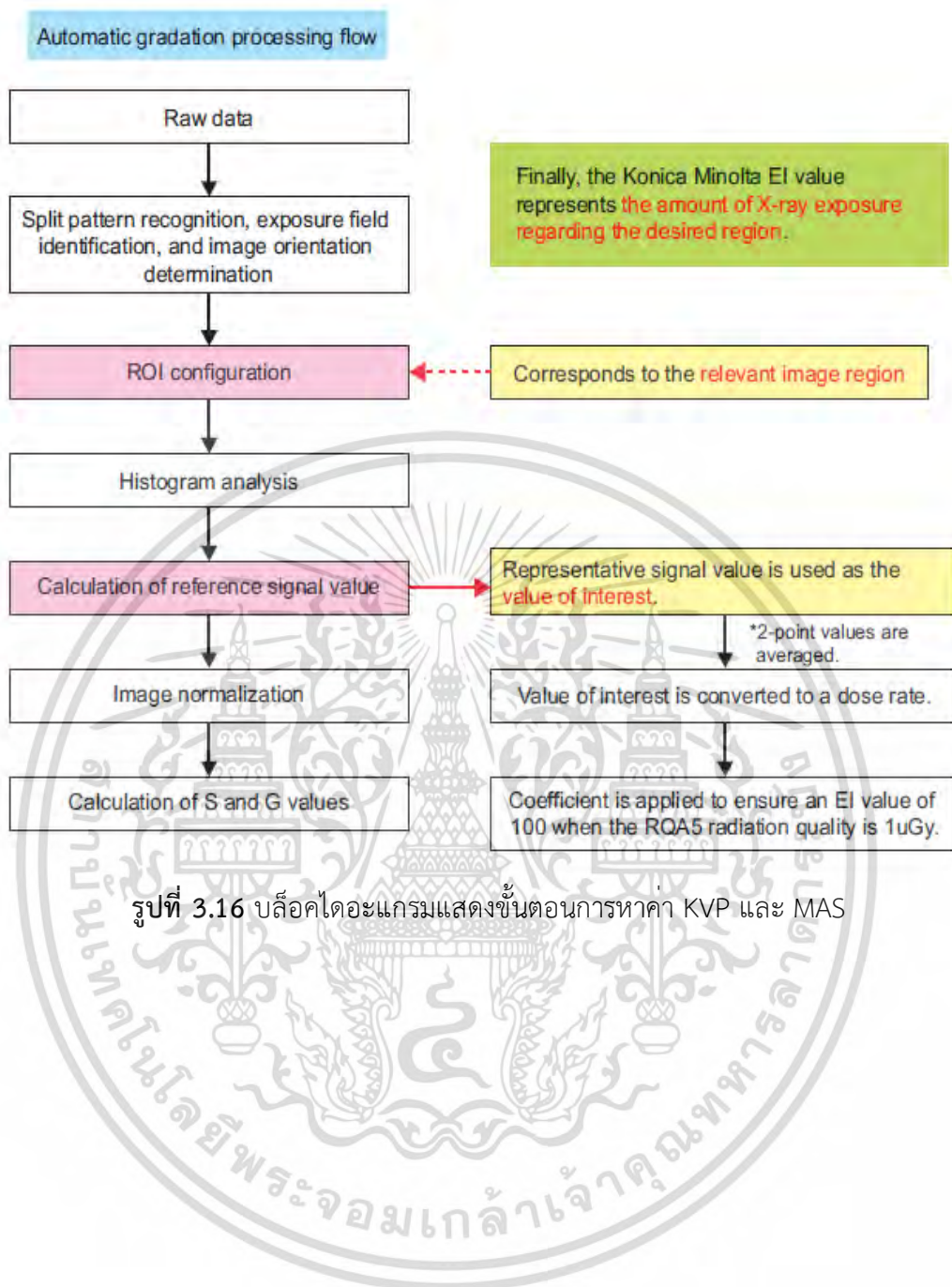
โดยการทดสอบพบว่า การชุกซ้อนแบบ 2 ชั้น ใช้ค่าเทคนิค 80 Kvp 5 mAs ได้ภาพชัดเจนนที่สุด ในการทดลองสังเกตจากค่า S value อยู่ในระหว่าง 200 – 600 ส่วนค่าที่เหลือค่า S value ไม่อยู่ในเกณฑ์

หลังจากนั้น ทดสอบ Detector จากนั้น ทดสอบได้มา ทดสอบตรวจสอบอีกครั้งโดยใช้ software Auto PIA เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของค่าที่ได้ถูกต้องที่สุด Detector Dose indicator คือ การตรวจสอบเพื่อประเมินความแม่นยำ ของค่า DDI หรือ Exposure Index จากการอ่านแผ่นที่ได้รับรังสี หรือ ปริมาณรังสี Detector Air Kerma ที่ค นวนจากค่า DDI แตกต่างจากค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จริงไม่เกิน $\pm 20\%$

ขั้นตอนที่ 1 วางแผ่นรับรังสี SID 150 cm ยิงรังสีที่ค่า 75 kVp 5 mAs ไม่มี Filter แล้วอ่านผล เพื่อดูค่า EI และท ในลักษณะเดียวกันอีก 2 ครั้ง หลังจากนั้น ค่า EI มาหาค่าเฉลี่ย และค นวนย้อนกลับเป็นปริมาณ Receptor Dose จะต้องไม่ต่างกันเกินกว่า 20%

ขั้นตอนที่ 2 วางแผ่นรับรังสี SID 150 cm ยิงรังสีที่ค่า 80 kVp 5 mAs ไม่มี Filter แล้วอ่านผล เพื่อดูค่า EI และท ในลักษณะเดียวกันอีก 2 ครั้ง หลังจากนั้น ค่า EI มาหาค่าเฉลี่ย และค นวนย้อนกลับเป็นปริมาณ Receptor Dose จะต้องไม่ต่างกันเกินกว่า 20%

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.16 บล็อกไดอะแกรมแสดงขั้นตอนการหาค่า KVP และ MAS

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการวิจัยและอภิปรายผล

ในบทที่ 3 ได้กล่าวถึงการทดลอง โดยใช้เครื่องฉายภาพรังสี ยี่ห้อ Toshiba รุ่น KXO 80S กับแฟนทอมซึ่งเป็นยาแก้แพ้ ขนาดใกล้เคียงกับยาบ้า โดยการชุกซ่อนไว้ในภาชนะโลหะท จากเหล็กหนา 1 มม. ซึ่งเทียบเคียงได้กับ ตัวถังรถยนต์มาตรฐานใช้งานด้านพลเรือน ในบทนี้จะนำเสนอ

4.1 การหาค่ารังสีเทคนิค

เราสามารถหาค่ารังสีเทคนิคโดยวิธีการใช้ค่า EI ในการคำนวณซึ่งผลการทดลองจะแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลักๆ โดยขั้นตอนแรกจะเป็นหาสมการเพื่อคำนวณหาค่ารังสีเทคนิค kVp แล mAs เนื่องจากการหาค่าเทคนิครังสีสามารถทำได้หลายวิธี ผู้วิจัยจึงพยายามหาวิธีค นวณที่ง่ายสะดวกและได้ภาพที่มีคุณภาพมากที่สุด เพื่อความสะดวกส หรับให้ผู้ที่น ำไปใช้งานต่อ ผลการการทดลองพบว่า สมการที่ใช้ในการหาค่ารังสีเทคนิค kVp และ mAs ที่สะดวกและได้ภาพที่มีคุณภาพมากที่สุด คือการ ค นวณโดยใช้ค่าEI โดยมีสมการดังต่อไปนี้

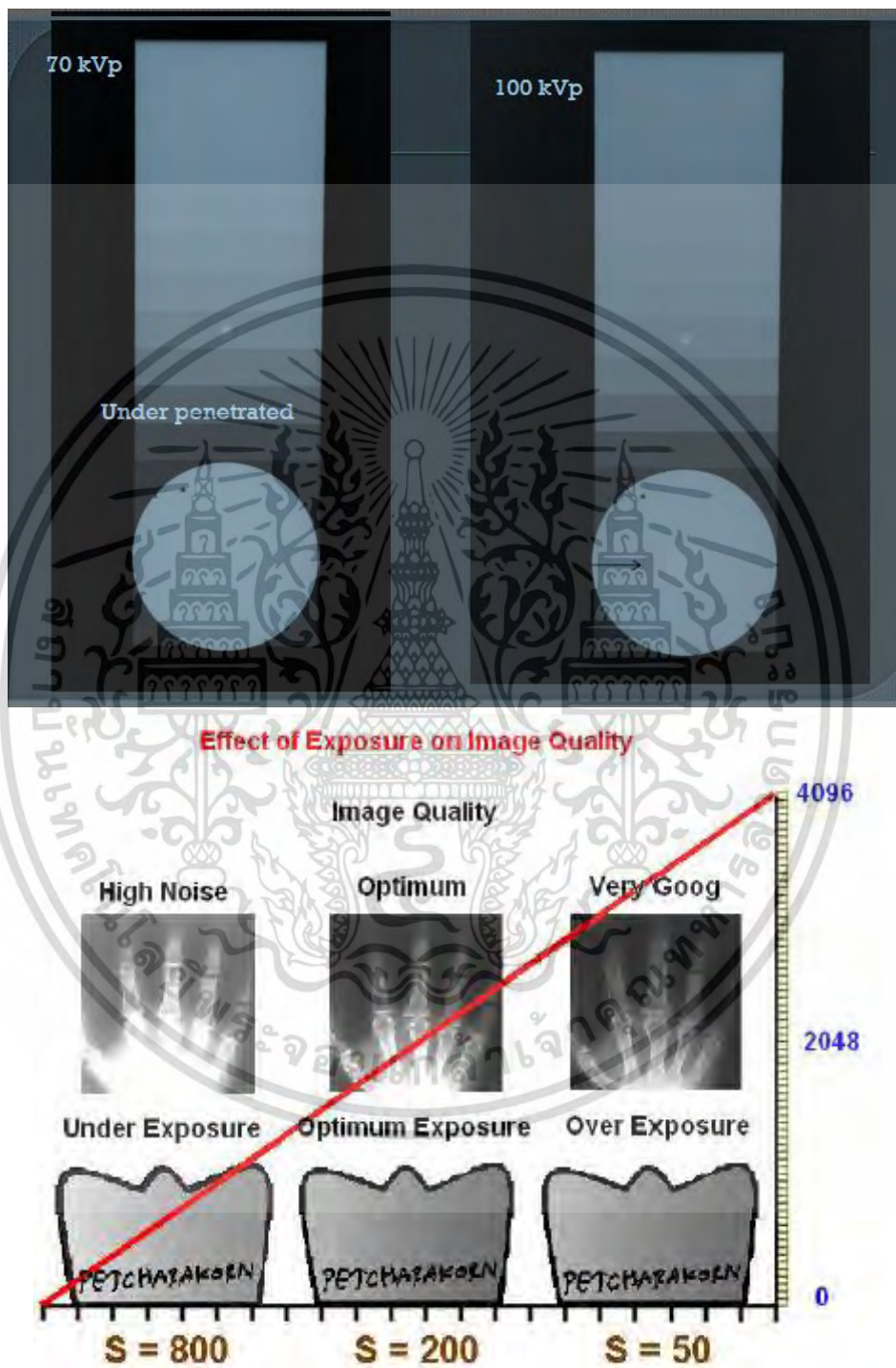
$$EI = 1000 \times \log \left[\frac{E}{E_0} \right] + C \quad (4.1)$$

โดยจะ สมการดังกล่าวแทนค่าเพื่อหาค่า kVp และ mAs โดยการค นวณ ซึ่งได้ค่า 75 KVp 5 mAs ส หรับ 1 ชั้น และ 80 KVp 5 mAs ส หรับ 2 ชั้น

4.2 ผลการทดลองกับเครื่องเอกซเรย์จริงโดยอ่านผลจากค่า S-value

ค่า S-Value ควรอยู่ในช่วง 200 หากก หนดค่าเทคนิค (kVp และ mAs) น้อยเกินไปจะท ให้ มีปริมาณรังสี ต ่เกินไปที่ไปกระทบกับตัวรับภาพส่งผลให้ได้สัญญาณภาพน้อย ท ให้เกิดสัญญาณรบกวนบนภาพสูง (High noise) แต่เมื่อก หนดเทคนิคมากเกินไปจะท ให้มีปริมาณรังสีที่สูงเกินไปที่ไปกระทบกับตัวรับภาพส่งผลให้ได้สัญญาณภาพมาก (High signal-to-noise ratio) ท ให้ได้ภาพที่ คุณภาพดี และยังสามารปรับคุณภาพของภาพรังสีในภายหลังได้อีก แต่หากปรับค่ามากเกินไปจะ ท ให้สิ้นเปลืองพลังงานไฟฟ้าและอายุการใช้งานของอุปกรณ์ลดสั้นลงอย่างรวดเร็ว ซึ่งหากใช้กับ มนุษย์จะท ให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสี เพิ่มขึ้นด้วยเกิดปรากฏการที่เรียกว่า “dose creep” ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีเป็นค่าปริมาณรังสีที่แผ่นรับภาพได้รับซึ่งมีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสี (exposure เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

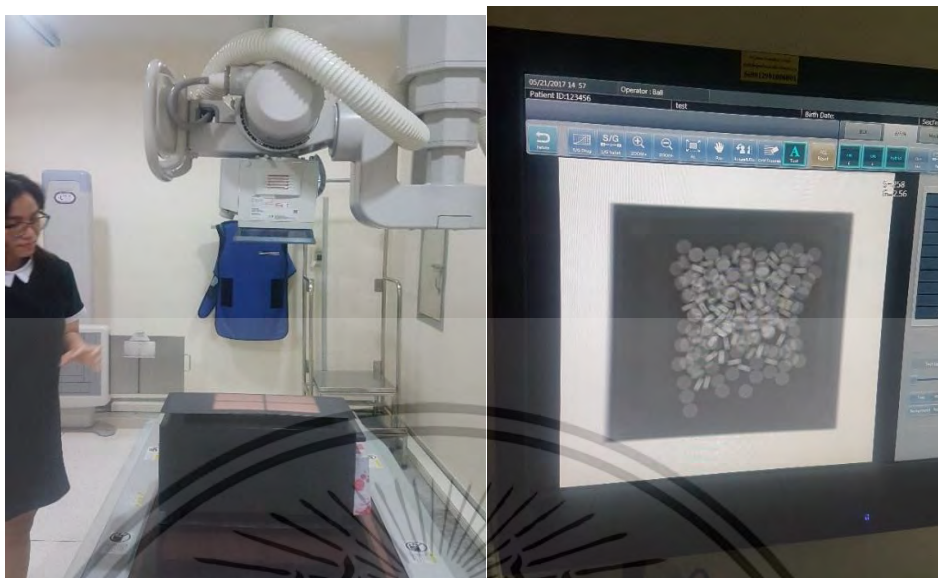
level) ที่ใช้ในการถ่ายภาพเนื่องจากผู้ผลิตระบบสร้างภาพด้วยคอมพิวเตอร์ใช้เทคโนโลยีและวิธีการประเมินค่าที่แตกต่างกันจึงมีการกหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure indices) ของปริมาณรังสีในแต่ละระดับที่แตกต่างกันออกไปดังนี้



รูปที่ 4.1 แสดงถึงการกหนดค่า S-Value ที่ค่าต่างๆ

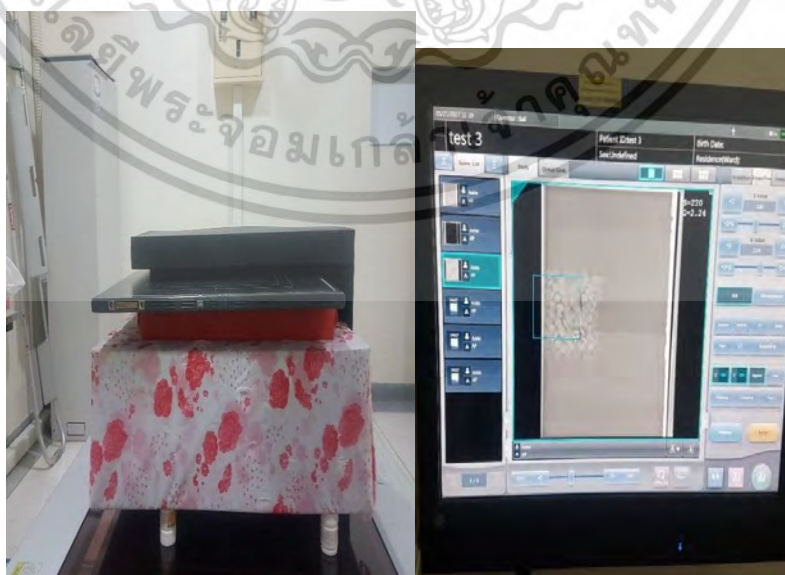
ค่า Exposure technique ที่สูงเกินไป ค่า S Value ที่แสดงออกมาจะเป็นค่าตัวเลขที่ต่ำ เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาค้นคว้าเท่านั้น เมื่อนำมาใช้เผยแพร่บนเว็บไซต์หรือสื่ออื่นใดโดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย การนำเอกสารนี้ไปใช้โดยไม่ได้รับอนุญาตถือว่าผิดกฎหมาย

ค่า Exposure technique ที่ต่ำเกินไป ค่า S Value ที่แสดงออกมาจะเป็นค่าตัวเลขที่สูง



รูปที่ 4.2 ภาพแสดงถึงระบบเอกซเรย์ที่ใช้ในการทดลองการซุกซ่อนในโลหะแบบ 1 ชั้น

โดยการทดสอบการเอกซเรย์ที่ค่าเทคนิคครั้งสี่ต่างๆพบว่า การซุกซ่อนในโลหะแบบ 1 ชั้นจะใช้ค่าเทคนิคครั้งสี่ที่ 75 KVp 5 mAs จึงจะได้ภาพชัดเจนที่สุดในการทดลองโดยสังเกตได้จากค่า S-value ซึ่งอยู่ในช่วงระหว่าง 200 - 600 ส่วนที่ค่าเทคนิคครั้งสี่อื่นๆจะท ให้ค่า S-value ไม่อยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสม จึงท ให้เห็นภาพไม่ชัดเจน



รูปที่ 4.3 ภาพแสดงถึงระบบเอกซเรย์ที่ใช้ในการทดลองการซุกซ่อนในโลหะแบบ 2 ชั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากภาพที่ 4.3 เป็นการทดสอบการตรวจหาหาที่ซุกซ่อนในกล่องโลหะ 2 ชั้น โดยค่าเทคนิค 80 Kvp 5 mAs จึงจะได้ภาพชัดเจนที่สุดในการทดลองโดยสังเกตได้จากค่า S-value ซึ่งอยู่ในช่วงระหว่าง 200 – 600 ส่วนที่ค่าเทคนิคครั้งอื่นๆจะท ให้ค่า S-value ไม่อยู่ในเกณฑ์ที่เหมาะสม จึงท าให้เห็นภาพไม่ชัดเจน

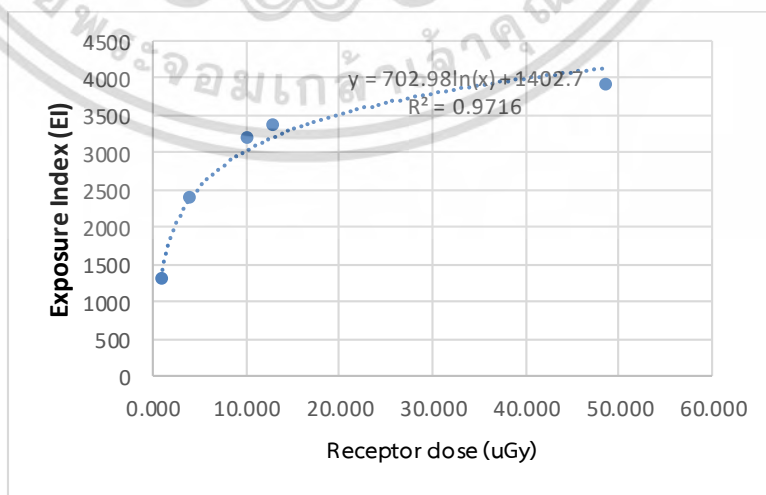
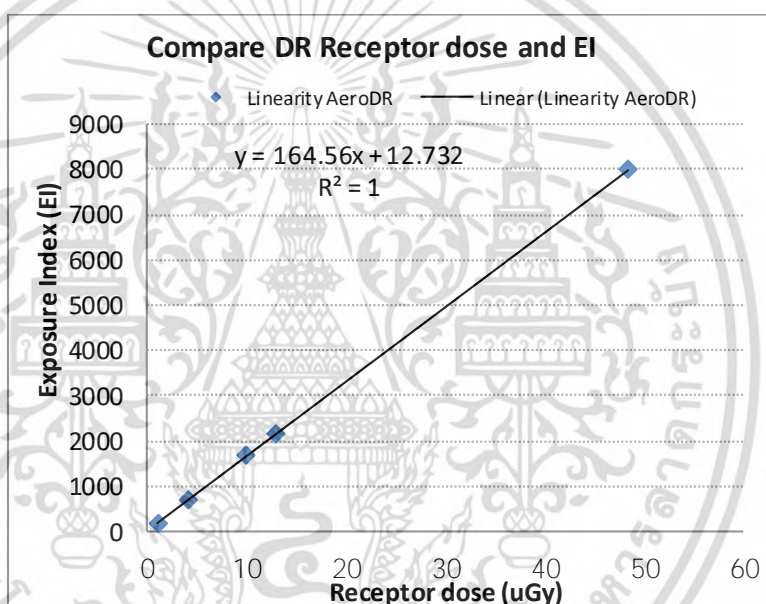
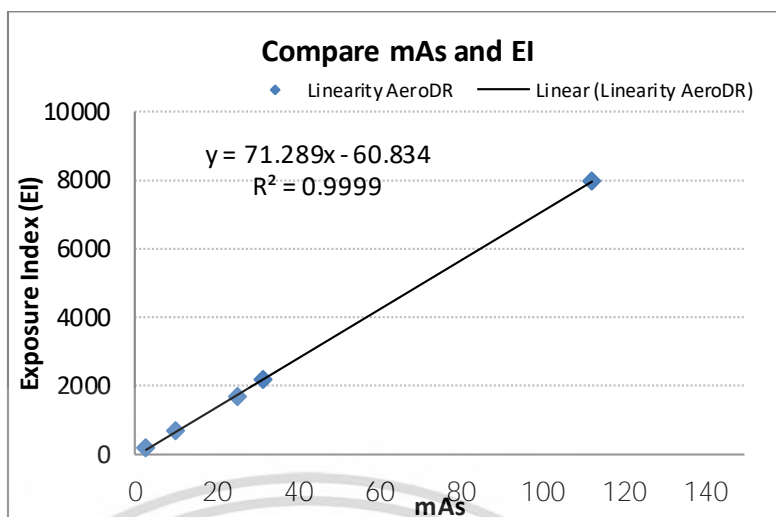
4.3 การตรวจสอบคุณสมบัติของแผ่น Detector อีกครั้งโดยใช้ software Auto PIA

ในการทดลองตอนนี้จะเป็นการทดสอบเพื่อดูคุณสมบัติและประสิทธิภาพของแผ่น Detector ว่าสามารถท กลับมาใช้งานซ้ำ ได้หรือไม่โดยดูจากค่า Radiation dose ของแผ่น Detector นั้นๆ ซึ่งผลการทดลองเป็นดังตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 แสดงถึงการทดสอบเพื่อดูคุณสมบัติและประสิทธิภาพของแผ่น Detector

Radiation dose μGy	Field Size Cal.	SCD	kV	mA	Time (ms.)	Measurement (μGy)				calc. μGy
		cm				#1	#2	#3	#4	at SID
1	14 x17 inch	150	72	250	17	1.502	1.492	1.461	1.468	1.043
4	Large Focal spot	150	73	250	18	5.893	5.821	5.711	5.575	4.092
10	No Grid	150	74	250	19	14.29	14.86	14.77	14.93	9.924
12		150	75	250	20	18.61	18.77	18.64	18.92	12.924
50		150	76	250	21	69.71	70.03	70.11	70.18	48.410

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.4 แสดงถึงการทดสอบเพื่อศึกษาคุณสมบัติและประสิทธิภาพของแผ่น Detector เอกสารนี้เป็นเอกสารทสงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยฐานำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จากผลการทดสอบเพื่อคุณสมบัติและประสิทธิภาพของแผ่นDetectorด้วยการคำนวณโดยใช้ Software Auto PIA พบว่าค่าที่ได้ผ่านมาตรฐานในเกณฑ์ที่กำหนดโดยกรมวิทยาศาสตร์คือค่า DDI ซึ่งคือค่าความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีที่อุปกรณ์รับรังสีหรือบันทึกภาพ (EI) กับค่า Radiation doseต้องมีค่าใกล้เคียงหรือเท่ากับ 1 จึงจะสามารถนำDetectorนั้นกลับมาใช้งานซ้ำได้ และการตรวจสอบเพื่อประเมินความแม่นยำ ของค่าปริมาณรังสีที่อุปกรณ์รับรังสีหรือบันทึกภาพ (Exposure Index) โดยการอ่านแผ่น Detector หรือ ปริมาณรังสี Detector Air Kerma ที่ค นวนจากค่า DDI จะต้องมามีค่าแตกต่างจากค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จริงไม่เกิน $\pm 20\%$ ซึ่งจากผลการทดลองตามตารางที่ 4.1 และภาพที่ 4.1 พบว่า ค่าปริมาณรังสีที่อุปกรณ์รับรังสีหรือบันทึกภาพ (EI) จะขึ้นกับค่าปริมาณกระแสต่อเวลา (mAs) กล่าวคือเมื่อค่า mAs มีค่าเพิ่มขึ้นจะทำให้ค่าปริมาณรังสีที่อุปกรณ์รับรังสีหรือบันทึกภาพ (EI) มีค่าเพิ่มขึ้นตาม ซึ่งทำให้ค่า Radiation dose นั้นเพิ่มขึ้นตามไปด้วย โดยความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีที่อุปกรณ์รับรังสีหรือบันทึกภาพ (EI) และค่า Radiation dose นั้นมีลักษณะเป็นความสัมพันธ์ในรูปแบบเชิงเส้น ซึ่งทำให้ค่า DDI ตามอุดมคติมีค่าเท่ากับ 1 ส่วนผลจากการตรวจวัดจริงเมื่อค นวนความสัมพันธ์ของค่า EI และค่า Radiation dose มีค่าอยู่ที่ 0.9716 ซึ่งใกล้เคียงกับค่าในอุดมคติเพียงแต่เกิดการสูญเสียปริมาณรังสีไปในอากาศนั่นเอง

4.4 สรุปผลการทดลอง

1. งานวิจัยดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าสามารถนำเครื่อง X-Ray ทาง การแพทย์มาใช้งานกับในการตรวจค้นยาเสพติดได้ และสามารถค นวนหาค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมในการเอกซเรย์ยาเสพติดชนิดแอมเฟตามีน

2. พิสูจน์ได้ว่าสมการ $EI = 1000 \times \log \left[\frac{E}{EO} \right] + C$ สามารถคานวณหาค่า kVp และ mAs ได้จริง

3. ค่า EI ของแต่ละเครื่องไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับบริษัทผู้ผลิตจะก หนดช่วงของค่า EI ที่เหมาะสมในการถ่ายภาพของอวัยวะชนิดต่างๆที่แตกต่างกัน ค่า EI ยังใช้เป็นตัวบ่งชี้ความเร็ว (relative speed and sensitivity) ของอุปกรณ์รับภาพระบบดิจิทัล เพราะฉะนั้นก่อนใช้งานต้องศึกษาก่อนทุกครั้ง โดยผลการทดลองครั้งนี้พบว่า

3.1 ทดสอบพบว่าการชุกซ้อนแบบ 1 ชั้นใช้ค่าเทคนิค 75 KVp 5 mAs ได้ภาพชัดเจนที่สุดในการทดลอง สังเกตจากค่า S value อยู่ในระหว่าง 200 – 600 ส่วนค่าที่เหลือค่า S value ไม่อยู่ในเกณฑ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 โดยการทดสอบพบว่า การชุกชอนแบบ 1 ชั้นใช้ค่าเทคนิค 75 KVP 5 mAs ได้ ภาพชัดเจนที่สุดในการทดลอง สังเกตจากค่า S

4. ปริมาณรังสีแสงที่ปล่อยออกมาเมื่อเทียบกับปริมาณรังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นแสดงให้เห็นถึงความ เป็นเส้นตรงที่ดี โดยค่าปริมาณรังสีจะถูกระบุโดยพารามิเตอร์ QR (Quantization Radiation) ตัวอย่างเช่น ช่วงของการรับแสงที่เป็นปริมาณ จะมีความสัมพันธ์อยู่ในช่วง: $200 / QR \times 1 [mR] \times 10^{-1.5} < X < 200 / QR \times 1 [mR] \times 10^{+2.5}$ ตัวอย่างเช่น ถ้า QR = 200 ช่วง quantized คือ $10^{-1.5}$ ถึง $10^{+2.5}$ mR หรือ 0.0316 ถึง 316 mR

5. พารามิเตอร์ QR สัมพันธ์กับความเร็วจนหน้าจอ / ฟิล์มที่เท่ากัน (เรียกว่า S-value) ดังนี้ ให้ R เป็นปริมาณรังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นซึ่งจะให้ค่าเอาท์พุท REGIUS 1535 และความหนาแน่นแสงของ ฟิล์มฟิมพ์ (โดยใช้การท ผนที่เครื่องฟิมพ์คงที่) เป็น 1.2 ภายในขอบเขตภาพที่ระบุ จากนิพจน์ ข้างต้นค่าความคลาดเคลื่อนที่เกี่ยวข้องจะถูกรก หนดอย่างรวดเร็วดังนี้: $X = R = 200 / QR$ ถ้าอ่าน ด้วย QR = 200, R เท่ากับ 1 mR; ถ้าอ่านด้วย QR = 400 R คือ 0.5 mR

โดยใช้ค่า S เพื่อปรับปริมาณรังสีเอกซ์เพื่อให้ค่าฟิสิกส์เอาต์พุตได้ภาพที่มีสีเข้มขึ้นหรือมีน้ำหนักเบา ลง เพื่อให้ได้ค่ารังสีเอกซ์จริงที่ใช้ในการสร้างความหนาแน่นของแสงในบริเวณที่ต้องการซึ่งค่า S นี้ถูก ก หนดให้เป็น: $S = QR \times R / R'$ โดยที่ R ขึ้นกับพารามิเตอร์ QR

จากที่กล่าวมาข้างต้นเราจะสังเกตเห็นสมบัติต่อไปนี้ของค่า S:

- (1) S- ค่าเป็นอิสระจากพารามิเตอร์ QR; โดยการแทนที่ (b) เป็น (c), $S = 200 / R$
- (2) S- ค่าจะถูกรก หนดจากค่าฟิสิกส์ที่ได้รับหลังจากการประมวลผลการไล่ระดับสี

การประมวลผลการไล่ระดับจะขึ้นอยู่กับอัลกอริธึมการประมวลผลการไล่ระดับสีอัตโนมัติของ Konica Minolta อย่างไรก็ตาม ผู้ด เนินการสามารถเปลี่ยนแปลงตนเองได้

(3) ค่า S อยู่ในสัดส่วนผกผันกับปริมาณรังสีเอกซ์ กล่าวคือถ้าการได้รับรังสีเอกซ์เป็นครั้ง n จะมีค่า S เท่ากับ $1 / n$ - ครั้ง

(4) เมื่อค่า S ของภาพเท่ากับ 200 การสัมผัสรังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นกับพื้นที่วัตถุ (โดยเฉพาะพื้นที่ ที่น่าสนใจ) ที่ฟิมพ์ด้วยความหนาแน่นของฟิล์มที่ฟิมพ์ 1.2 คือ 1 mR

ผลของสมบัติ คือค่า S ไม่ได้ถูกรก หนดโดยจ นวนรังสีเอกซ์เลย อย่างไรก็ตามส หรับการ ประมวลผลการไล่ระดับสีที่เฉพาะเจาะจงเฉพาะ (เฉพาะการสอบ) คุณสมบัติ และ จะท ให้ค่า S เป็น

ดัชนีดัชนีความเสี่ยงที่เป็นประโยชน์ผลของสมบัติคือค่า S ไม่ได้ถูกรก หนดโดยจ นวนรังสีเอกซ์อย่างไร เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ก็ตามส หรับการประมวลผลการไ้ระดับสีที่เฉพาะเจาะจงเฉพาะ (เฉพาะการสอบ) คุณสมบัติ และ จะท ให้ค่า S เป็นดัชนีดัชนีความเสี่ยงที่เป็นประโยชน์ เป้าหมายคือการก หนดวิธีการจัดท ดัชนีการ สัมผัสซึ่งเป็นเรื่องง่ายส หรับนักเทคโนโลยีสารสนเทศที่เข้าใจได้ง่ายและสามารถเชื่อมโยงกับ มาตรฐานที่มีอยู่และได้รับการยอมรับอย่างทั่วถึงการสัมผัสแสง 1 mR จะท ให้เกิดความหนาแน่นของ แสงในช่วงกลางที่หน้าจอ / ระบบฟิล์มความเร็ว 200 การสัมผัสแสง 0.5 mR จะท ให้เกิดความ หนาแน่นทางแสงเท่ากันในระบบหน้าจอ / ฟิล์มความเร็ว 400 ดัชนีการเปิดรับข่าวสารของเราอิงตาม ความสัมพันธ์นี้ เรากาหนดให้ภาพที่ได้รับรังสีโดยประมาณจะให้ความหนาแน่นปานก กลางและ เกี่ยวข้องกับความเร็วของหน้าจอ / ฟิล์มที่จะตอบสนองในแบบเดียวกันความต้องการแรกคือการสอบ เทียบการตอบสนองของระบบดิจิทัลต่อรังสีอินพุต ในการเลียนแบบสเปกตรัมทางออกโดยทั่วไปจาก ร่างกายของผู้ป่วยเราจะท ให้ล ผลิตแข็งขึ้นโดยการเพิ่มการกรองทองแดง 1 มิลลิเมตร การวัดจะท า ที่ 80 kVp เพื่อก หนดลักษณะของอินพุต / เอาต์พุตของระบบเป็นมิลลิวิเทนต่อหมายเลขดิจิทัล (mR / DN) อัตราส่วนอินพุต / เอาท์พุตนี้ R10 ถูกจัดเก็บไว้เป็นลักษณะเฉพาะของระบบและไม่ จาเป็นต้องค หนดอีกครั้งในภาพโดยภาพ ในการคานวณดัชนีการรับแสงซึ่งเราอ้างถึงเป็น f# เนื่องจากมีความคล้ายคลึงกับรูรับแสงบนเลนส์เราจึงแบ่งภาพออกเพื่อไม่ให้เกิดพื้นที่รับแสงโดย ตรง และพื้นที่นอกพื้นที่ที่สัมผัส

6. ข้อมูลการทดลองแสดงให้เห็นว่าการใช้ค่ามัธยฐานในกรณีส่วนใหญ่จะให้ค่าความหนาแน่น ทางแสงในช่วงกลางได้อย่างแม่นยำ ในภาพ ไม่ผิดเพี้ยนโดยผิดพลาดในการแบ่งส่วนภาพ ไม่ใช่กรณีนี้ ถ้าใช้ค่าเฉลี่ยซึ่งใช้อัตราส่วนอินพุต / เอาท์พุต R10 และค่ามัธยฐานของ IMed,เราค หนด: XMed = IMed.R10, การเปลี่ยนค่าที่ส คัญเกิดขึ้นหากการแบ่งส่วนเกิดขึ้นรวมถึงบาง ส่วนของการสัมผัส โดยตรง XMed เป็นระดับรังสีที่ส่งผลให้ความหนาแน่นของช่วงกลาง ความเร็วที่มีประสิทธิภาพ SE จึงได้รับโดย:

$$SE = \frac{200}{XMed}$$

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย

5.1 สรุปผลการทดลอง

จากผลการทดลองพบว่าจากการถ่ายภาพแพนธอมซึ่งเป็นยาชนิดเม็ดที่ซ่อนในแบบจำลองตัวถังรถยนต์แบบ 1 ชั้นจะมีค่าเทคนิครังสีที่เหมาะสมอยู่ที่ 75 Kvp 5 mAs และมีค่า S value อยู่ในช่วงระหว่าง 200 – 600 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน ท ให้ได้ภาพที่ชัดเจนที่สุด ส่วนที่ค่าเทคนิครังสีอื่นๆ นั้น ค่า S-Value ไม่อยู่ในเกณฑ์ ในส่วนของการถ่ายภาพแพนธอมที่ซ่อนในแบบจำลองตัวถังรถยนต์แบบ 2 ชั้นจะมีค่าเทคนิครังสีที่เหมาะสมอยู่ที่ 80 Kvp 5 mAs และมีค่า S value อยู่ในช่วงระหว่าง 200 – 600 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน ท ให้ได้ภาพที่ชัดเจนที่สุด ส่วนที่ค่าเทคนิครังสีอื่นๆ นั้น ค่า S-Value ไม่อยู่ในเกณฑ์

งานวิจัยฉบับนี้แสดงให้เห็นว่าสามารถนำเครื่อง X-Ray ทางกายภาพมาใช้ร่วมกับในการตรวจค้นยาเสพติดได้หากมีการปรับตั้งค่ารังสีเทคนิคอย่างถูกต้อง โดยการคำนวณหาค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมที่ใช้ในการเอกซเรย์ยาเสพติดชนิดเม็ดโดยจากการทดลองสามารถพิสูจน์ได้ว่าสามารถคำนวณหาค่า kVp และ mAs ที่เหมาะสมจากค่า EI ได้จริงซึ่งค่า EI ของเครื่องแต่ละบริษัทผู้ผลิตนั้นไม่เท่ากันขึ้นอยู่กับช่วงของค่า EI ที่เหมาะสมในการถ่ายภาพที่แตกต่างกัน โดยค่า EI ยังใช้เป็นตัวบ่งชี้ความไว (relative speed and sensitivity) ของอุปกรณ์รับภาพระบบดิจิทัล

ในการใช้งานจริงอาจมีอุปสรรคต่างจากผลที่ได้จากการวิจัยเนื่องจาก แผ่นรับรังสีจำเป็นต้องถูกวางในตำแหน่งและระยะเหมาะสมเท่านั้น รวมถึงการควบคุมรังสีที่จะแพร่ออกสู่สิ่งแวดล้อม ซึ่งในการปฏิบัติงานจริง อาจจะสามารถถ่ายภาพรังสีได้ดีเฉพาะในพื้นที่ที่ กัดบางพื้นที่ในรถยนต์และภาพที่ได้ อาจจะไม่สมบูรณ์เท่ากับการท วิจัยในห้องปฏิบัติการ

5.2 ข้อเสนอแนะ

- ควรทบทวนเพิ่มเติมเกี่ยวกับวัตถุประสงค์ของสงสัยชนิดอื่นๆ
- การใช้งานต้องค ำนวณหาค่าใหม่เสมอหากมีการเปลี่ยนชุดอ่านสัญญาณภาพเอกซเรย์ เนื่องจากค่า Exposure index จากโรงงานผู้ผลิตแตกต่างกัน
- การใช้งานยังมีข้อจ ากัดมากพอสมควรเนื่องจากแผ่นรับรังสี (Detector) ต้องอยู่ในแนวขนานและกับหลอดเอกซเรย์ตลอดเวลาจึงจะท ให้ได้ภาพที่ดีที่สุด
- ผู้ใช้งานเครื่องเอกซเรย์ต้องมีใบอนุญาตอย่างถูกต้อง
- การใช้งานเครื่องเอกซเรย์ในพื้นที่โล่งโดยไม่มีวัสดุป้องกันรังสีจะท ให้เกิดการรังสีกระจายและเป็นอันตรายต่อผู้ที่อยู่ใรรังสีที่รังสีกระจาย



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

- [1] Determination of kVp and mAs in chest x-ray using Least Square technique.: D4272-03, Sartrawut Thammakittipan, King Mongkut's University North Bangkok Journal, pp.72-79, 2013
- [2] Rujaporn Chanachai, Laongthip Chanachai, Basic Physics in Nuclear Medicine, Ramkhamhang University Vol.2, pp.145-151, 2011
- [3] Thunyarat Chusin, Application of detectors in computed radiography systems for radiation dosimetry, , Naresuan University Journals, pp.112-117, 2015
- [4] Craft, B.Y.: Single –Photon Emission Computed Tomography. Year Book Medical Publisher, Inc. Chicago, pp.121-129, 1986
- [5] Robert de Nero, American Association of Physics in Medicine, AAPM Report No. 25: Protocol for The Radiation Safety Surveys of Diagnostic Radiological Equipment, pp.112-119, 1998
- [6] Steven Don, “New Digital Radiography Exposure Indicators and the ACR Dose Index Registry for Digital Radiography”, {Online}
<http://www.pedrad.org/Portals/5/Events/2015/Don,%20Steve%20-%20Image%20Gently.pdf>
- [7] Shirley Bartley, “Technique Still Matters”, {Online} <http://issphysics.com/wp-content/uploads/2013/03/Technique-Still-Matters.pdf>
- [8] “มารู้จักค่าอีไอ(EI)กันดีไหม?”, {Online}
http://cdn.gotoknow.org/assets/media/files/000/961/046/original_Exposure_Index.pdf
- [9] “เครื่องเอกซเรย์”, {Online}
http://www.med.cmu.ac.th/dept/radiology/324321%5Cx_ray_vet321_55%5B1%5D.pdf

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- [10] Pichan Kaewpookum, Napapong Pongnapang and Supakajee Saengruang-Orn, “Correlations among Entrance Surface Air KERMA, KERMA-Area Product and Exposure Index in Chest Digital Radiography at Phramongkutklo Hospital”, เวชสารแพทยทหารบก, ปีที่ 66 ฉบับที่ 3 กรกฎาคม-กันยายน 2556, pp.103-107
- [11] Patient Dose in Digital Radiography: Using Exposure Indices to Optimize Techniques {Online} <http://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/29-7884-22732-589.pdf>
- [12] Fundamentals of CR, DR and PACS {Online} iupesm.ifmbe.org/wp-content/uploads/2014/08/02Seibert_CRDR.pdf
- [13] Understanding Exposure and Deviation Indices {Online} www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/59-17262-70888-306.pdf
- [14] สถานการณ์ยาเสพติดในพื้นที่ภาคเหนือตอนบน {Online} https://www.oncb.go.th/ONCB_OR5/PublishingImages/Pages/Event/%E0%B8%AA%E0%B8%96%E0%B8%B2%E0%B8%99%E0%B8%81%E0%B8%B2%E0%B8%A3%E0%B8%93%E0%B9%8C%E0%B8%A2%E0%B8%B2%E0%B9%80%E0%B8%AA%E0%B8%9E%E0%B8%95%E0%B8%B4%E0%B8%94%E0%B8%9B%E0%B8%A3%E0%B8%B0%E0%B8%88%E0%B8%B3%E0%B9%80%E0%B8%94%E0%B8%B7%E0%B8%AD%E0%B8%99%E0%B8%A1%E0%B8%B4%E0%B8%96%E0%B8%B8%E0%B8%99%E0%B8%B2%E0%B8%A2%E0%B8%99%202560.pdf
- [15] Survey of S-values {Online} <https://www.gotoknow.org/posts/550725>

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



ภาคผนวก ก.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรม

เหล็กกล้ารีดเย็นแผ่นม้วน แผ่นแถบ และแผ่นตัด

สำหรับงานรถยนต์

1. ขอบข่าย

- 1.1 มาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรมนี้กำหนด ชนิด ลักษณะขอบ ชั้นคุณภาพ และสัญลักษณ์ มวลพื้นฐาน มิติและเกณฑ์ความคลาดเคลื่อน ส่วนประกอบทางเคมี คุณลักษณะที่ต้องการ เครื่องหมายและฉลาก การชักตัวอย่างและเกณฑ์ตัดสิน และการทดสอบเหล็กกล้ารีดเย็นแผ่นม้วน แผ่นแถบ และแผ่นตัด ที่ใช้ทำ โครงสร้าง ตัวถัง และชิ้นส่วนรถยนต์
- 1.2 มาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรมนี้ ไม่ครอบคลุมถึงเหล็กกล้ารีดเย็นแผ่นม้วน แผ่นแถบ และแผ่นตัด สำหรับงานอื่นๆ ที่ได้กำหนดเป็นมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรมแล้ว หรือ เหล็กกล้ารีดเย็น แผ่นม้วน แผ่นแถบ และแผ่นตัด ที่เป็นไปตามมาตรฐานอื่นใด ซึ่งระบุสมบัติแตกต่างไปจากที่กำหนดในมาตรฐานนี้

2. บทนิยาม

ความหมายของคำที่ใช้ในมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรมนี้ มีดังต่อไปนี้

- 2.1 เหล็กกล้ารีดเย็นแผ่นม้วน แผ่นแถบ และแผ่นตัด ซึ่งต่อไปในมาตรฐานนี้จะเรียกว่า “เหล็กกล้ารีดเย็น” หมายถึง เหล็กกล้าคาร์บอนหรือเหล็กกล้าเจือต่ำที่มีสมบัติทางกลดังตารางที่ 10 หรือ 11 และ 12 และได้จากการรีด เป็นแผ่นขณะเย็นให้ได้ความหนาตามต้องการ แล้วอาจผ่านการอบอ่อน หลังจากนั้นผ่านกรรมวิธีการรีดปรับสภาพ (skin pass หรือ temper rolling) ด้วยก็ได้
- 2.2 เหล็กกล้ารีดเย็นแผ่นม้วน ซึ่งต่อไปในมาตรฐานนี้จะเรียกว่า “เหล็กแผ่นม้วน” หมายถึง เหล็กกล้ารีดเย็นที่ทำ เป็นม้วน
- 2.3 เหล็กกล้ารีดเย็นแผ่นแถบ ซึ่งต่อไปในมาตรฐานนี้จะเรียกว่า “เหล็กแผ่นแถบ” หมายถึง เหล็กแผ่นม้วนที่ตัด แบ่งตามยาว
- 2.4 เหล็กกล้ารีดเย็นแผ่นตัด ซึ่งต่อไปในมาตรฐานนี้จะเรียกว่า “เหล็กแผ่นตัด” หมายถึง เหล็กแผ่นม้วนหรือ เหล็กแผ่นแถบ ที่ตัดแบ่งเป็นแผ่น
- 2.5 การรีดปรับสภาพ หมายถึง การรีดเย็นหลังการอบอ่อนโดยมีวัตถุประสงค์อย่างใดอย่างหนึ่งหรือหลายอย่าง เพื่อควบคุมขนาด ความแข็ง ความราบ ผิวสำเร็จ และยับยั้งการเกิดริ้วครากหรือรอยยับ (stretcher strain or coil break) ในระยะเวลาหนึ่ง
- 2.6 ขอบรีด (mill edge) หมายถึง ขอบของเหล็กกล้ารีดเย็นที่เกิดจากการรีดเย็นโดยไม่มีการตกแต่งภายหลังการรีด ขอบรีดนี้อาจบางและฉีกเป็นบางแห่ง หรือมีความไม่สม่ำเสมอ หรือมีรอยร้าว
- 2.7 ขอบตัด (cut edge) หมายถึง ขอบของเหล็กกล้ารีดเย็นที่เกิดจากการตัด หลังจากการรีดเย็น

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มอก. 2140–2546

2.8 อัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติก(plastic strain ratio) หมายถึง ค่าอัตราส่วนของความเครียดแท้(true strain)ตามแนวความกว้าง ต่อความเครียดแท้ตามแนวความหนาของชิ้นทดสอบที่เกิดขึ้น เมื่อให้แรงดึงตามค่าที่กำหนดต่อชิ้นทดสอบ

3. ชนิด ลักษณะขอบ ชั้นคุณภาพ และสัญลักษณ์

3.1 เหล็กกล้ารีดเย็น แบ่งออกเป็น 3 ชนิด คือ

- 3.1.1 เหล็กแผ่นม้วน
- 3.1.2 เหล็กแผ่นแถบ
- 3.1.3 เหล็กแผ่นตัด

3.2 เหล็กกล้ารีดเย็น แบ่งตามลักษณะขอบออกเป็น 2 ลักษณะ คือ

- 3.2.1 ขอบรีด
- 3.2.2 ขอบตัด

3.3 เหล็กกล้ารีดเย็น แบ่งตามสมบัติทางกล ออกเป็น 22 ชั้นคุณภาพ คือ

- 3.3.1 CRA260M* เป็นเหล็กกล้าอะลูมิเนียมรีดเย็น
- 3.3.2 CRA340 เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นสำหรับชิ้นส่วนที่ขึ้นรูปทั่วไป
- 3.3.3 CRA370 เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นสำหรับชิ้นส่วนที่ขึ้นรูปทั่วไป
- 3.3.4 CRA390 เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นสำหรับชิ้นส่วนที่ขึ้นรูปทั่วไป
- 3.3.5 CRA440 เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นสำหรับชิ้นส่วนที่ขึ้นรูปทั่วไป
- 3.3.6 CRA490 เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นสำหรับชิ้นส่วนที่ขึ้นรูปทั่วไป
- 3.3.7 CRA540 เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นสำหรับชิ้นส่วนที่ขึ้นรูปทั่วไป
- 3.3.8 CRA590 เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นสำหรับชิ้นส่วนที่ขึ้นรูปทั่วไป
- 3.3.9 CRA490L เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่อัตราส่วนความต้านแรงดึงที่จุดครากต่อความต้านแรงดึง มีค่าต่ำ
- 3.3.10 CRA540L เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่อัตราส่วนความต้านแรงดึงที่จุดครากต่อความต้านแรงดึง มีค่าต่ำ
- 3.3.11 CRA590L เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่อัตราส่วนความต้านแรงดึงที่จุดครากต่อความต้านแรงดึง มีค่าต่ำ
- 3.3.12 CRA780L เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่อัตราส่วนความต้านแรงดึงที่จุดครากต่อความต้านแรงดึง มีค่าต่ำ
- 3.3.13 CRA980L เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่อัตราส่วนความต้านแรงดึงที่จุดครากต่อความต้านแรงดึง มีค่าต่ำ
- 3.3.14 CRA1180L* เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่อัตราส่วนความต้านแรงดึงที่จุดครากต่อความต้านแรงดึง มีค่าต่ำ
- 3.3.15 CRA270BH* เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่มีความต้านแรงดึงที่จุดครากสูงขึ้นหลังจากผ่านกระบวนการอบชุบแข็ง (bake hardening)
- 3.3.16 CRA340BH เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่มีความต้านแรงดึงที่จุดครากสูงขึ้นหลังจากผ่านกระบวนการอบชุบแข็ง (bake hardening)
- 3.3.17 CRA440H* เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่อัตราส่วนความต้านแรงดึงที่จุดครากต่อความต้านแรงดึง มีค่าสูง
- 3.3.18 CRA590H* เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่อัตราส่วนความต้านแรงดึงที่จุดครากต่อความต้านแรงดึง มีค่าสูง
- 3.3.19 CRA340D* เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่มีสมบัติขึ้นรูปลึกได้ดีเป็นพิเศษ
- 3.3.20 CRA370D* เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่มีสมบัติขึ้นรูปลึกได้ดีเป็นพิเศษ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.3.21 CRA390D* เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่มีสมบัติขึ้นรูปลึกได้ดีเป็นพิเศษ

3.3.22 CRA440D* เป็นเหล็กกล้ารีดเย็นที่มีสมบัติขึ้นรูปลึกได้ดีเป็นพิเศษ

หมายเหตุ * เป็นชั้นคุณภาพเพิ่มเติมเฉพาะในตารางที่ 11 สำหรับกรณีที่ถูกระบุให้ใช้ข้อกำหนดสมบัติทางกลเป็นพิเศษ

4. มวลพื้นฐาน มิติและเกณฑ์ความคลาดเคลื่อน

4.1 มวลพื้นฐานของเหล็กกล้ารีดเย็น กำหนดให้เท่ากับ 7.85 กิโลกรัมต่อความหนา 1 มิลลิเมตรต่อ พื้นที่ 1 ตารางเมตร และให้ไว้เป็นข้อแนะนำ

4.2 มิติและเกณฑ์ความคลาดเคลื่อน

4.2.1 มิติ

ให้เป็นไปตามตารางที่ 1

4.2.2 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อน

4.2.2.1 ความหนา

(1) เหล็กกล้ารีดเย็น ชั้นคุณภาพที่มีเกณฑ์กำหนดของความต้านแรงดึงไม่เกิน 270 เมกะพาสคัล ให้เป็นไปตามตารางที่ 2

(2) เหล็กกล้ารีดเย็น ชั้นคุณภาพที่มีเกณฑ์กำหนดของความต้านแรงดึงเกิน 270 เมกะพาสคัล แต่ต่ำกว่า 780 เมกะพาสคัล ให้เป็นไปตามตารางที่ 3

(3) เหล็กกล้ารีดเย็น ชั้นคุณภาพที่มีเกณฑ์กำหนดของความต้านแรงดึงตั้งแต่ 780 เมกะพาสคัล ขึ้นไป ให้เป็นไปตามตารางที่ 4

สำหรับเหล็กกล้ารีดเย็นที่ถูกระบุว่าการเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของความหนา เป็นพิเศษ ให้เป็นไปตามตารางที่ 5

4.2.2.2 ความกว้าง

ให้เป็นไปตามตารางที่ 6 เหล็กกล้ารีดเย็นที่ถูกระบุว่าการเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของความกว้าง เป็นพิเศษ ให้เป็นไปตามตารางที่ 7

4.2.2.3 ความยาว (เฉพาะเหล็กแผ่นตัด)

ให้เป็นไปตามตารางที่ 8 เหล็กกล้ารีดเย็นที่ถูกระบุว่าการเกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของความยาว เป็นพิเศษ ให้เป็นไปตามตารางที่ 9

การทดสอบให้ปฏิบัติตามข้อ 8.1

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 1 มิติของเหล็กกล้ารีดเย็น
(ข้อ 4.2.1)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

มิติ	เหล็กแผ่นม้วน	เหล็กแผ่นแถบ	เหล็กแผ่นตัด
ความหนา	0.40 ถึง 3.20	0.40 ถึง 3.20	0.40 ถึง 3.20
ความกว้าง	ไม่น้อยกว่า 600	น้อยกว่า 600	ให้เป็นไปตามข้อตกลงระหว่างผู้ขายกับผู้ซื้อ
ความยาว	ไม่กำหนด	ไม่กำหนด	ให้เป็นไปตามข้อตกลงระหว่างผู้ขายกับผู้ซื้อ

หมายเหตุ เส้นผ่านศูนย์กลางภายใน และเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอกของม้วนของเหล็กแผ่นม้วน และเหล็กแผ่นแถบ ให้เป็นไปตามข้อตกลงระหว่างผู้ขายกับผู้ซื้อ

ตารางที่ 2 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของความหนาของเหล็กกล้ารีดเย็น
ชั้นคุณภาพที่มีเกณฑ์กำหนดของความต้านแรงดึงไม่เกิน 270 เมกะพาสคัล
(ข้อ 4.2.2.1)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ความหนา	เกณฑ์ความคลาดเคลื่อน				
	ความกว้าง น้อยกว่า 630	ความกว้าง 630 ถึงน้อยกว่า 1 000	ความกว้าง 1 000 ถึงน้อยกว่า 1 250	ความกว้าง 1 250 ถึงน้อยกว่า 1 600	ความกว้าง 1 600 ขึ้นไป
0.40 ถึงน้อยกว่า 0.60	± 0.05	± 0.05	± 0.05	± 0.06	± 0.07
0.60 ถึงน้อยกว่า 0.80	± 0.06	± 0.06	± 0.06	± 0.06	± 0.07
0.80 ถึงน้อยกว่า 1.00	± 0.06	± 0.06	± 0.07	± 0.08	± 0.09
1.00 ถึงน้อยกว่า 1.25	± 0.07	± 0.07	± 0.08	± 0.09	± 0.11
1.25 ถึงน้อยกว่า 1.60	± 0.08	± 0.09	± 0.10	± 0.11	± 0.13
1.60 ถึงน้อยกว่า 2.00	± 0.10	± 0.11	± 0.12	± 0.13	± 0.15
2.00 ถึงน้อยกว่า 2.50	± 0.12	± 0.13	± 0.14	± 0.15	± 0.17
2.50 ถึง 3.20	± 0.14	± 0.15	± 0.16	± 0.17	± 0.20

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 3 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของความหนาของเหล็กกล้ารีดเย็น
 ชั้นคุณภาพที่มีเกณฑ์กำหนดของความต้านแรงดึงมากกว่า 270 เมกะพาสคัลแต่น้อยกว่า 780 เมกะพาสคัล
 (ข้อ 4.2.2.1)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ความหนา	เกณฑ์ความคลาดเคลื่อน				
	ความกว้าง น้อยกว่า 630	ความกว้าง 630 ถึงน้อยกว่า 1 000	ความกว้าง 1 000 ถึงน้อยกว่า 1 250	ความกว้าง 1 250 ถึงน้อยกว่า 1 600	ความกว้าง 1 600 ขึ้นไป
0.40 ถึงน้อยกว่า 0.60	± 0.05	± 0.05	± 0.05	± 0.07	± 0.08
0.60 ถึงน้อยกว่า 0.80	± 0.06	± 0.06	± 0.06	± 0.07	± 0.08
0.80 ถึงน้อยกว่า 1.00	± 0.07	± 0.07	± 0.08	± 0.09	± 0.10
1.00 ถึงน้อยกว่า 1.25	± 0.08	± 0.08	± 0.09	± 0.10	± 0.12
1.25 ถึงน้อยกว่า 1.60	± 0.09	± 0.10	± 0.11	± 0.12	± 0.14
1.60 ถึงน้อยกว่า 2.00	± 0.10	± 0.11	± 0.12	± 0.14	± 0.16
2.00 ถึงน้อยกว่า 2.50	± 0.12	± 0.13	± 0.14	± 0.16	± 0.18
2.50 ถึง 3.20	± 0.14	± 0.15	± 0.16	± 0.18	± 0.21

ตารางที่ 4 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของความหนาของเหล็กกล้ารีดเย็น
 ชั้นคุณภาพที่มีเกณฑ์กำหนดของความต้านแรงดึงตั้งแต่ 780 เมกะพาสคัลขึ้นไป
 (ข้อ 4.2.2.1)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ความหนา	เกณฑ์ความคลาดเคลื่อน		
	ความกว้าง น้อยกว่า 1 250	ความกว้าง 1 250 ถึงน้อยกว่า 1 600	ความกว้าง 1 600 ขึ้นไป
0.60 ถึงน้อยกว่า 0.80	± 0.08	± 0.09	ไม่กำหนด
0.80 ถึงน้อยกว่า 1.00	± 0.09	± 0.10	ไม่กำหนด
1.00 ถึงน้อยกว่า 1.25	± 0.10	± 0.12	ไม่กำหนด
1.25 ถึงน้อยกว่า 1.60	± 0.12	± 0.14	ไม่กำหนด
1.60 ถึงน้อยกว่า 2.00	± 0.14	± 0.16	ไม่กำหนด
2.00 ถึง 2.30	± 0.16	± 0.18	ไม่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 5 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนเป็นพิเศษของความหนาของเหล็กกล้ารีดเย็น
(ข้อ 4.2.2.1)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ความต้านแรงดึง เมกะพาสคัล	ความหนา	ความกว้าง				
		น้อยกว่า 630	630 ถึง น้อยกว่า 1 000	1 000 ถึง น้อยกว่า 1 250	1 250 ถึง ถึงน้อยกว่า 1 600	1 600
ไม่เกิน 270	0.40 ถึงน้อยกว่า 0.60	± 0.035	± 0.035	± 0.040	± 0.045	± 0.050
	0.60 ถึงน้อยกว่า 0.80	± 0.040	± 0.040	± 0.045	± 0.050	± 0.055
	0.80 ถึงน้อยกว่า 1.00	± 0.040	± 0.040	± 0.045	± 0.050	± 0.055
	1.00 ถึงน้อยกว่า 1.25	± 0.050	± 0.050	± 0.055	± 0.060	± 0.065
	1.25 ถึงน้อยกว่า 1.60	± 0.060	± 0.060	± 0.065	± 0.070	± 0.075
	1.60 ถึงน้อยกว่า 2.00	± 0.070	± 0.070	± 0.080	± 0.085	± 0.090
	2.00 ถึงน้อยกว่า 2.50	± 0.075	± 0.075	± 0.085	± 0.090	± 0.095
	2.50 ถึง 3.20	± 0.090	± 0.090	± 0.100	± 0.100	± 0.110
เกิน 270 ถึง น้อยกว่า 780	0.40 ถึงน้อยกว่า 0.60	± 0.040	± 0.040	± 0.040	± 0.060	± 0.060
	0.60 ถึงน้อยกว่า 0.80	± 0.050	± 0.050	± 0.050	± 0.060	± 0.060
	0.80 ถึงน้อยกว่า 1.00	± 0.060	± 0.060	± 0.060	± 0.070	± 0.080
	1.00 ถึงน้อยกว่า 1.25	± 0.060	± 0.060	± 0.070	± 0.080	± 0.100
	1.25 ถึงน้อยกว่า 1.60	± 0.070	± 0.080	± 0.090	± 0.100	± 0.110
	1.60 ถึงน้อยกว่า 2.00	± 0.080	± 0.090	± 0.100	± 0.110	± 0.130
	2.00 ถึงน้อยกว่า 2.50	± 0.100	± 0.100	± 0.110	± 0.130	± 0.140
	2.50 ถึง 3.20	± 0.110	± 0.120	± 0.130	± 0.140	± 0.170
780 ขึ้นไป	ไม่กำหนด					

ตารางที่ 6 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของความกว้างของเหล็กกล้ารีดเย็น
(ข้อ 4.2.2.2)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ความกว้าง	เกณฑ์ความคลาดเคลื่อน
น้อยกว่า 600	± 0.5
600 ถึงน้อยกว่า 1 250	+ 7 0
1 250 ขึ้นไป	+ 10 0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 7 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนเป็นพิเศษของความกว้างของเหล็กกล้ารีดเย็น
(ข้อ 4.2.2.2)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ความกว้าง	เกณฑ์ความคลาดเคลื่อน
น้อยกว่า 600	ไม่กำหนด
600 ถึงน้อยกว่า 1 250	+ 3 0
1 250 ขึ้นไป	+ 4 0

ตารางที่ 8 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนของความยาวของเหล็กแผ่นตัด
(ข้อ 4.2.2.3)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ความยาว	เกณฑ์ความคลาดเคลื่อน
น้อยกว่า 2 000	+ 10 0
2 000 ถึงน้อยกว่า 4 000	+ 15 0
4 000 ถึงน้อยกว่า 6 000	+ 20 0

ตารางที่ 9 เกณฑ์ความคลาดเคลื่อนเป็นพิเศษของความยาวของเหล็กแผ่นตัด
(ข้อ 4.2.2.3)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ความยาว	เกณฑ์ความคลาดเคลื่อน
น้อยกว่า 2 000	+ 4 0
2 000 ถึงน้อยกว่า 3 000	+ 6 0
3 000 ถึงน้อยกว่า 4 000	+ 8 0
4 000 ถึงน้อยกว่า 6 000	+ 10 0

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไมออนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5. คุณลักษณะที่ต้องการ

5.1 ลักษณะทั่วไป

5.1.1 เหล็กกล้ารีดเย็นต้องปราศจากข้อบกพร่อง เช่น เป็นรู แยกชั้น ที่จะเป็ผลเสียหายต่อการทำผลิตภัณฑ์สำเร็จ สำหรับความไม่สมบูรณ์อื่น ๆ ที่ไม่เป็นผลเสียหายต่อการทำเป็นผลิตภัณฑ์สำเร็จ ยอมให้มีได้หนึ่งด้าน

5.1.2 เหล็กกล้ารีดเย็นที่ไม่โซลมน้ำมัน ยอมให้มีสนิมได้

การทดสอบให้ทำโดยการตรวจพินิจ

5.2 สมบัติทางกล

5.2.1 ความต้านแรงดึง และความยืด

ให้เป็นไปตามตารางที่ 10

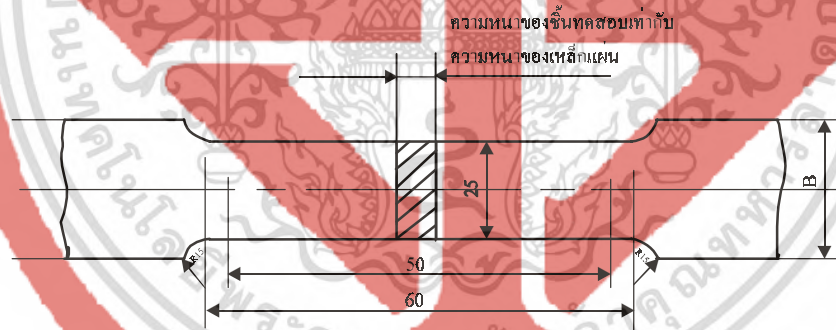
สำหรับเหล็กกล้ารีดเย็นที่ถูกระบุว่าต้องการความต้านแรงดึง และความยืด เป็นพิเศษ หรือมีขอบข่ายนอกเหนือจากตารางที่ 10 ให้เป็นไปตามตารางที่ 11

การทดสอบให้ปฏิบัติตาม JIS Z 2241 และเตรียมชิ้นทดสอบดังรูปที่ 1

5.2.2 ปริมาณของการอบชุบแข็ง(bake hardening amount)

ให้เป็นไปตามตารางที่ 10 สำหรับเหล็กกล้ารีดเย็นที่ถูกระบุว่าต้องการปริมาณของการอบชุบแข็งเป็นพิเศษ หรือมีขอบข่ายนอกเหนือจากตารางที่ 10 ให้เป็นไปตามตารางที่ 11

การทดสอบให้ปฏิบัติตาม JIS G 3135 ภาคผนวก และเตรียมชิ้นทดสอบดังรูปที่ 1



หมายเหตุ เหล็กแผ่นที่หนาเกิน 3 มิลลิเมตร ส่วนที่โค้งจะมีรัศมีเท่ากับ 20 ถึง 30 มิลลิเมตร และมีขนาด B ตั้งแต่ 30 มิลลิเมตรขึ้นไป

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

รูปที่ 1 ชิ้นทดสอบความต้านแรงดึง ความยืด และปริมาณของการอบชุบแข็ง

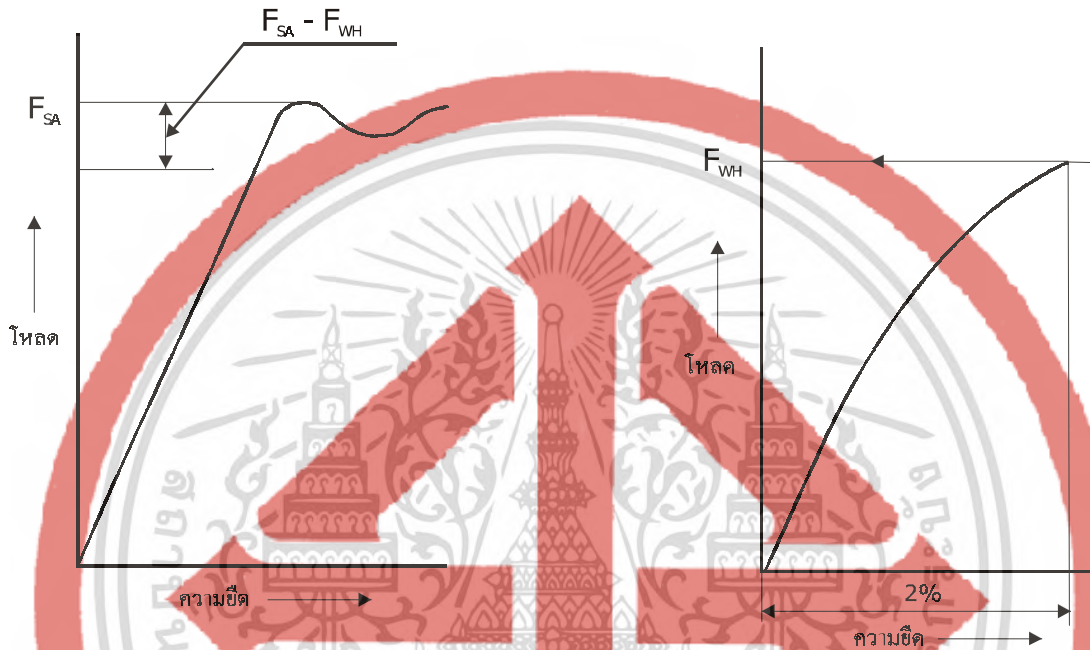
(ข้อ 5.2.1 และข้อ 5.2.2)

หมายเหตุ ปริมาณของการอบชุบแข็ง หมายถึง ค่าซึ่งหาได้จากสูตร

$$\sigma_{BH} = \frac{F_{SA} - F_{WH}}{A_0}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- เมื่อ σ_{BH} คือ ปริมาณของการอบชุบแข็ง เป็น นิวตันต่อตารางมิลลิเมตร
 F_{SA} คือ โหลดที่จุดคราก ซึ่งวัดจากเหล็กกล้ารีดเย็นที่ผ่านการอบชุบแข็งแล้ว เป็นนิวตัน หาค่าได้ดังรูปที่ 2
 F_{WH} คือ โหลดที่วัดจากเหล็กกล้ารีดเย็นที่ยังไม่ผ่านการอบชุบแข็ง ที่ให้ความเครียดเบื้องต้นในการดึงให้ยืด ร้อยละ 2 เป็น นิวตัน หาค่าได้ดังรูปที่ 3
 A_0 คือ พื้นที่หน้าตัดส่วนขนานของชิ้นทดสอบก่อนการทดสอบ เป็น ตารางมิลลิเมตร



รูปที่ 2 โหลดที่จุดครากหลังการบ่มเครียด
(ข้อ 5.2.2 หมายถึง)

รูปที่ 3 โหลดที่ความเครียดเบื้องต้น
(ข้อ 5.2.2 หมายถึง)

- 5.2.3 ค่ากลางของอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติก (mean plastic strain ratio)
 ทดสอบเฉพาะเหล็กกล้ารีดเย็นชั้นคุณภาพ CRA260M CRA270BH CRA340BH CRA340D
 CRA370D CRA390D และ CRA440D โดยให้เป็นไปตามตารางที่ 12
 การทดสอบให้ปฏิบัติตาม JFS T 2001
 หมายเหตุ ค่ากลางของอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติก (r_m) หมายถึง ค่าอัตราส่วนความเครียดช่วง
 พลาสติกที่ทำได้จากสูตร

$$r_m = \frac{r_0 + 2r_{45} + r_{90}}{4}$$

- เมื่อ r_m คือ ค่ากลางของอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติก
 r_0 คือ ค่าอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติกในแนวขนานกับแนวการรีด
 r_{45} คือ ค่าอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติกทำมุม 45 องศา กับแนวการรีด
 r_{90} คือ ค่าอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติกทำมุม 90 องศา กับแนวการรีด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 10 ความต้านแรงดึง และความยืด และปริมาณของการอบชุบแข็ง
(ข้อ 5.2.1 และข้อ 5.2.2)

ชั้นคุณภาพ	ความต้านแรงดึง ต่ำสุด MPa	ความต้านแรงดึง ที่จุดคราก ต่ำสุด MPa	ความยืดต่ำสุด ร้อยละ		ปริมาณของการอบชุบแข็ง ต่ำสุด MPa
			ความหนา mm		
			0.60 ถึงน้อยกว่า 1.00	1.00 ถึง 2.30	
CRA340	340	175	34	35	ไม่กำหนด
CRA370	370	205	32	33	ไม่กำหนด
CRA390	390	235	30	31	ไม่กำหนด
CRA440	440	265	26	27	ไม่กำหนด
CRA490	490	295	23	24	ไม่กำหนด
CRA540	540	325	20	21	ไม่กำหนด
CRA590	590	355	17	18	ไม่กำหนด
CRA490L	490	225	24	25	ไม่กำหนด
CRA540L	540	245	21	22	ไม่กำหนด
CRA590L	590	265	18	19	ไม่กำหนด
CRA780L	780	365	13	14	ไม่กำหนด
CRA980L	980	490	6	7	ไม่กำหนด
CRA340BH	340	185	34	35	30

หมายเหตุ

1. การเตรียมชิ้นทดสอบ ให้ตัดตามแนวตั้งฉากกับการรีด
2. กรณีเหล็กกล้ารีดเย็นชั้นคุณภาพ CRA490 CRA540 CRA590 CRA490L และ CRA540L ช่วงความหนา 0.40 ถึงน้อยกว่า 0.60 มิลลิเมตร หรือช่วงความหนาที่มากกว่า 2.30 ถึง 3.20 มิลลิเมตร เกณฑ์ความยืดต่ำสุด อนุโลมให้ใช้ค่าที่กำหนดในสัดมภ์ที่ 4 และสัดมภ์ที่ 5 ตามลำดับ

ตารางที่ 11 ความต้านแรงดึงและความยืด และปริมาณของการอบชุบแข็งเป็นพิเศษ
(ข้อ 5.2.1 และข้อ 5.2.2)

ชั้นคุณภาพ	ความต้านแรงดึง ต่ำสุด MPa	ความต้านแรงดึงที่จุดคราก MPa			ความยืด ร้อยละ									ปริมาณของ การอบชุบแข็ง ต่ำสุด Mpa
		ความหนา mm			ความหนา mm									
		0.40 ถึง น้อยกว่า 0.80	0.80 ถึง น้อยกว่า 1.00	1.00 ถึง 3.20	0.40 ถึง น้อยกว่า 0.60	0.60 ถึง น้อยกว่า 0.80	0.80 ถึง น้อยกว่า 1.00	1.00 ถึง น้อยกว่า 1.20	1.20 ถึง น้อยกว่า 1.60	1.60 ถึง น้อยกว่า 2.00	2.00 ถึง น้อยกว่า 2.50	2.50 ถึง 3.20		
CRA260M*	260	110 ถึง 175	100 ถึง 165	90 ถึง 155	46 ถึง 54	47 ถึง 55	48 ถึง 56	49 ถึง 57	50 ถึง 58	51 ถึง 60	52 ถึง 62	-	-	
CRA340	340	205 ถึง 305	195 ถึง 295	185 ถึง 285	33 ถึง 43	34 ถึง 44	35 ถึง 45	36 ถึง 46	37 ถึง 47	ต่ำสุด 38	ต่ำสุด 38	ต่ำสุด 38	-	
CRA370	370	205 ถึง 305	195 ถึง 295	185 ถึง 285	30 ถึง 40	31 ถึง 41	32 ถึง 42	33 ถึง 43	34 ถึง 44	ต่ำสุด 35	ต่ำสุด 35	ต่ำสุด 35	-	
CRA390	390	245 ถึง 355	235 ถึง 345	225 ถึง 335	29 ถึง 40	30 ถึง 41	31 ถึง 42	32 ถึง 43	33 ถึง 44	ต่ำสุด 34	ต่ำสุด 34	ต่ำสุด 34	-	
CRA440	440	285 ถึง 390	275 ถึง 380	265 ถึง 370	26 ถึง 38	27 ถึง 39	28 ถึง 40	29 ถึง 41	30 ถึง 42	ต่ำสุด 31	ต่ำสุด 31	ต่ำสุด 31	-	
CRA590L	1180	325 ถึง 470	315 ถึง 460	305 ถึง 450	-	17 ถึง 32	18 ถึง 33	19 ถึง 34	20 ถึง 35	ต่ำสุด 21	ต่ำสุด 21	ต่ำสุด 21	-	
CRA780L	1180	420 ถึง 645	410 ถึง 635	400 ถึง 625	-	12 ถึง 25	13 ถึง 26	14 ถึง 27	15 ถึง 28	ต่ำสุด 16	ต่ำสุด 16	ต่ำสุด 16	-	
CRA980L	1180	-	590 ถึง 930	580 ถึง 920	-	-	9 ถึง 20	10 ถึง 21	11 ถึง 22	ต่ำสุด 12	ต่ำสุด 12	ต่ำสุด 12	-	
CRA1180L	1180	-	835 ถึง 1225	825 ถึง 1215	-	-	5 ถึง 16	6 ถึง 17	7 ถึง 18	ต่ำสุด 8	ต่ำสุด 8	ต่ำสุด 8	-	
CRA270BH*	270	135 ถึง 225	125 ถึง 215	115 ถึง 205	40 ถึง 50	41 ถึง 51	42 ถึง 52	43 ถึง 53	44 ถึง 54	ต่ำสุด 45	ต่ำสุด 45	ต่ำสุด 45	30	
CRA340BH	340	185 ถึง 285	175 ถึง 275	165 ถึง 265	34 ถึง 44	35 ถึง 45	36 ถึง 46	37 ถึง 47	38 ถึง 48	ต่ำสุด 39	ต่ำสุด 39	ต่ำสุด 39	30	
CRA440H	440	355 ถึง 460	345 ถึง 450	335 ถึง 440	23 ถึง 35	24 ถึง 36	25 ถึง 37	26 ถึง 38	27 ถึง 39	ต่ำสุด 28	ต่ำสุด 28	ต่ำสุด 28	-	
CRA590H	590	430 ถึง 580	420 ถึง 570	410 ถึง 560	-	17 ถึง 32	17 ถึง 32	18 ถึง 33	18 ถึง 33	ต่ำสุด 18	ต่ำสุด 18	ต่ำสุด 18	-	
CRA340D	340	165 ถึง 255	155 ถึง 245	145 ถึง 235	35 ถึง 45	36 ถึง 46	37 ถึง 47	38 ถึง 48	39 ถึง 49	ต่ำสุด 40	ต่ำสุด 40	ต่ำสุด 40	-	
CRA370D	370	175 ถึง 265	165 ถึง 255	155 ถึง 245	33 ถึง 43	34 ถึง 44	35 ถึง 45	36 ถึง 46	37 ถึง 47	ต่ำสุด 38	ต่ำสุด 38	ต่ำสุด 38	-	
CRA390D	390	205 ถึง 305	195 ถึง 295	185 ถึง 285	31 ถึง 42	32 ถึง 43	33 ถึง 44	34 ถึง 45	35 ถึง 36	ต่ำสุด 36	ต่ำสุด 36	ต่ำสุด 36	-	
CRA440D	440	245 ถึง 355	235 ถึง 345	225 ถึง 335	28 ถึง 39	29 ถึง 40	30 ถึง 41	31 ถึง 42	32 ถึง 43	ต่ำสุด 33	ต่ำสุด 33	ต่ำสุด 33	-	

หมายเหตุ * เฉพาะชั้นคุณภาพ CRA260M และ CRA270BH เตรียมขึ้นทดสอบ โดยตัดตามแนวการรีด สำหรับชั้นคุณภาพอื่น ๆ เตรียมขึ้นทดสอบ โดยตัดตั้งฉากกับแนวการรีด

มอก. 2140-2546

ตารางที่ 12 ค่ากลางของอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติกของเหล็กกล้ารีดเย็น
(ข้อ 5.2.3)

ชั้นคุณภาพ	ค่ากลางของอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติก ต่ำสุด	
	ความหนาตั้งแต่ 0.50 mm ถึง 1.00 mm	ความหนามากกว่า 1.00 mm ถึง 1.60 mm
CRA260M	1.8	1.7
CRA270BH	1.4	1.3
CRA340BH	1.1	1.0
CRA340D	1.4	1.3
CRA370D	1.4	1.3
CRA390D	1.4	1.3
CRA440D	1.3	1.2

5.2.4 การตัดโค้ง (เฉพาะชั้นคุณภาพในตารางที่ 10)

เมื่อทดสอบตามข้อ 8.2 แล้ว ต้องไม่มีรอยร้าวตรงส่วนโค้งด้านนอกของชั้นทดสอบ

5.3 ระยะเบี่ยงเบนของขอบโค้งที่ด้านเว้า (camber) เฉพาะเหล็กแผ่นตัดขอบตัด เหล็กแผ่นม้วนขอบตัด และเหล็กแผ่นแถบ
ให้เป็นไปตามตารางที่ 13
การทดสอบให้ปฏิบัติตามข้อ 8.3

ตารางที่ 13 ระยะเบี่ยงเบนของขอบโค้งที่ด้านเว้า
(ข้อ 5.3)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ประเภท	ความกว้าง	ระยะเบี่ยงเบนของขอบโค้งที่ด้านเว้า สูงสุด	
		เหล็กแผ่นตัดขอบตัด	เหล็กแผ่นม้วนขอบตัดและเหล็กแผ่นแถบ
		ความยาว น้อยกว่า 2 000	ความยาว 2 000 ขึ้นไป
ชั้นคุณภาพที่ กำหนดความ ต้านแรงดึง น้อยกว่า 780 MPa	30 ถึงน้อยกว่า 60	8	8 ต่อทุก ๆ ความยาว 2 000
	60 ถึงน้อยกว่า 630	4	4 ต่อทุก ๆ ความยาว 2 000
	630 ขึ้นไป	2	2 ต่อทุก ๆ ความยาว 2 000
ชั้นคุณภาพที่ กำหนดความ ต้านแรงดึง 780 MPa ขึ้นไป	30 ถึงน้อยกว่า 60	8	8 ต่อทุก ๆ ความยาว 2 000
	60 ถึงน้อยกว่า 630	4	4 ต่อทุก ๆ ความยาว 2 000
	630 ขึ้นไป	3	3 ต่อทุก ๆ ความยาว 2 000

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- 5.4 ความไม่ได้อาก(เฉพาะเหล็กแผ่นตัด)
ต้องไม่เกินเกณฑ์ที่กำหนดในตารางที่ 14
การทดสอบให้ปฏิบัติตามข้อ 8.4

ตารางที่ 14 ความไม่ได้อากของเหล็กแผ่นตัด
(ข้อ 5.4)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร		
ความยาว	ความกว้าง	ความไม่ได้อากของเหล็กแผ่นตัด
ไม่เกิน 3 000	ไม่เกิน 1 200	2
	เกิน 1 200	3
เกิน 3 000	ไม่กำหนด	3

- 5.5 ระยะเบี่ยงเบนของความราบ(เฉพาะเหล็กแผ่นตัด)
เมื่อวางเหล็กแผ่นตัดในแนวราบตามปกติแล้ว ระยะเบี่ยงเบนของความราบต้องไม่เกินเกณฑ์ที่กำหนดในตาราง
ที่ 15
การทดสอบให้ปฏิบัติตามข้อ 8.5

ตารางที่ 15 ความราบของเหล็กแผ่นตัด
(ข้อ 5.5)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร		
ประเภท	ความกว้าง	ระยะเบี่ยงเบนของความราบ
ชั้นคุณภาพที่กำหนด ความต้านแรงดึงไม่เกิน 440 MPa	น้อยกว่า 1 000	8
	1 000 ถึงน้อยกว่า 1 250	9
	1 250 ถึงน้อยกว่า 1 600	11
	1 600 ขึ้นไป	13
ชั้นคุณภาพที่กำหนด ความต้านแรงดึงมากกว่า 440 MPa ถึงน้อยกว่า 780 MPa	น้อยกว่า 1 000	8
	1 000 ถึงน้อยกว่า 1 250	10
	1 250 ถึงน้อยกว่า 1 600	12
	1 600 ขึ้นไป	14
ชั้นคุณภาพที่กำหนด ความต้านแรงดึง 780 MPa ขึ้นไป	น้อยกว่า 1 000	11
	1 000 ถึงน้อยกว่า 1 250	12
	1 250 ถึงน้อยกว่า 1 600	14
	1 600 ขึ้นไป	ไม่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

6. เครื่องหมายและฉลาก

6.1 ที่ม้วนของเหล็กแผ่นม้วนและเหล็กแผ่นแถบทุกม้วน และที่มัดของเหล็กแผ่นตัดทุกมัด อย่างน้อยต้องมีเลขอักษรหรือเครื่องหมายแจ้งรายละเอียดต่อไปนี้ ให้เห็นได้ง่าย ชัดเจน

- (1) คำว่า “เหล็กกล้ารีดเย็น”
 - (2) ชนิด ลักษณะขอบ
 - (3) ชั้นคุณภาพ
 - (4) หมายเลขการหลอม หรือ รหัสรุ่นที่ทำ
 - (5) ความหนา x ความกว้าง x ความยาว เป็น มิลลิเมตร x มิลลิเมตร x มิลลิเมตร (กรณีเหล็กแผ่นม้วนหรือเหล็กแผ่นแถบ ไม่ต้องระบุความยาว)
 - (6) มวล เป็นกิโลกรัม
 - (7) ชื่อผู้ทำหรือโรงงานที่ทำ หรือเครื่องหมายการค้าที่จดทะเบียน
 - (8) ประเทศที่ทำ
- ในกรณีที่ใช้ภาษาต่างประเทศ ต้องมีความหมายตรงกับภาษาไทยที่กำหนดไว้ข้างต้น

7. การชักตัวอย่างและเกณฑ์ตัดสิน

7.1 การชักตัวอย่างและเกณฑ์ตัดสินให้เป็นไปตามภาคผนวก ก.

8. การทดสอบ

8.1 มิต

8.1.1 ความหนา

8.1.1.1 เครื่องมือ

เครื่องวัดที่วัดได้ละเอียดถึง 0.005 มิลลิเมตร

8.1.1.2 วิธีวัด

(1) เหล็กแผ่นม้วนและเหล็กแผ่นแถบ

กรณีขอบรีด วัดห่างจากขอบเป็นระยะไม่น้อยกว่า 25 มิลลิเมตรจากขอบข้างทั้งสอง

กรณีขอบตัด ความกว้างตั้งแต่ 30 มิลลิเมตรขึ้นไป วัดห่างจากขอบเป็นระยะไม่น้อยกว่า 15 มิลลิเมตรจากขอบข้างทั้งสอง ถ้าความกว้างน้อยกว่า 30 มิลลิเมตร วัดตรงแนวกึ่งกลางโดยวัดอย่างน้อย 3 จุดของแต่ละขอบ

(2) เหล็กแผ่นตัด

กรณีขอบรีด วัดห่างจากขอบเป็นระยะไม่น้อยกว่า 25 มิลลิเมตรจากขอบทุกด้าน โดยวัดอย่างน้อย 3 จุดของแต่ละขอบ

กรณีขอบตัด วัดห่างจากขอบเป็นระยะไม่น้อยกว่า 15 มิลลิเมตรจากขอบทุกด้าน โดยวัดอย่างน้อย 3 จุดของแต่ละขอบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

8.1.1.3 การรายงานผล

รายงานผลเป็นค่าเฉลี่ย

8.1.2 ความกว้าง

8.1.2.1 เครื่องมือ

เครื่องวัดที่วัดได้ละเอียดถึง 0.5 มิลลิเมตร

8.1.2.2 วิธีวัด

วัดความกว้างที่ตำแหน่งห่างจากปลายประมาณ 100 มิลลิเมตร ทั้ง 2 ปลายสำหรับเหล็กแผ่นตัด และประมาณ 1 000 มิลลิเมตร ทั้ง 2 ปลายสำหรับเหล็กแผ่นม้วนและเหล็กแผ่นแถบ แล้วรายงานค่าเฉลี่ย

8.1.3 ความยาว (เฉพาะเหล็กแผ่นตัด)

8.1.3.1 เครื่องมือ

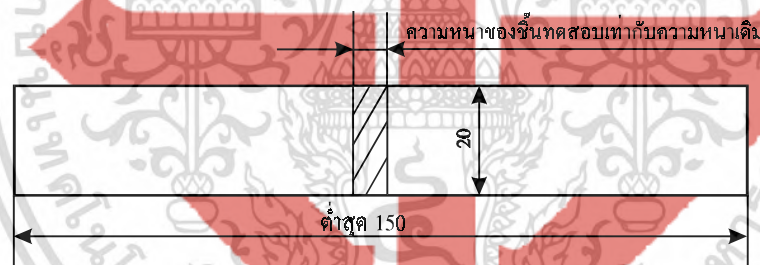
เครื่องวัดที่วัดได้ละเอียดถึง 1 มิลลิเมตร

8.1.3.2 วิธีวัด

วัดความยาวที่ตำแหน่งห่างจากขอบประมาณ 100 มิลลิเมตร ทั้ง 2 ข้าง แล้วรายงานค่าเฉลี่ย

8.2 การตัดโค้ง

เตรียมชิ้นทดสอบตามรูปที่ 4 โดยตัดในแนวตั้งฉากกับแนวการรีด วิธีทดสอบให้ปฏิบัติตาม มอก.244 เล่ม 11 หรือเล่ม 12 โดยตัดโค้ง 180 องศา และปลายทั้งสองขนานกันตามตารางที่ 16



หน่วยเป็นมิลลิเมตร

รูปที่ 4 ชิ้นทดสอบการตัดโค้ง

(ขอ 8.2)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

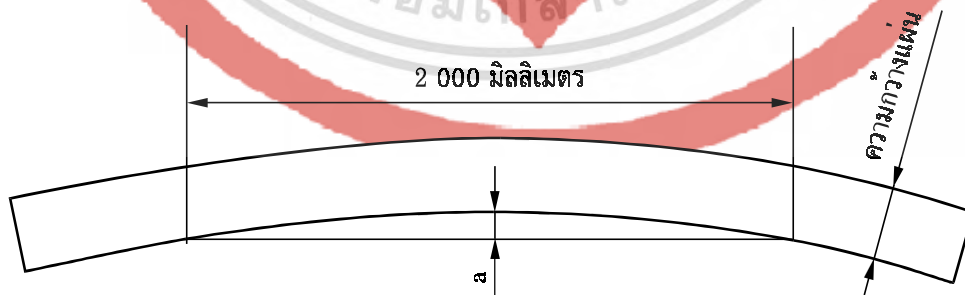
ตารางที่ 16 การตัดโค้ง
(ข้อ 8.2)

หน่วยเป็นมิลลิเมตร

ชั้นคุณภาพ	ระยะห่างขนานกัน
CRA340	พับแนบติดกัน
CRA370	พับแนบติดกัน
CRA390	พับแนบติดกัน
CRA440	พับแนบติดกัน
CRA490	พับแนบติดกัน
CRA540	ความหนาขึ้นทดสอบ
CRA590	2 เท่าของความหนาขึ้นทดสอบ
CRA490L	พับแนบติดกัน
CRA540L	ความหนาขึ้นทดสอบ
CRA590L	2 เท่าของความหนาขึ้นทดสอบ
CRA780L	6 เท่าของความหนาขึ้นทดสอบ
CRA980L	8 เท่าของความหนาขึ้นทดสอบ
CRA340BH	พับแนบติดกัน

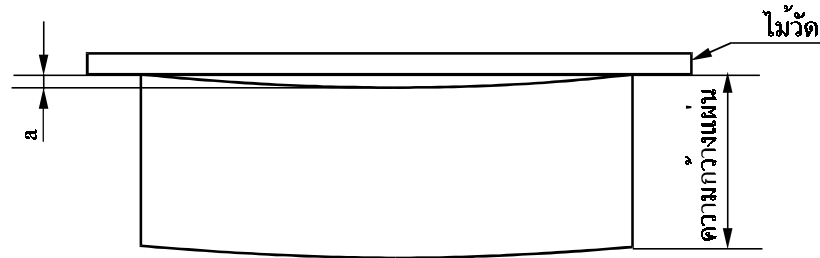
8.3 ระยะเบี่ยงเบนของขอบโค้งที่ด้านเว้า

วางตัวอย่างบนพื้นเรียบในแนวราบ ใช้เครื่องวัดที่วัดได้ละเอียดถึง 0.5 มิลลิเมตร วัดระยะเบี่ยงเบนสูงสุด (a) ของขอบโค้งที่ด้านเว้า โดยให้มีความยาวเส้นโค้งเท่ากับ 2 000 มิลลิเมตร ดังรูปที่ 5 สำหรับเหล็กแผ่นตัดขอบตัดที่มีความยาวน้อยกว่า 2 000 มิลลิเมตร ให้ใช้ความยาวเต็มแผ่น ดังรูปที่ 6



รูปที่ 5 การวัดระยะเบี่ยงเบนสูงสุดของขอบโค้งที่ด้านเว้า กรณีความยาวไม่น้อยกว่า 2 000 มิลลิเมตร
(ข้อ 8.3)

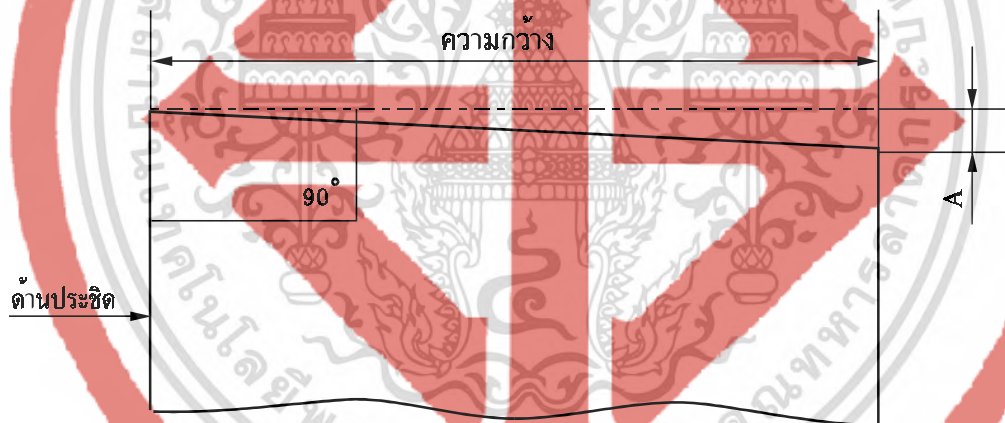
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 6 การวัดระยะเบี่ยงเบนสูงสุดของขอบโค้งที่ด้านเว้า กรณีความยาวน้อยกว่า 2 000 มิลลิเมตร
(ข้อ 8.3)

8.4 ความไม่ได้นาก

ใช้เครื่องมือที่วัดได้ละเอียดถึง 0.5 มิลลิเมตร วัดความไม่ได้นาก โดยวัดความเบี่ยงเบน (A) ของขอบแผ่นไปจากเส้นตรงที่ทำมุมฉากกับด้านประชิด ดังรูปที่ 7

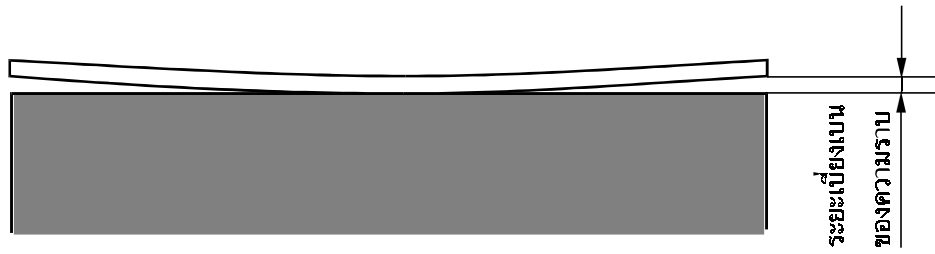


รูปที่ 7 การวัดความไม่ได้นาก
(ข้อ 8.4)

8.5 ระยะเบี่ยงเบนของความราบ

วางตัวอย่างบนพื้นเรียบในแนวราบ ใช้เครื่องมือที่วัดได้ละเอียดถึง 0.5 มิลลิเมตร วัดระยะห่างระหว่างผิวล่างของตัวอย่างกับพื้น ที่ตำแหน่งต่าง ๆ อ่านค่าสูงสุดให้ละเอียดถึง 0.5 มิลลิเมตร เป็นระยะเบี่ยงเบนของความราบ ดังรูปที่ 8

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 8 การวัดระยะเบี่ยงเบนของความราบ
(ข้อ 8.5)



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภาคผนวก ก.

การชักตัวอย่างและเกณฑ์ตัดสิน
(ข้อ 7.1)

- ก.1 รุ่ ในที่นี้หมายถึงเหล็กกล้ารีดเย็น ชั้นคุณภาพและมิติเดียวกัน ทำโดยกรรมวิธีเดียวกัน ที่ทำหรือส่งมอบหรือซื้อขายในระยะเวลาเดียวกัน
- ก.2 การชักตัวอย่างและการยอมรับ ให้เป็นไปตามแผนการชักตัวอย่างที่กำหนดต่อไปนี้ หรืออาจใช้แผนการชักตัวอย่างอื่นที่เทียบเท่ากันทางวิชาการกับแผนที่กำหนดไว้
- ก.2.1 การชักตัวอย่างและการยอมรับสำหรับการทดสอบมิติ ลักษณะทั่วไป และระยะเบี่ยงเบนของขอบโค้งที่ด้านเว้าของเหล็กแผ่นม้วนและเหล็กแผ่นแถบ
- ก.2.1.1 ชักตัวอย่างเหล็กแผ่นม้วนและเหล็กแผ่นแถบ โดยวิธีสุ่มจากรุ่นเดียวกัน ตามจำนวนที่กำหนดในตารางที่ ก.1
- ก.2.1.2 จำนวนตัวอย่างที่ไม่เป็นไปตามข้อ 4.2 ข้อ 5.1 และข้อ 5.3 ในแต่ละรายการ ต้องไม่เกินเลขจำนวนที่ยอมรับที่กำหนดในตารางที่ ก.1 จึงจะถือว่าเหล็กแผ่นม้วนและเหล็กแผ่นแถบ รุ่นนั้นเป็นไปตามเกณฑ์ที่กำหนด

ตารางที่ ก.1 แผนการชักตัวอย่างสำหรับการทดสอบมิติ ลักษณะทั่วไป
และระยะเบี่ยงเบนของขอบโค้งที่ด้านเว้าของเหล็กแผ่นม้วนและเหล็กแผ่นแถบ
(ข้อ ก.2.1)

ขนาดรุ่ม ม้วน	ขนาดตัวอย่าง ม้วน	เลขจำนวนที่ยอมรับ
ไม่เกิน 10	2	0
เกิน 10	8	1

หมายเหตุ การทดสอบมิติให้ตัดตัวอย่างยาว 2 เมตร ห่างจากต้นม้วนไม่น้อยกว่า 500 มิลลิเมตร

- ก.2.2 การชักตัวอย่างและการยอมรับสำหรับการทดสอบมิติ ลักษณะทั่วไป ระยะเบี่ยงเบนของขอบโค้งที่ด้านเว้า ความไม่โค้งและความราบของเหล็กแผ่นตัด
- ก.2.2.1 ชักตัวอย่างเหล็กแผ่นตัดโดยวิธีสุ่มจากรุ่นเดียวกัน ตามจำนวนที่กำหนดในตารางที่ ก.2
- ก.2.2.2 จำนวนตัวอย่างทุกตัวอย่างที่ไม่เป็นไปตามข้อ 4.2 ข้อ 5.1 ข้อ 5.3 ข้อ 5.4 และข้อ 5.5 ในแต่ละรายการ ต้องไม่เกินเลขจำนวนที่ยอมรับที่กำหนดในตารางที่ ก.2 จึงจะถือว่าเหล็กแผ่นตัดรุ่นนั้นเป็นไปตามเกณฑ์ที่กำหนด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ ก.2 แผนการชักตัวอย่างสำหรับการทดสอบมิติ ลักษณะทั่วไป ระยะเบี่ยงเบนของขอบโค้งที่ด้านว่า
ความไม่ได้ฉาก และความราบของเหล็กแผ่นตัด
(ข้อ ก.2.2)

ขนาดรุ่น แผ่น	ขนาดตัวอย่าง แผ่น	เลขจำนวนที่ยอมรับ
ไม่เกิน 500	2	0
เกิน 500	8	1

ก.2.3 การชักตัวอย่างและการยอมรับสำหรับการทดสอบสมบัติทางกล

ก.2.3.1 ชักตัวอย่างเหล็กกล้ารีดเย็นโดยวิธีสุ่มจากรุ่นเดียวกัน จำนวน 3 ตัวอย่าง แต่ละตัวอย่างมีปริมาณเพียงพอที่จะทำเป็นชิ้นทดสอบ สำหรับการทดสอบ ความต้านแรงดึงและความยืด ค่าการอบชุบแข็ง ค่ากลางของอัตราส่วนความเครียดช่วงพลาสติก และการตัดโค้ง

ก.2.3.2 ตัวอย่างทุกตัวอย่างต้องเป็นไปตามข้อ 5.2.1 ข้อ 5.2.2 ข้อ 5.2.3 และข้อ 5.2.4 จึงจะถือว่าเหล็กกล้ารีดเย็นรุ่นนั้นเป็นไปตามเกณฑ์ที่กำหนด

ก.3 เกณฑ์ตัดสิน

ตัวอย่างเหล็กกล้ารีดเย็นต้องเป็นไปตามข้อ ก.2.1.2 ข้อ ก.2.2.2 และข้อ ก.2.3.2 ทุกข้อ จึงจะถือว่าเหล็กกล้ารีดเย็นรุ่นนั้นเป็นไปตามมาตรฐานผลิตภัณฑ์อุตสาหกรรมนี้



ภาคผนวก ข.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Lecture 1: X-rays production and properties

Contents

1	Introduction	1
2	X-ray diffraction	2
3	X-ray radiation and exposure	4
4	X-ray production	5
4.1	Continuous X-rays	6
4.2	Characteristic X-rays	8
5	X-ray absorption	11

1 Introduction

The course talks about 3 main characterisation techniques in detail

- **XRD** - X-ray diffraction. XRD is a technique for determining the atomic and molecular structure of materials. It makes use of a photon source
- **TEM** - Transmission Electron Microscopy In TEM a beam of electrons is used to form an image of the specimen. The beam should be able to pass through the material of interest so that sample preparation is an important step in TEM. Typical samples should have thickness ≤ 100 nm (1000 Å).
- **SEM** - Scanning Electron Microscopy An SEM also uses a beam of electrons to form the image. But the electrons used here are backscattered or secondary electrons (unlike TEM which uses the transmitted

electrons and hence the name). So the thickness requirement of TEM is not there for SEM. The beam is scanned or rastered on the sample and the image is formed.

All 3 techniques have a number of add-ons which greatly increase their versatility.

In addition we will also consider a few spectroscopic techniques related to the above techniques.

2 X-ray diffraction

The first technique we will focus on is XRD (X-ray diffraction). Other common name is X-ray crystallography.

X-rays were discovered by Wilhelm Röntgen in 1895. He received the Nobel prize in Physics for this 1901 (the very first Nobel prize!!!). Röntgen was working on investigating cathode rays (electron beam in an evacuated tube called Crookes tube) and a fluorescent screen painted with Barium accidentally left near the tube glowed green even though the tube was covered with a black screen. He investigated this effect further and showed that the radiation could pass through matter - including human skin and named these mysterious rays X-rays.

We now know that X-rays are part of the Electromagnetic (EM) spectrum. Visible radiation are also part of the EM spectrum but only occupy a tiny range. The EM spectrum is shown in figure 1.

Depending on the wavelength and hence energy the EM spectrum is divided into different regions

The relation between the Energy (E) and wavelength (λ) is given by

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (1)$$

where h is Planck's constant ($6.626 \times 10^{-34} Js^{-1}$) and c is the velocity of light ($3 \times 10^8 ms^{-1}$)

Typically for X-rays, energy is given in units of eV or *electron – Volt* where $1 eV = 1.6 \times 10^{-19} J$.

The different regions of the EM spectrum in order of increasing wavelength (or decreasing energy) are tabulated in table 1.

MM3030: Materials characterisation

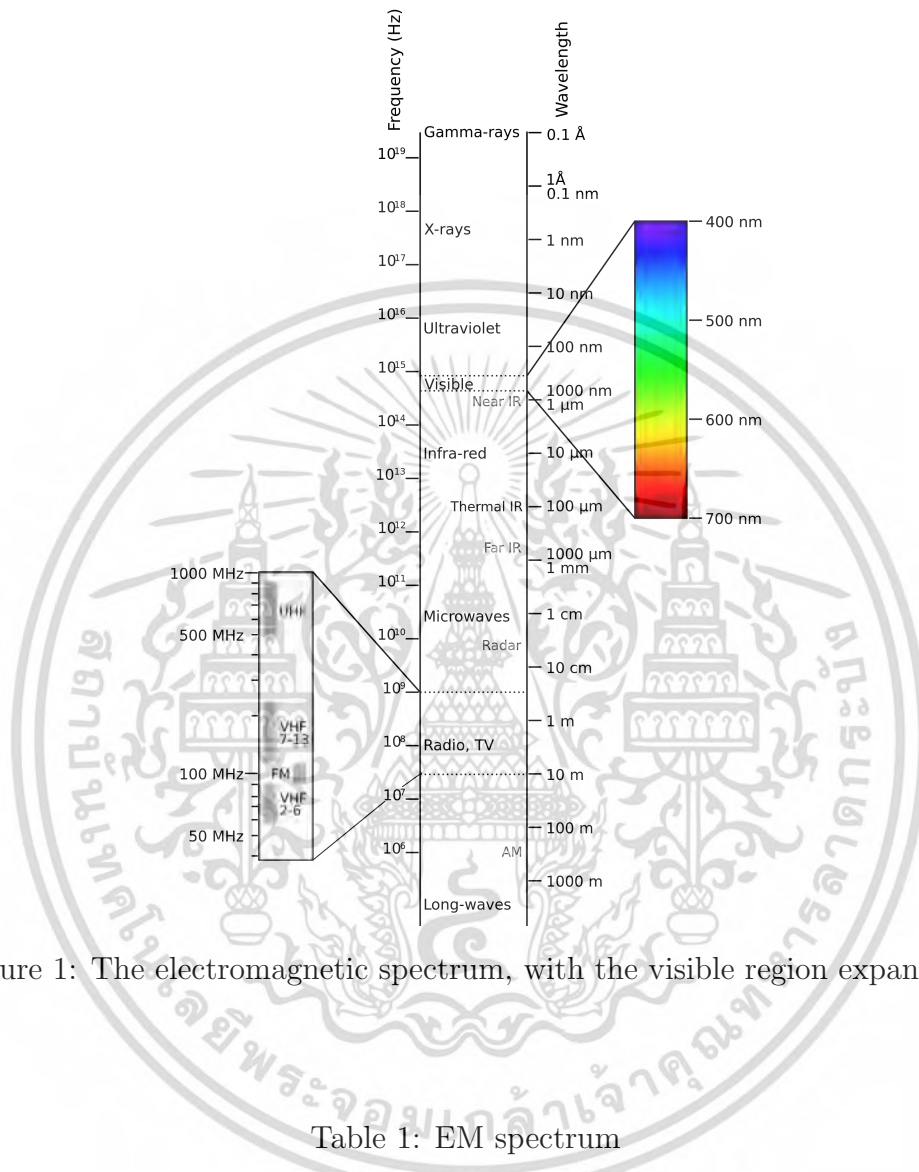


Figure 1: The electromagnetic spectrum, with the visible region expanded.

Table 1: EM spectrum

Radiation	Wavelength	Energy
Gamma rays	$> 0.1 \text{ \AA}$	$< 10^6 \text{ eV}$
X-rays	$0.1 - 100 \text{ \AA}$	$10^6 - 10^2 \text{ eV}$
UV-rays	$10 - 400 \text{ nm}$	$100 - 5 \text{ eV}$
Visible	$400 - 800 \text{ nm}$	$5 - 2 \text{ eV}$
Infra red	$1 - 1000 \text{ }\mu\text{m}$	$1 - 10^{-3} \text{ eV}$
Microwaves	$0.1 - 10 \text{ cm}$	
Radiowaves	$> 10 \text{ cm}$	



Figure 2: Symbol for radioactive and ionizing radiation

Table 2: Radiation dose

Source	Exposure
Airport security screening	$> 0.25 \mu Sv$
Dental radiographs	$5 - 10 \mu Sv$
Full body CT scan	$10 - 30 mSv$

3 X-ray radiation and exposure

Because of their high energy and short wavelength X-rays have a high penetrative power. We can easily see that from Röntgen's experiments since the X-rays were able to penetrate solid objects and cause fluorescence on the screen. The penetrative power on X-rays through biological material is essentially harmful because it can kill tissue. Localized high intensity beams can cause burns, radiation sickness, and also genetic mutations.

Radiation is usually measured in units called *Sievert (Sv)*. This is the SI unit of equivalent radiation dose. This represents the biological effect of ionizing radiation - not restricted to X-rays. Other radiation can be γ -rays, neutrons. The international symbol for radiation is shown in figure 2.

Sievert (Sv) is the SI unit while the earlier used CGS unit was *rem*. $1 Sv = 0.01 rem$. In practical terms, 1 Sv carries with it the 5.5% of developing cancer. $1 Sv = 1 J/kg$ equivalent energy absorbed per unit mass. Typical radiation doses we encounter are measured in mSv ($10^{-3} Sv$) or μSv ($10^{-6} Sv$). It is also usual to talk about exposure per unit time - Sv/h (hour) or Sv/a (year).

Recommended dose rate is 1 mSv/a. This is for a constant dose (including medical doses). Some typical values of doses from common sources are given in table 2.

Compared to these common sources a table top analytical X-ray diffractometer - a commonly used instrument in a Metallurgy lab has a primary beam exposure of *tens of Sv/s*. The scattered radiation near the sample is

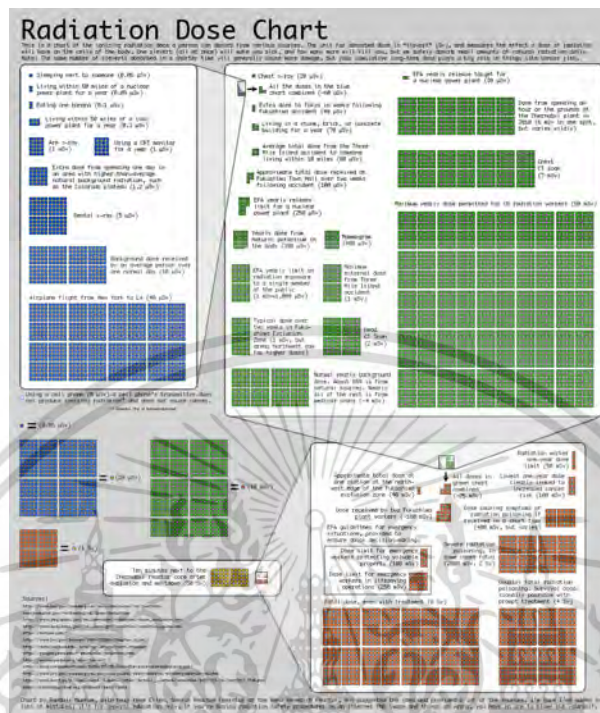


Figure 3: Dose chart for common exposures

tens of mSv/s . A typical X-ray unit operating at 45 kV and 30 mA has a radiation dose of 1 Sv/min. For a synchrotron source, which are used to deliver high intensity X-ray radiation, the dose rate can be as high as a few kSv/s . Hence **safety** is of paramount importance when dealing with X-rays. A radiation dose chart is shown in figure 3.

4 X-ray production

How are X-rays produced? The simple answer is that X-rays are produced when charged particles (typically electrons) are rapidly decelerated. There are typically 2 sources of X-rays, used in Materials Characterisation.

1. X-ray tube - most commonly used for table top X-ray machines.
2. Synchrotron radiation - this is approximately 10^5 more intense than X-ray tubes. Mainly used for thin film measurement, surface properties, and X-ray spectroscopy from small volumes.

The schematic of the X-ray tube is shown in figure 4. The X-ray tube consists

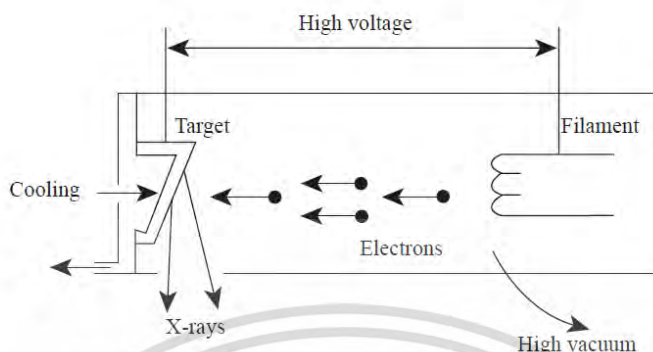


Figure 4: Schematic of the X-ray tube. Taken from *Materials characterisation - Yang Leng*.

of a cathode and anode. The cathode acts as the source of electrons which are accelerated and strike the anode (for safety issues the anode is grounded and the cathode is maintained at a high negative potential with respect to the anode) which acts as the source for producing X-rays. Most of the energy of the incoming electrons get converted to heat (X-ray production is a highly inefficient process. Typically 1% of the electrons get converted to X-rays). So cooling water is flowed through the anode for heat extraction. X-rays are produced in all directions and come out of the tube through the Beryllium window while the rest are blocked by the metal shielding.

The emission of X-rays depends on the energy of the electrons striking the anode target, which in turn depends on the applied voltage. A plot of the X-ray intensity vs. wavelength is shown for a Mo target in figure 5. Different plots are obtained depending on the applied voltage. Below 25 kV the spectrum obtained is a continuous curve with a short wavelength limit (SWL) rising to a gentle peak and then tapering off at the limit of large wavelength. At 25 kV the continuous background has 2 sharp peaks superimposed on it.

4.1 Continuous X-rays

These are obtained when the accelerated electrons interact with the atoms (electrons) in the target material. The incoming electrons transfer their energy to the X-rays that are then emitted from the sample. The maximum energy (or the minimum wavelength) X-rays are produced when all the energy

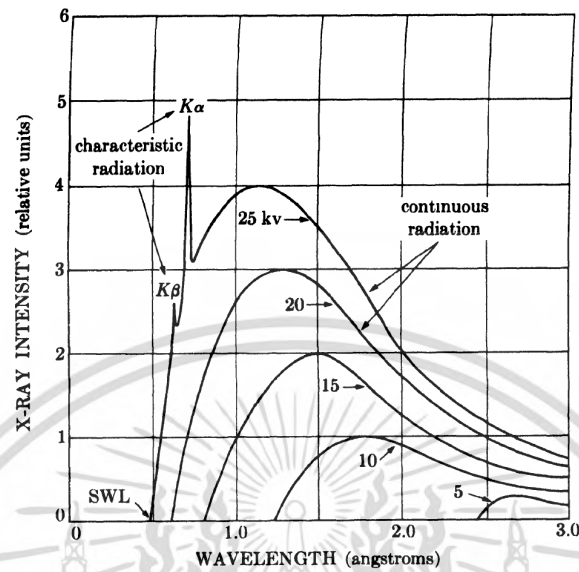


Figure 5: X-ray spectrum from Mo as a function of applied voltage. Taken from *Elements of X-ray diffraction - B.D. Cullity*.

is transferred. This is the short wavelength limit (λ_{SWL}) of the continuous X-rays. The wavelength is related to the applied voltage by the following relation

$$eV_{app} = \frac{hc}{\lambda_{SWL}}$$

$$\lambda_{SWL} = \frac{hc}{eV_{app}} \quad (2)$$

$$\lambda_{SWL} = \frac{1.24 \times 10^4}{V_{app}} \text{ \AA}$$

Thus, as the applied voltage increases the SWL decreases. For a typical applied voltage of 10 kV the SWL value is 1.24 Å. The continuous X-rays are also called *Bremsstrahlung radiation*, which is German for *braking*, since the radiation are produced by deceleration of the incoming electrons hitting the target anode. The intensity of the continuous X-rays (I_{cont}) is directly proportional to the area under the curve in figure 5. This intensity depends on the following terms

$$I_{cont} = A i Z V^m \quad (3)$$

where A is a proportionality constant, i is the beam current, Z is the atomic number, V is the applied voltage, and m is an empirical constant (usually has the value 2).

4.2 Characteristic X-rays

As seen in figure 5 above a certain voltage sharp lines are seen in the X-ray spectrum. These sharp lines are typical of a given material and are the characteristic X-rays. These are superimposed on the background of the continuous X-rays which are always present and depend on the applied voltage. As seen from figure 6 the *characteristic lines are narrow and appear at specific wavelengths that are independent of the applied voltage* (above a certain threshold). These lines are denoted by K, L, M followed by a Greek symbol α , β , γ . K lines have the shortest wavelength (highest energy). L lines are longer than K. M is longer than L and so on. Within the K lines $K\alpha$ has a longer wavelength than $K\beta$. For some elements the $K\alpha$ can be further resolved into $K\alpha_1$ and $K\alpha_2$.

To give an example of typical values, for a Mo target (seen in figures ?? and ??)

K wavelength is 0.7 Å

L wavelength is 5 Å

M wavelength is 35 Å

Similarly, for a Cu target K wavelength is 1.54 Å while L wavelength is 13 Å. For Mo, we can also resolve the K lines.

$K\alpha_1$ wavelength is 0.709 Å

$K\alpha_2$ wavelength is 0.714 Å

$K\beta_1$ wavelength is 0.632 Å

How do we understand the formation of X-rays? In *Bremsstrahlung* or *continuous radiation* incoming electrons are deflected by the electrons in the target material. The energy lost is converted to photons - specifically X-rays. In *characteristic X-rays* the incoming electrons have enough energy to create a hole in the core shell by knocking off the electron. When this hole is filled with electrons from the outer shell the difference in energy is given out as

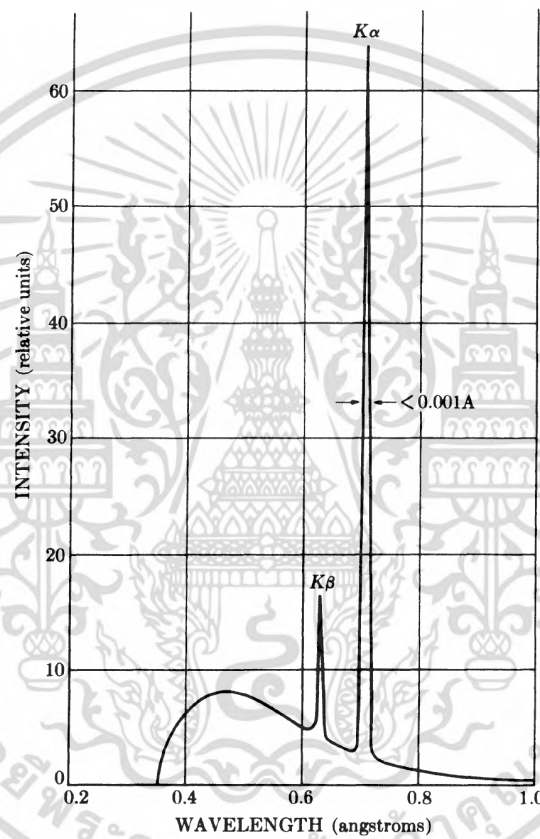


Figure 6: X-ray spectrum from Mo at 35 kV. Characteristic peaks are seen superimposed on a continuous background. Taken from *Elements of X-ray diffraction* - B.D. Cullity.

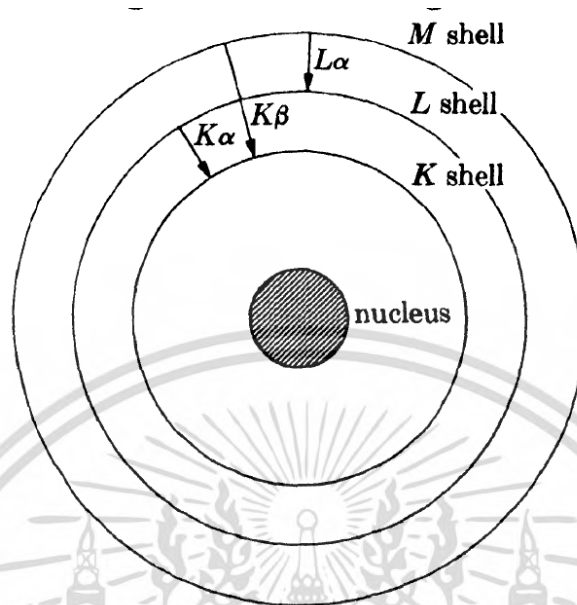


Figure 7: Schematic of energy transitions in an atom. Taken from *Elements of X-ray diffraction* - B.D. Cullity.

X-rays. A simple way to understand this is to use the 'planetary' model for the atoms where the electrons revolve around the nucleus in specific shells, as shown in figure 7.

In figure 7 a hole is created in the K shell. When electrons from the L shell fall into the K shell the X-rays that are generated are called $K\alpha$. Similarly, the K shell hole can be filled by electrons from the M shell and these are called $K\beta$. The energy of the X-ray radiation is equal to the energy difference between the 2 energy levels.

$$E_{X\text{-ray}} = |E_K - E_L| = \frac{hc}{\lambda} \quad (4)$$

It is straightforward to see that $K\beta$ X-rays have a higher energy (lower wavelength) than $K\alpha$ X-rays since the energy difference between K and M is more than K and L. We can do the calculations for Cu. The binding energy data for the various levels of Cu are given in table 3.

When a hole is created in the K shell (by incoming electrons from the cathode) electrons from the L shell can fall into the K shell and the energy difference is emitted as *characteristic X-rays*. Selection rules for atomic transitions prohibit any transition where $\Delta l \neq \pm 1$. These rules are called **Laporte rules** after the French physicist Otto Laporte. Thus, transitions from $s \rightarrow s$, $p \rightarrow p$, and $d \rightarrow s$ are not allowed, while transitions from $p \rightarrow s$

Table 3: Binding energy data for Cu

Energy level	Atomic level	Energy (eV)
K	$1s$	8979
L_I	$2s$	1096.7
L_{II}	$2p_{1/2}$	952.3
L_{III}	$2p_{3/2}$	932.7
M_I	$3s$	122.5
M_{II}	$2p_{1/2}$	77.3
M_{III}	$2p_{3/2}$	75.1

and $d \rightarrow p$ are allowed. Thus, the first transition for the Cu metal will be from the $2p$ level to the $1s$ level. This is the $K\alpha$ line. Since there are two $2p$ levels - $2p_{1/2}$ and $2p_{3/2}$ we get two lines $K\alpha_1$ and $K\alpha_2$.

$K\alpha_1$ is from $L_{II}\alpha$ i.e. $2p_{1/2}$ to $1s$ level. The energy of this transition is the energy difference between the two levels and the value is 8026.7 eV. Using equation ?? the wavelength is 1.5448 Å. Similarly, $K\alpha_2$ is from $L_{III}\alpha$ i.e. $2p_{3/2}$ to $1s$ level. The energy of this transition is 8046.3 eV and the wavelength is 1.5411 Å. Given the closeness of the two lines usually they are denoted as Cu $K\alpha$ with wavelength 1.54 Å. Similarly, we can define the other characteristic lines.

The energies and the wavelength of the lines depend on the target material and hence they are 'characteristic' of the particular element. These lines are very narrow since the core levels are very narrow (in energy) unlike the valence levels. Changing the applied voltage (above the threshold voltage) does not change the peak position. The intensities of these lines are much higher than the continuous X-rays, which serve as the background. Characteristic X-rays were discovered by Mosley and this is what is used for X-ray diffraction.

5 X-ray absorption

So far we have looked at X-ray production in the X-ray tube. For conventional X-ray sources in the lab this is the most common source of X-rays. Synchrotron sources are used for high intensity X-rays and we will not deal with synchrotron radiation in this course. Next, let us look the opposite process of X-ray absorption. Since X-rays are EM waves the treatment is similar to how visible radiation interacts with a solid. If we have a beam of intensity

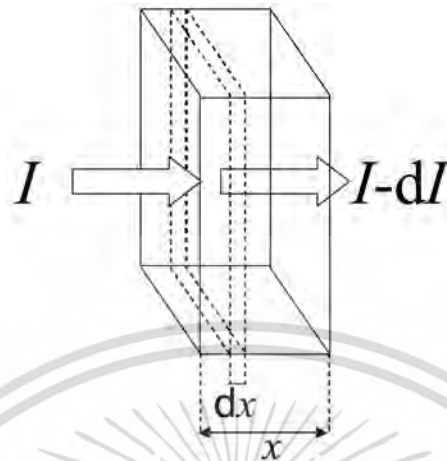


Figure 8: Schematic of linear absorption of light through a solid

I falling on sample the decrease in intensity is directly proportional to the distance travelled. Schematically, this is shown in figure 8 and expressed mathematically for a one dimensional case as

$$-\frac{dI}{I} = \mu dx \quad (5)$$

where μ is called the **linear absorption coefficient**. The negative sign arises because the intensity reduces with distance within the material. Solving this equation, using the boundary condition that when $x = 0$ $I = I_0$, gives

$$\begin{aligned} -\ln I &= \mu x + C \\ C &= -\ln I_0 \\ \ln \frac{I}{I_0} &= -\mu x \\ I &= I_0 \exp(-\mu x) \end{aligned} \quad (6)$$

The absorption coefficient here has units of m^{-1} , which is why it is called linear absorption coefficient. There is another number that is normally used called **mass absorption coefficient**. This is defined as $\frac{\mu}{\rho}$, where ρ is the density of the material. The unit for the mass absorption coefficient is $\frac{m^2}{kg}$. The mass absorption coefficient is constant for a material and does not depend on the physical state. But it does depend on the wavelength of the radiation used. A portion of the absorption spectrum for Nickel, around the K absorption edge, is shown in figure 9. It is instructive to look at the

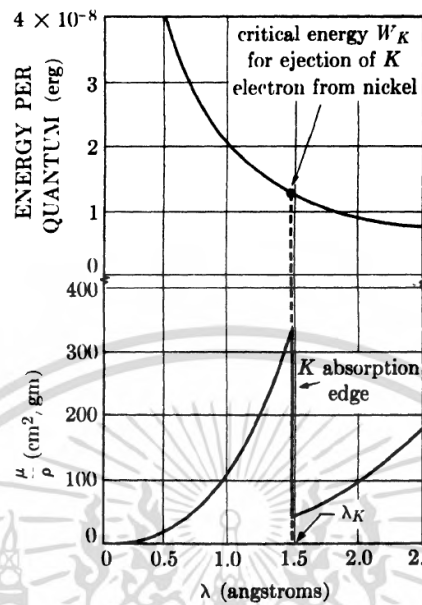


Figure 9: Ni absorption spectrum vs. wavelength around the K absorption edge

absorption energy with decreasing wavelength (increasing energy). With decreasing wavelength the absorption coefficient decreases until we reach the K-edge, where the energy of the incoming radiation is sufficient to excite an electron in the K-shell. This creates a sharp rise in the absorption coefficient, seen in figure ??, and then the absorption coefficient decreases with decreasing wavelength.

What is true for Nickel can be extended to other elements. The absorption spectrum for gold as a function of photon energy is shown in figure 10. The decreasing absorption with energy is clearly seen except when the photon energy matches the absorption edge and then there is a sharp rise. Typically, the mass absorption coefficient can be written as a function of wavelength (energy) and the atomic number (Z) as

$$\frac{\mu}{\rho} \propto \lambda^3 Z^3 \text{ (or) } \frac{Z^3}{E_{ph}^3} \quad (7)$$

This equation does not include the sharp rise at the absorption edge. Bases on this X-rays with high energy have high penetrative power, since the absorption coefficient is lower. These x-rays are called *hard x-rays*. The other category, x-rays with low energy, is called *soft x-rays*. This high penetrative power for X-rays is the reason for having thick metal shielding around X-ray

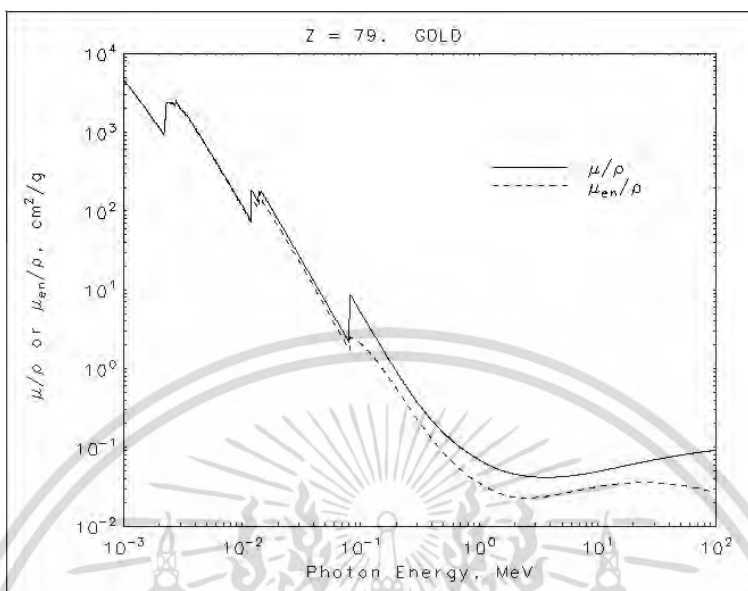


Figure 10: Au absorption spectrum vs. photon energy, on a log scale

equipment. Typical X-ray shielding equipment is made of lead. Lead is a heavy element with ($Z = 82$) and hence it has a large absorption coefficient, seen from equation 7. The sharp rise in absorption due to absorption of X-rays by the K shell electron is called the **K-edge**. The K shell electron that is released by absorbing the X-ray is called a *photo electron*. When a hole (absence of electron) is created in the K shell electron from higher shells can fall into it and the energy difference is given out as EM radiation (e.g. characteristic X-rays). This process is called *fluorescence*. If the EM radiation that is given out are X-rays then it is called *x-ray fluorescence*. Competing with X-ray fluorescence is another process called *Auger emission*, where electrons are released. Both, x-ray fluorescence and Auger emission provide chemical information of the material and are standard characterisation techniques, and will be considered separately.



ภาคผนวก ค.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.2 Automatic Gradation Processing

3.2.1 Explanation of Automatic Gradation Processing

Automatic gradation processing is a method of image processing in which the optimum gradation processing conditions are automatically determined for each separate image so that adjusting the gradation of the images in accordance with those conditions results in stable output of images with density and contrast suitable for diagnosis. Automatic gradation processing serves two purposes as follows.

Obtain a constantly stable and complete image output regardless of the subject's physique and fluctuations in X-ray exposure dose

With earlier screen/film systems deviations from the proper exposure range (under exposure or over exposure) results in images unusable for diagnosis (Figure3-1a).

By contrast, the response from the DR Detector possesses excellent linearity over a wide range of X-ray exposures. Therefore, acquisition of image signals presents no issues even when there is some fluctuation in the arrived X-ray dose at the detector, due to variation in subject's physique or irradiation conditions (Figure3-1b).

However, in order to obtain good output images, it is necessary to compensate for the variations in the intensity of the incident X-rays so as to ensure that appropriate density and contrast are maintained at all times. For this reason for each image, the image data needs to be analyzed so that appropriate gradation processing conditions can be determined.

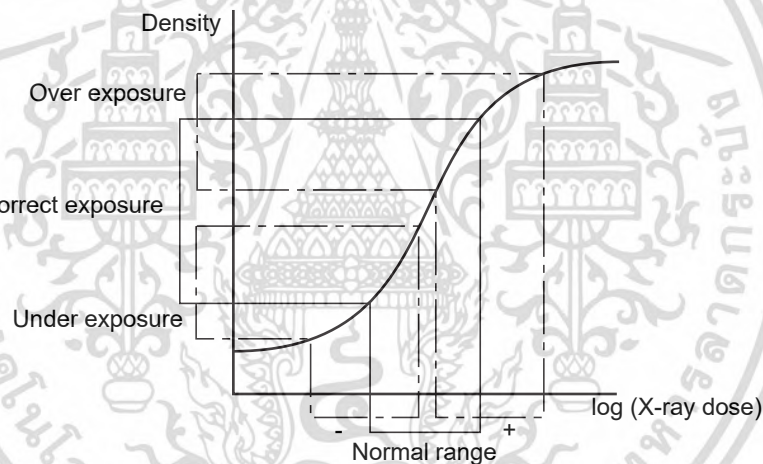


Figure3-1a Density characteristics of screen/film systems

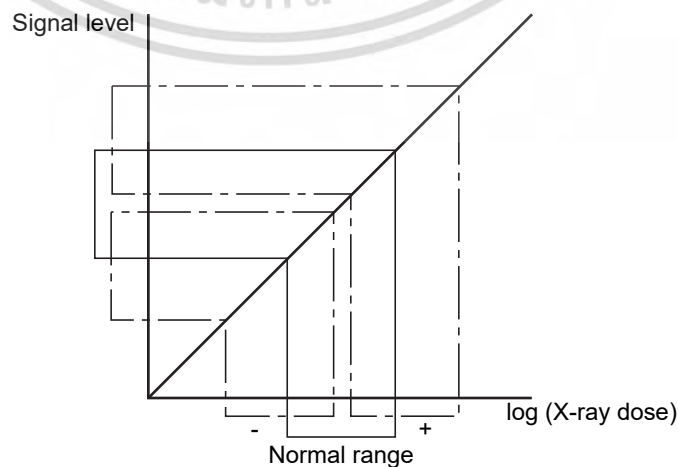


Figure3-1b DR Detector signal characteristics

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับงานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น ข้อทั้งหมดนี้ให้ด้วยใจดี และขอเวลาถึงเวลาจบเอกสารทุกครั้งที่ต้องการแก้ไข

The gradation characteristics of the image signal obtained from the AeroDR SYSTEM photostimulable fluorescent detector need to be converted to the non-linear characteristics of an X-ray image diagnostic system.

The image signal obtained by the DR Detector is proportional to the logarithmic value of the arrived X-ray dose as is shown in Figure3-2a.

In film terminology this is $\gamma = 1$ gradation characteristic and if this signal was to be output as is, it would result in an image which would be difficult to use for diagnosis due to insufficient overall contrast. As a countermeasure, to ensure sufficient contrast in the signal range important for diagnosis, the image signal is converted to the non-linear gradation characteristics shown in Figure3-2b.

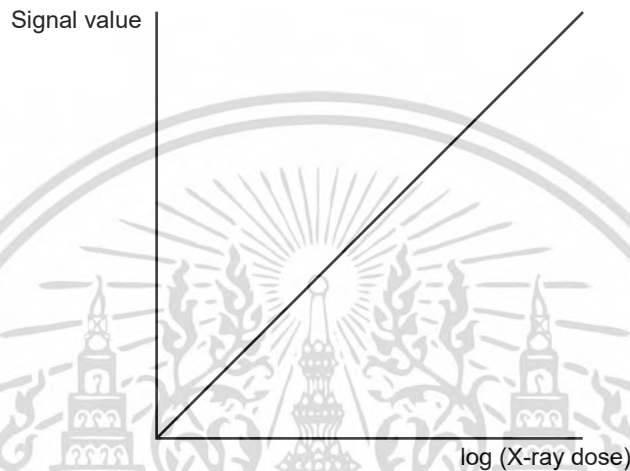


Figure3-2a DR Detector signal characteristics

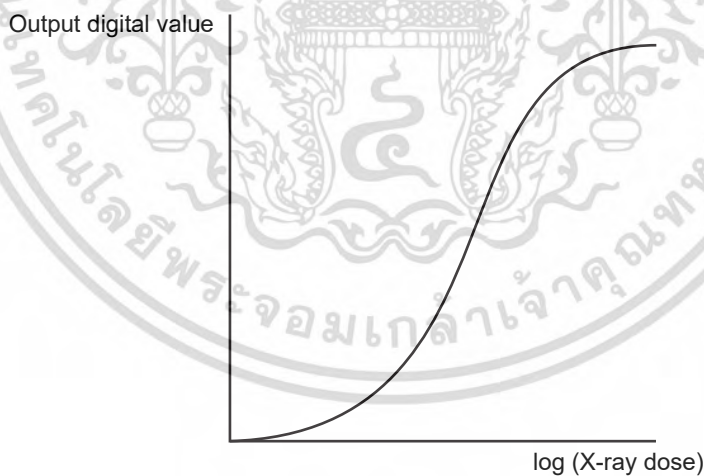


Figure3-2b DR Detector post-gradation processing characteristics

3.2.2 LUT

The DR Detector's automatic gradation processing converts the image signal using a LUT (Look Up Table) whose input and output signals have a relationship similar to that shown in [Figure3-3](#).

As can be seen from the figure, the LUT has a characteristic curve resembling those of screen and film systems. To allow appropriate automatic gradation processing to be performed for a wide variety of exam body parts and physiques, DR Detector has been provided with Look Up Tables with various curve shapes.

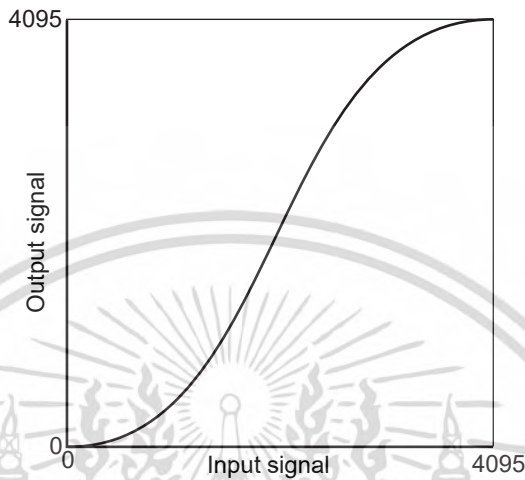


Figure3-3 Example of DR Detector

3.2.3 Algorithm for Automatic Gradation

Figure3-4 shows the automatic gradation processing flow in the DR Detector.

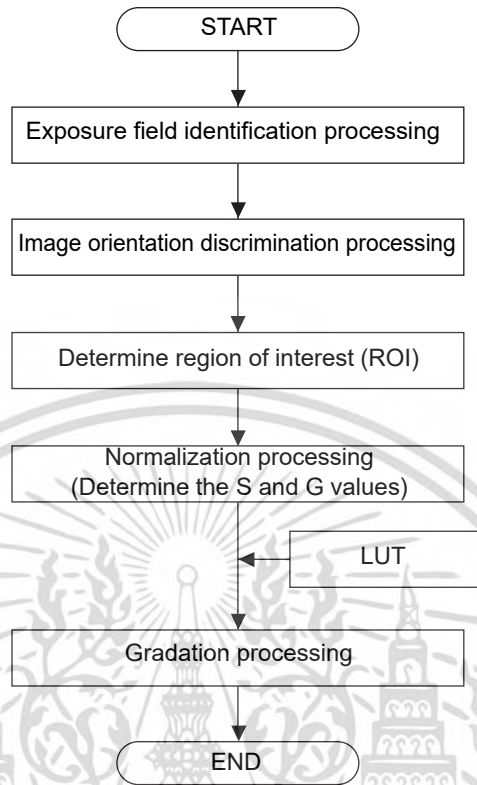


Figure3-4 Flow diagram for automatic gradation processing

In the DR Detector, even after automatic gradation processing, the raw image data (image data prior to processing) and the image processing parameters (normalization processing parameters and LUT parameters) are stored separately, allowing processing to be performed any number of times under differing image processing parameters. Furthermore, the raw image data, image processing parameters, and processed image data etc., can be flexibly output to other environments. (Refer to "4.1.1 Online Output Function")

Exposure Field Identification

Exposure field identification is the processing that extracts and defines the range of the exposure field from the entire image data obtained by the DR Detector.

The purpose of exposure field identification is the prevention of negative effects on the setting of image processing parameters for automatic gradation processing, due to signals that are outside the exposure field and that are unneeded for diagnosis.

The basic concepts behind the DR Detector's methods of exposure field identification are indicated in [Figure3-5](#).

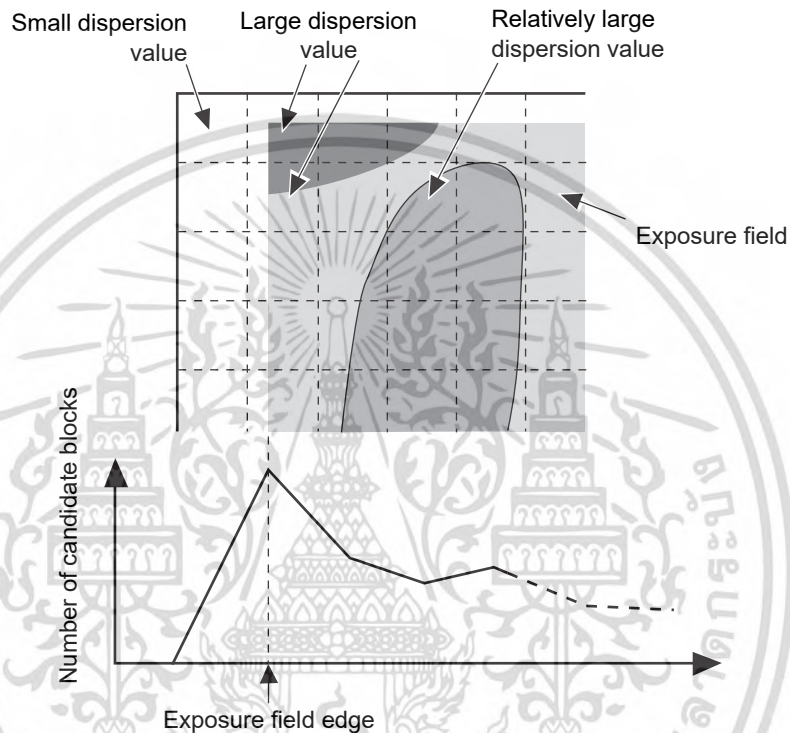


Figure3-5 Exposure field identification

- (1) Divide the image into small blocks and compute a dispersion value for each block.
- (2) Blocks containing the edges etc. of the exposure field will have large dispersion values. Use this Characteristic to select blocks with large dispersions as candidate blocks.
- (3) Find areas in which many candidate blocks form a straight line and take this to be an exposure field boundary.
- (4) Take the rectangular area surrounded by the exposure field boundaries as the exposure field.

The DR Detector chooses from among multiple exposure field identification algorithms according to the body part set in the exposure parameter keys.

Image Orientation Discrimination Processing

Image orientation discrimination processing determines the orientation of the body part in the image and rotates the entire image as required by circumstances.

As an example, if the DR Detector is used in horizontal orientation as shown in [Figure3-6b](#), the orientation of the body within the read image will be horizontal. This will be automatically detected, and the image will be rotated.

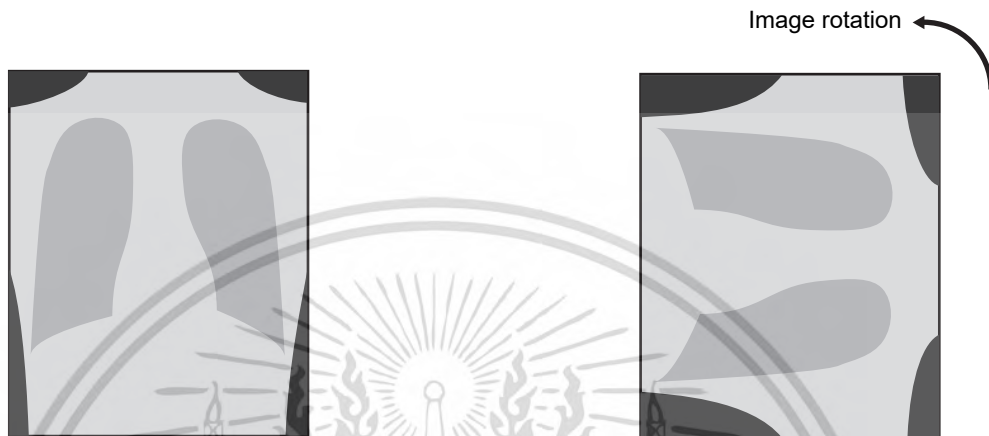


Figure3-6a Vertical exposure

Figure3-6b Horizontal exposure

As a result, images are displayed on the CS-7 console panel or external devices so that the parts nearer the head appear at the top, allowing easy image confirmation and diagnosis.

Discrimination of subject orientation is performed by dividing the image into nine blocks as shown in [Figure3-7](#) and comparing the typical value for each of the shaded blocks determined by statistical methods.

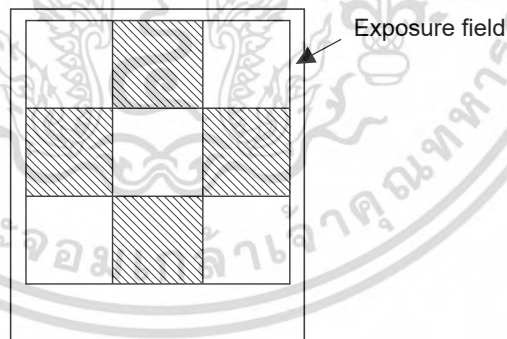


Figure3-7 Blocks used for image orientation discrimination processing

* However, this processing is limited to the following body parts:

- Chest PA/AP
- LAT chest
- New born/PED chest and abdomen
- Abdomen PA/AP
- Pelvis PA/AP
- Both hip joints

Setting the Region of Interest (ROI)

After identifying the exposure field range, the image data within the field is analyzed and the region of interest (ROI) is identified.

To ensure that the region of interest (ROI) matches the body part to be observed, the DR Detector selects from among different ROI identification algorithms according to the body part to be examined and patient physique.

For the types of ROI identification algorithms used by the DR Detector, refer to "[Data ROI Setting Algorithm](#)" at the end of this chapter.

- Automatic extraction of a specific human anatomical structure.
- Selects a given area within the exposure field.

Setting Reference Signal Values

AeroDR SYSTEM analyzes the image data within the region of interest and determines one or two reference signal values.

If a chest PA/AP image is taken as an example, the maximum signal value for the lung area (H reference value) and the minimum signal value for the mediastinum area (L reference value) are selected as indices for densities in the final image. This allows achievement of densities considered desirable for the body part concerned.

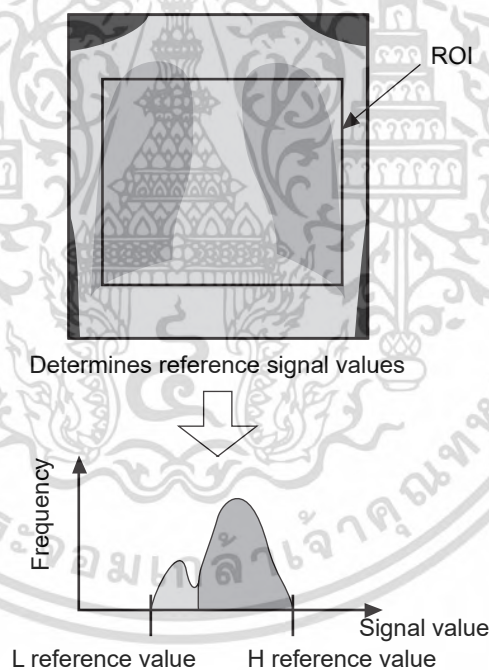


Figure3-8 Setting reference signal values (Example of Chest AP/PA)

The reference section "[Data ROI Setting Algorithm](#)" at the end of this chapter, shows for each ROI type, reference signal values suitable for the body parts within the ROI.

These were found through statistical analysis.

Normalization Processing

Normalization processing is used to correct for variations in incident X-ray dose due to variations in subject's physique or X-ray exposure conditions etc.

To ensure that the reference signal values determined by the "Setting Reference Signal Values" match the signal values (SL, SH) determined previously, the image processing parameters (G value: contrast value, S value: density correction) are determined (calculated) and are then used to process (normalize) the image data.

(1) 2-point processing

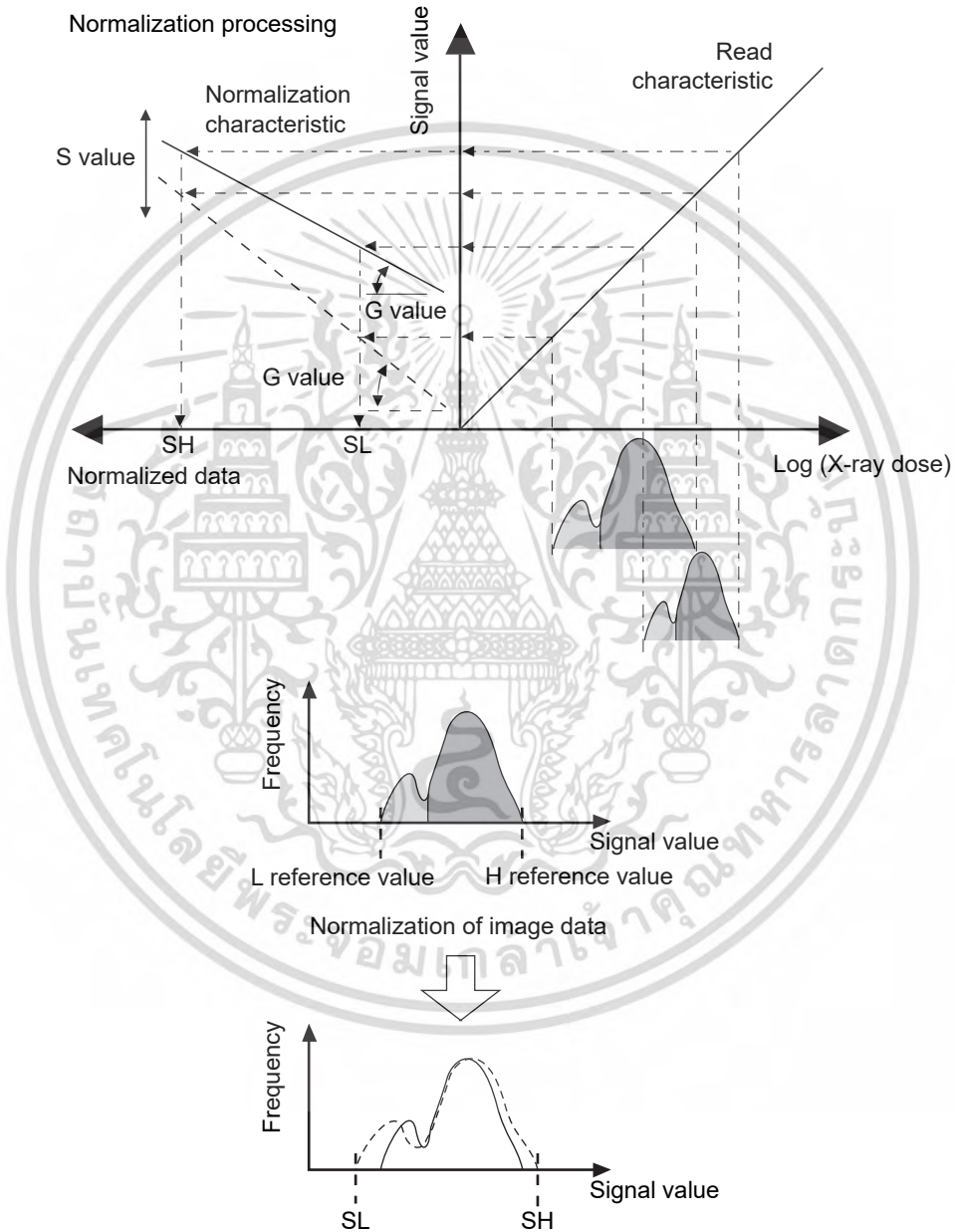


Figure3-9 Setting Reference Signal Values (Example of Chest AP/PA)

(2) 1-point processing

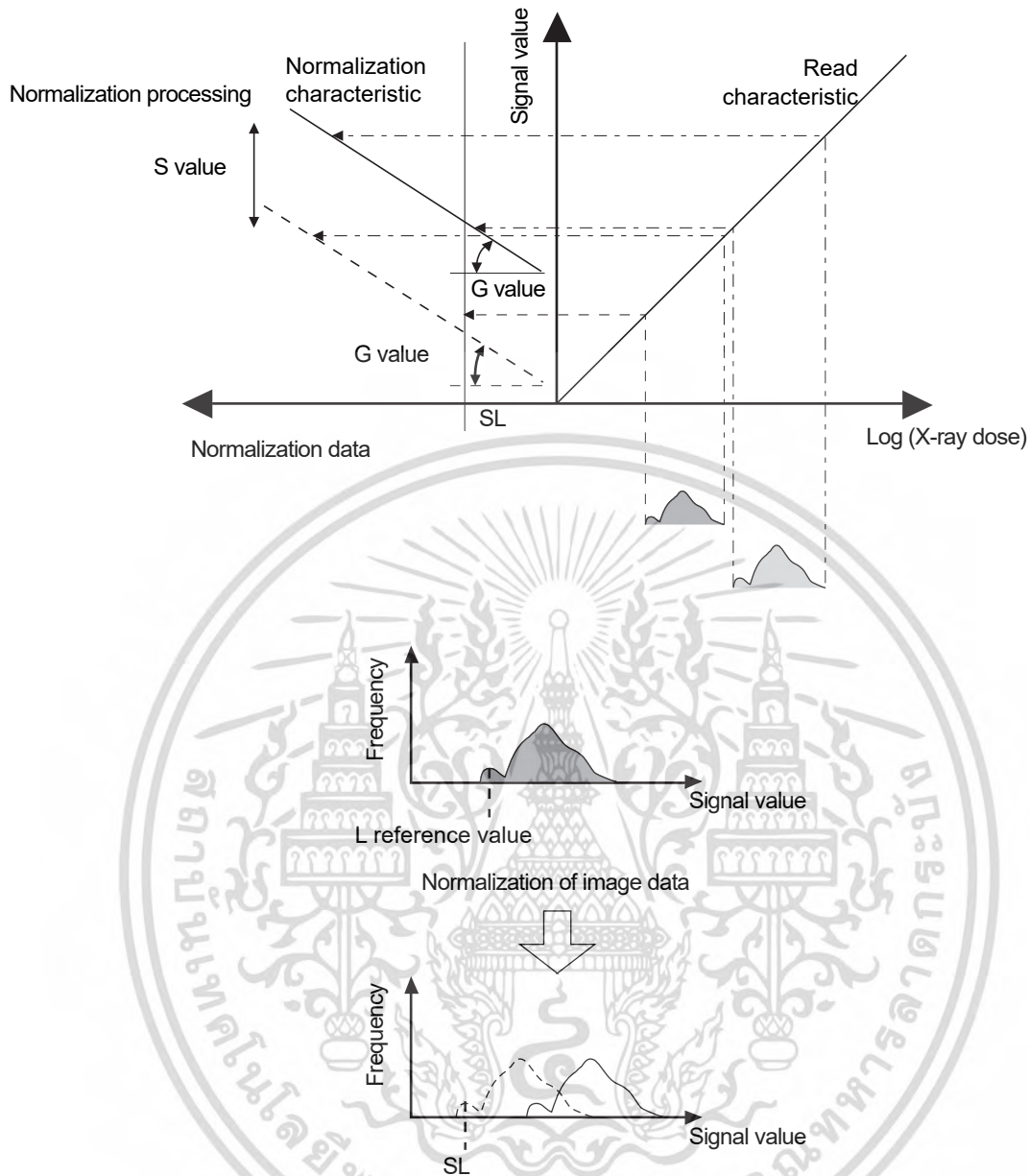


Figure3-10 Configuring Reference Values for 1-point Processing

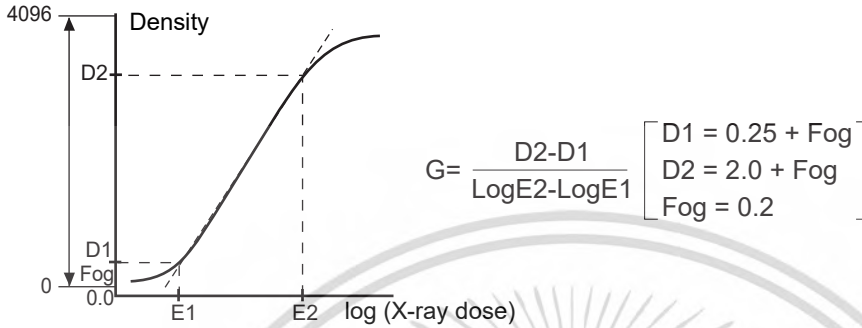
As shown in the top graph in [Figure3-9](#), [Figure3-10](#) changing the value of G (the slope of the normalization characteristic) changes the range of the image data signal value which changes the contrast of the image. On the other hand, changing the value of S (the y intercept of the normalization characteristic) increases or decreases the image data signal value which changes the density of the image.

G Value:

When the patient is X-rayed under particular exposure conditions, the G value indicates the contrast of the output image obtained as the result of normalization processing. Also, this corresponds to the film γ value required when matching the reference signal value set in the ROI to the contrast specified by density DL and DH.

MEMO

The G value is given by the following equation for the characteristic curve.



S Value:

When the patient is X-rayed under particular exposure conditions, the S value indicates the density of the output image obtained as the result of normalization processing. Also, this corresponds to the film sensitivity required when matching the reference signal value set in the ROI to the density specified by density DL and DH.

MEMO

The DR Detector correlates an arriving dose of 1mR at the detector with a reference value of 200.

Furthermore, for images output to film after gradation processing, the system notes pixels with density expressed as 1.2, and sets the actual arriving dose detected by those pixels as D (mR).

S value is defined as the ratio of 1(mR) to this D(mR), multiplied by the reference value of 200.

$$S = 200 \times (1 \text{ (mR)} / D \text{ (mR)})$$

However, when the same subject is imaged using the same irradiation qualities, same positioning, and same exposure parameter keys, if the mAs value is doubled then the S value will be roughly halved.

Since the S value after the scattered radiation correction is calculated from the image that the scattered radiation correction is applied, it will be a larger value compared with the S value of the image before the scattered radiation correction is performed.

Gradation Processing

The image data that has been normalized according to the S and G values, is subjected to gradation processing based on a pre-determined LUT so as to produce an image (output signal value) with the desired gradation.

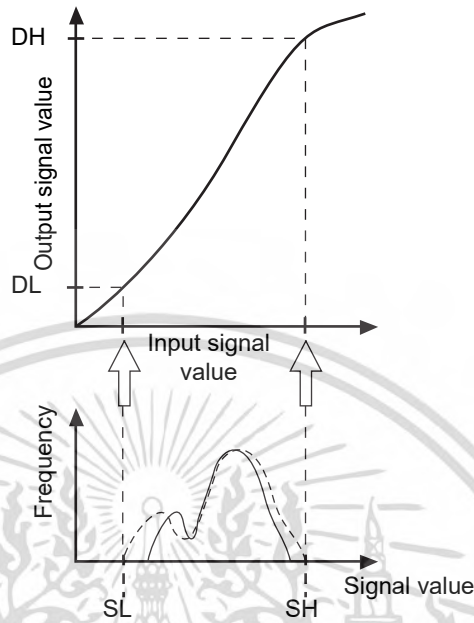


Figure3-11 Gradation processing using an LUT

As explained earlier in "3.2.2 LUT", the LUT has a characteristic curve that resembles that of screen/film systems so the output image is compatible with the output images produced by existing screen/film systems.

Figure3-12 indicates the relationship between DR Detector gradation processing parameters and output characteristics.

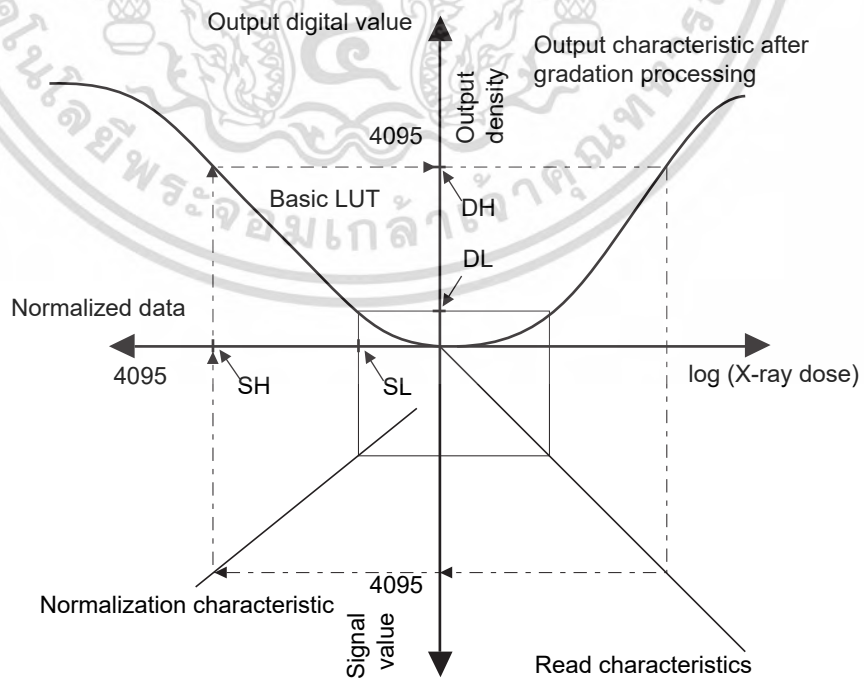


Figure3-12 Gradation processing parameters and output characteristics

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์...
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น...
 ขอสงวนสิทธิ์ในชื่อและภาพลักษณ์ และต้องอ้างถึงชื่อเอกสารทุกครั้งที่มีกรณีใดๆ

3.2.4 Correcting Image Processing Parameters

The DR Detector has "image processing parameter edit" functions that allow the image processing parameters used with previously exposed images to be edited.

If the wrong exam tag has been selected or if the desired result is not achieved in the following automatic gradation processing or if you wish to apply a form of image processing that differs from the normal processing, you can freely change the image processing without the need to repeat the exposure.

Image processing parameters can be edited by changing the previously mentioned image processing parameters (ROI range, S value, G value, and applicable LUT) on the CS-7 console panel.

[G Value]

The value shows the contrast level, and the level increases as the G value increases. (The value represents the average gamma concentration between 0.45 and 2.20.)

- Purpose of G value adjustment: Change the value to adjust contrast levels.
 - For enhancing contrast: Increase the G value.
 - For decreasing contrast: Decrease the G value

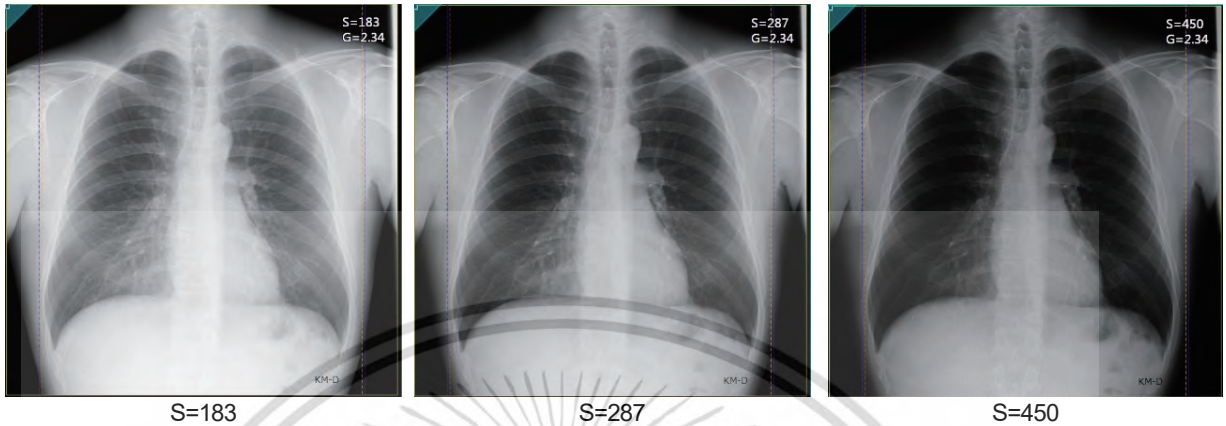
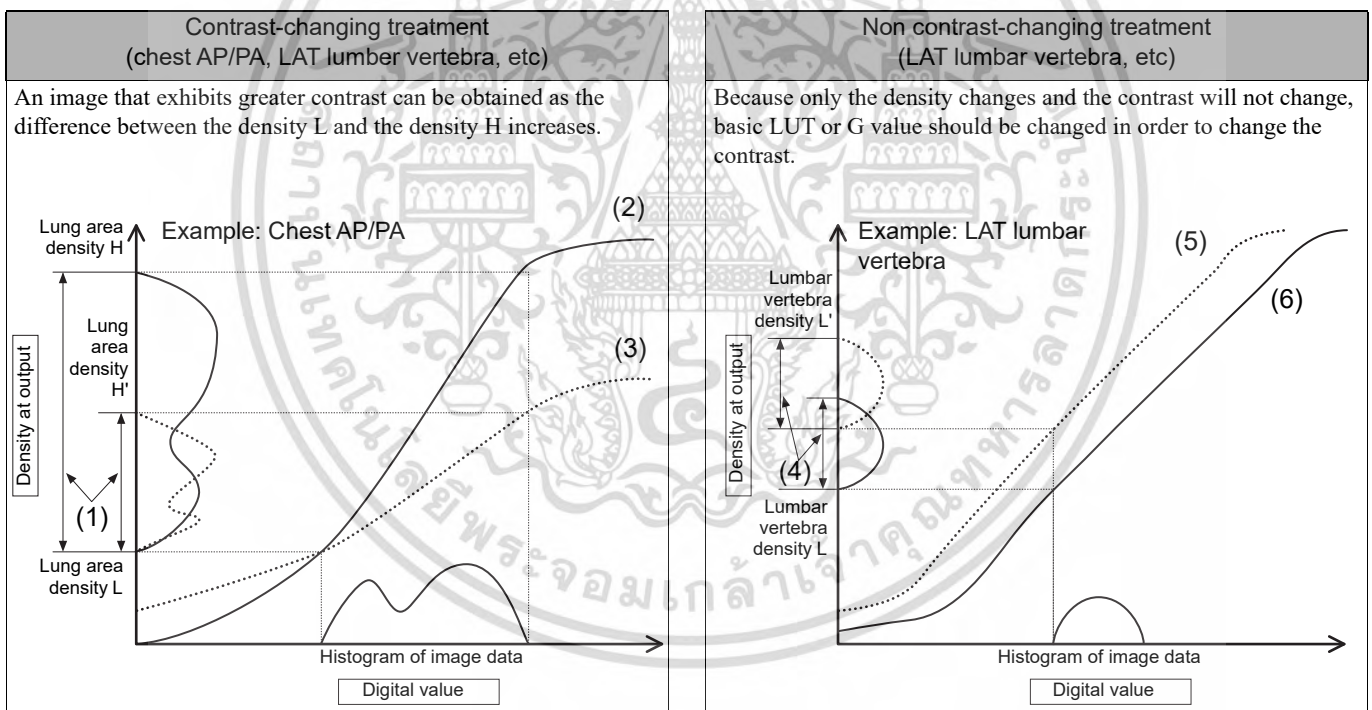


- Notes (when G value is increased)
 - Latitude of image becomes narrower, and the low- and high-density areas may be darkened.
 - Changes in density increase with small changes in the S value (density), resulting in possible fluctuation in treatment.
 - When radiation dosage is less, image granularity is noticeable.
- General G value (reference value)
 - Chest AP/PA: 1.8 to 2.5
 - LAT lumbar vertebra: 2.6 to 3.1 (LUM - 01, BONE - 05, LUM - 02)

[S Value]

This value is equivalent to film sensitivity.

- Purpose of S value adjustment: Change the value to adjust final density.
 - For increasing the final density: Increase the S value.
 - For decreasing the final density: Decrease the S value.

**Concept of Density Adjustment**

- (1) When the density H is reduced to H', the contrast of the output image decreases.
- (2) Output characteristics after gradation processing (not the basic LUT)
- (3) Output characteristics when the density L does not change, and the density H is reduced to H'. (The higher density area of the image to output decreases and the contrast for the entire image decreases).
- (4) The overall density will vary by changing the density L to L', but contrast remains at the same level.
- (5) Output characteristics after changing the density to L'.
- (6) Output characteristics at density L after gradation processing.

MEMO

G-value fixing processing: Processing to forcibly fix the G value of the finished image at the designated G value.

3.3 Basics of Frequency Processing

Frequency processing includes frequency enhancement processing and equalization processing.

Here, typical techniques employed in F processing (frequency enhancement processing) and E processing (equalization processing) will be explained.

3.3.1 Explanation of Frequency Enhancement Processing

Frequency enhancement processing is a form of image processing which modifies image spatial frequency characteristics, so that structures of body parts are displayed more sharply.

Since the spatial frequency components of an actual X-ray image are composed of patterns of various frequency, we can draw a graph in which spatial frequency is plotted along the horizontal axis, and signal strength (intensity) along the vertical axis. Doing this will generally result in a graph as shown in Figure3-13.

Spatial Frequency:

Spatial frequency is an index that expresses the degree of detail in a structure. For example if an image signal value had a repetitive pattern that varied sinusoidally in the form large \rightarrow small \rightarrow large \rightarrow small...the spatial frequency would be the number of such cycles repeated within a length of one millimeter. This would be expressed in units of "c/mm" or "lp/mm".

While a coarsely repetitive pattern has a low spatial frequency, a fine pattern has a high frequency.

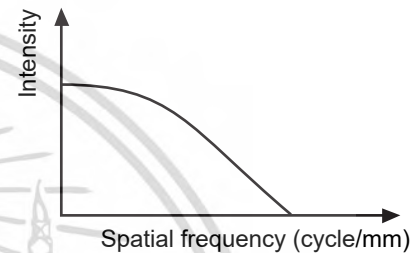


Figure3-13 Example of X-ray image spatial frequency characteristics

3.3.2 Basics of Frequency Enhancement Processing

"Smoothing mask processing" is one simple and fast processing method for spatial frequency enhancement.

"Smoothing mask processing" applies the following computations to the image data.

$$S = \text{Sorg} + \beta(\text{Sorg} - \text{Sus})$$

S : Frequency processed image signal

Sorg : Original image signal

Sus : Smoothed image signal

β : Emphasis coefficient

First, a smoothed image signal (Sus) is derived from the original image to which one wishes to apply frequency processing as follows.

- (1) As shown in Figure3-14, a square mask with sides of length $(2N + 1)$ is centered over the pixel to be processed.

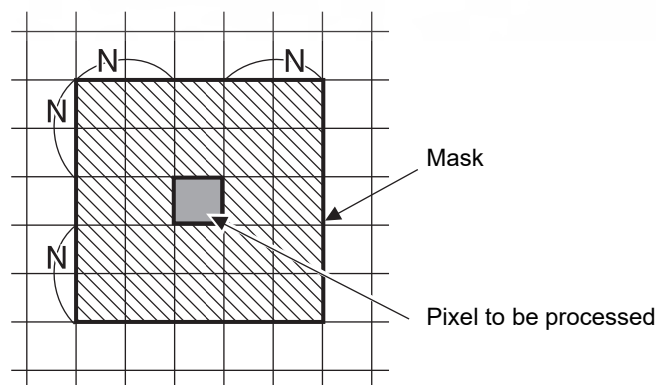


Figure3-14 Deriving a smoothed image

- (2) The average value of the pixels within the mask is calculated and assigned to the central pixel as its smoothed image signal.
- (3) Moving the mask one pixel at a time, step (2) is repeated for each pixel, so as to obtain the smoothed image signal for all pixels in the image.

The smoothed image obtained as a result of the above processing has a blurred appearance compared to the original image (Figure3-15a, Figure3-15b).

Next, for all pixels, the difference between the original image signal and the smoothed image signal, ($S_{org} - S_{us}$) is computed. The image obtained as a result of this computation is equivalent to an image created by extracting from the original image, high frequency components of frequency higher than a certain value (Figure3-15c).

Finally ($S_{org} - S_{us}$) multiplied by emphasis coefficient β , is added to the original image signal (S_{org}). This produces the frequency processed image (S) (Figure3-15d).

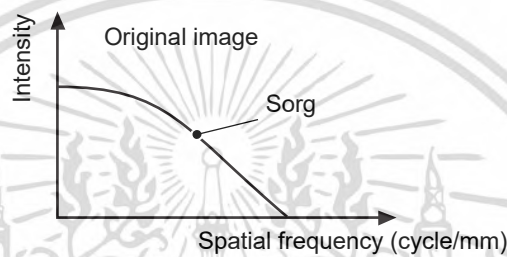


Figure3-15a

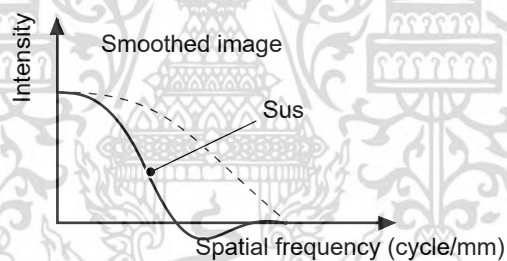


Figure3-15b

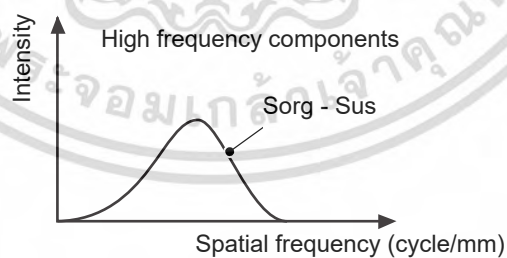


Figure3-15c

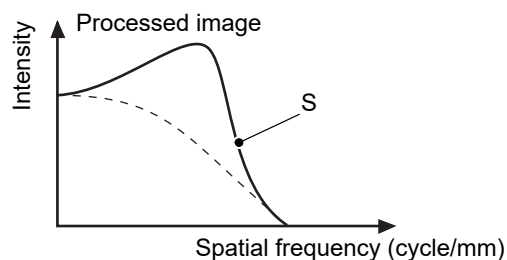


Figure3-15d

Figure3-16a to Figure3-16d below show the stages of frequency processing using a simple step pattern as an example.

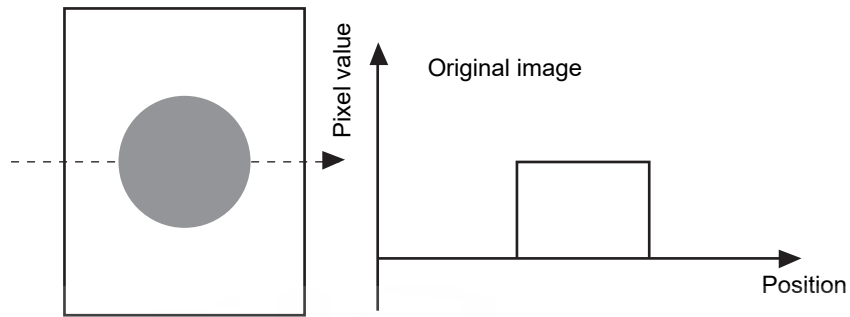


Figure3-16a

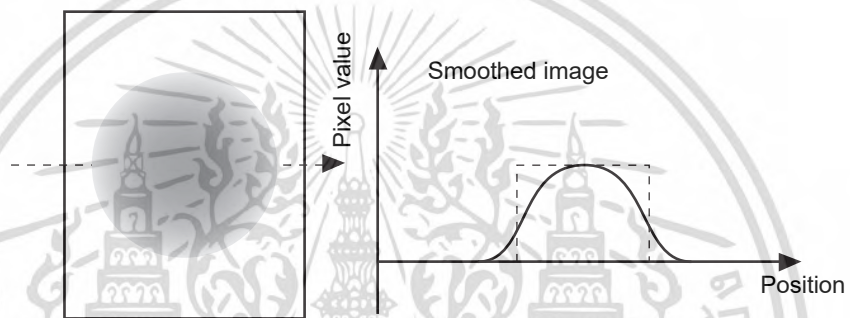


Figure3-16b

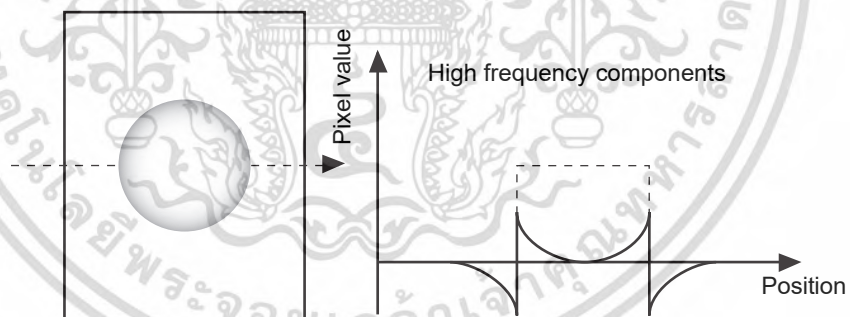


Figure3-16c

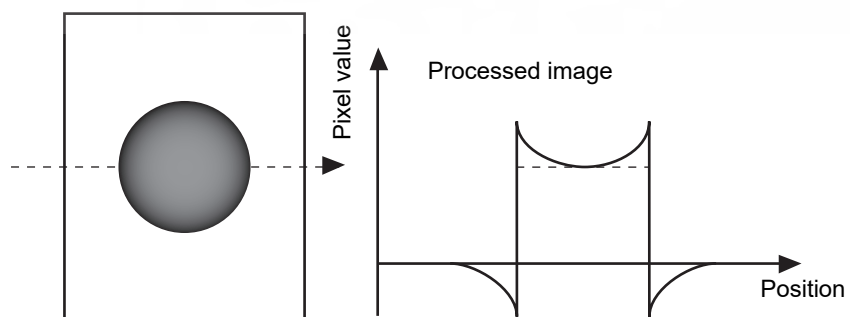


Figure3-16d

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามแก้ไขข้อมูลเปลี่ยนแปลง และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรณีไปใช้

3.3.3 Explanation of Equalization Processing

During equalization processing, the dynamic range of an image signal based on a smooth image signal is reduced. This allows an image with a wide dynamic range to be converted to one with a smaller dynamic range which is easier to view.

In general, when an X-ray image is used for diagnosis, the image will contain an area of primary interest and an area of secondary interest. For example in chest PA/AP images the lung is of primary interest and the mediastinum of secondary interest. In this case, to display the lung area with good contrast the LUT needs to be set so that during gradation processing the medium to high signal levels are given a steep gradient.

However, if this is done, the mediastinum area which gives rise to a low signal level, is at the base of the characteristic curve (where the gradient is shallow) resulting in low contrast for this area.

In this way, for body parts with a wide dynamic range, it is difficult to ensure good contrast for both the area of primary interest and the area of secondary interest; even the CS-7 console would be unable to resolve this problem if it were to rely on gradation processing alone.

In this situation, equalization processing is used to bring the average density of the area of secondary interest close to that of the area of primary interest. This is similar to the role of sensitivity compensation filters used in screen/ film systems.

During equalization processing, compensation is applied to broad changes of the image signal based on the smoothed image signal of the original image, so that depictions of fine signal changes (due to structures such as bone edges etc.) within the secondary area of interest are preserved.

3.3.4 Basics of Equalization Processing

One method of equalization processing performs computations on the image per the following expressions.

$$S = S_{org} + f(S_{us})$$

$$f(S_{us}) = \beta(A - S_{us})$$

$$\text{However, } \beta = \beta_L \text{ (} S_{us} \leq A \text{)}$$

$$\beta_H \text{ (} S_{us} > A \text{)}$$

S : Image signal after equalization processing

S_{org} : Original image signal

S_{us} : Smoothed image signal

β_L, β_H : Correction coefficients

A : Constant

If compensation is applied to all signal values below a particular signal value (intensity) as a boundary, constant A is set equal to the boundary signal level, and β_L is set equal to the correct value and β_H to zero.

For this case, the relation between the correction signal (f) and the smoothed image signal (S_{us}) is shown in [Figure3-17](#).

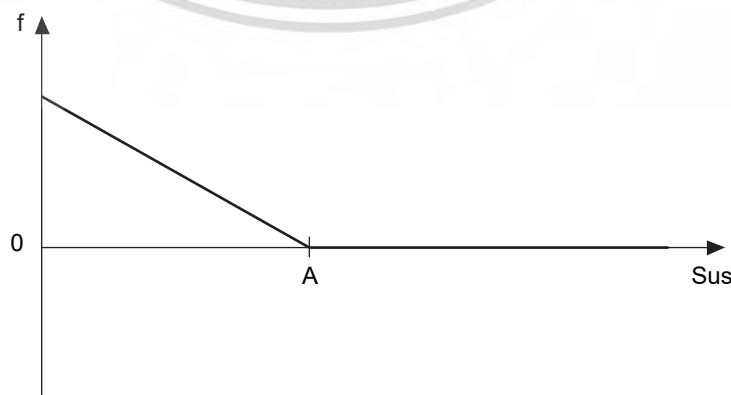


Figure3-17 Correction signal example ($\beta_L > 0$, $\beta_H = 0$)

The following explains the principles of equalization processing using a chest PA/AP image as an example.

(1) A smoothed image (S_{us}) is derived from the original image (S_{org}) using the same method used in frequency processing.

(2) A correction function β ($A - S_{us}$) is sought.

Here, the aim is to compensate the mediastinum area signal without changing the appearance of the lung area, so the correction function shown in Figure3-17 is applied. The value of constant A will be set, for example, to the midpoint (50%) between the maximum value of the signal for the lung area and the minimum value of the signal for the mediastinum area.

(3) Adding the correction signal (f) to the original image signal (S_{org}), will produce an equalization-processed image (S).

If the pixel values along a horizontal line through the image are graphed as shown in Figure3-18a, it will be seen that in the frequency processed graph (Figure3-18c), the average density for the mediastinum area has been increased so that it has been brought closer to the average density for the lung area, but that the local signal changes for bone edges and blood vessels within the mediastinum area have been preserved. This is because only low frequency components were used when the correction function was determined.

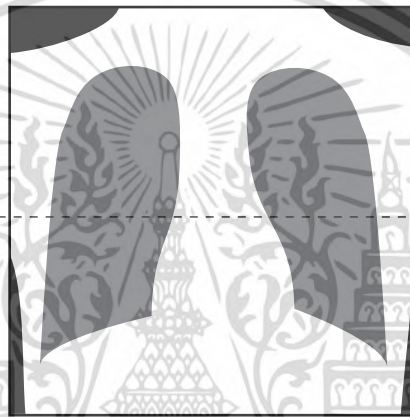


Figure3-18a

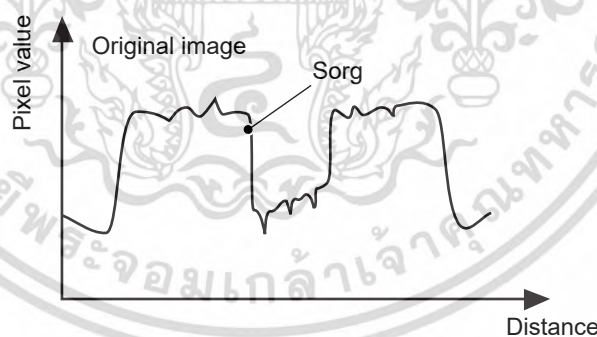


Figure3-18b

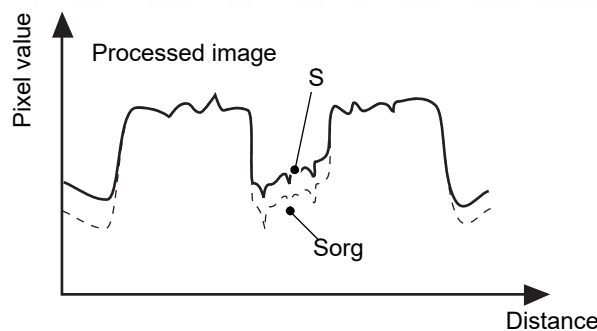


Figure3-18c

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น และขอสงวนสิทธิ์ในข้อมูลและเนื้อหา และต้องอ้างถึงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.4 Hybrid Processing

3.4.1 Explanation of Hybrid Processing

In the CS-7, hybrid processing (H processing), which expands on the technique of frequency processing (F processing, E processing) that has been explained so far, is mainly used. This is a new frequency processing using analysis performed on the multi-resolution space of the image. It includes [HF Processing] to adjust the sharpness of the image, [HE Processing] to compress the dynamic range, and [HS Processing] to reduce the noise component.

Features of H processing

- (1) Adjusting the sharpness depending on the parts and diagnostic purpose:
The conventional method only emphasizes the frequency that is most worthy of observation. But, H processing makes sufficient intensification possible from low frequency to high frequency, the former is from the soft parts or internal organs, and the latter is from bone trabeculae or blood capillaries.
- (2) Enabling the diagnosis of the whole structure of the human body and lesion:
In the conventional method, overshooting or undershooting sometimes occurred in a high contrast area like artificial bone. H processing thus improves the overshooting and undershooting found in the conventional method.
- (3) Compatibility of the image granularity control and intensification of human parts by frequency processing:
The conventional method slightly emphasizes the intensity in the low intensity zone in order to cope with the degradation of image granularity due to frequency processing. But, H processing is compatible with granularity control and frequency processing.

3.4.2 HF Processing

HF Processing Algorithm

Multiple images with reduced sharpness will be created from the original image. Next, they will be converted to intensity-dependent low sharpness images depending on the intensity. Then, each frequency component will be extracted by taking the difference of neighboring frequency bands. The extracted subtracted image will be added to the original image obtaining the intensified image for HF Processing.

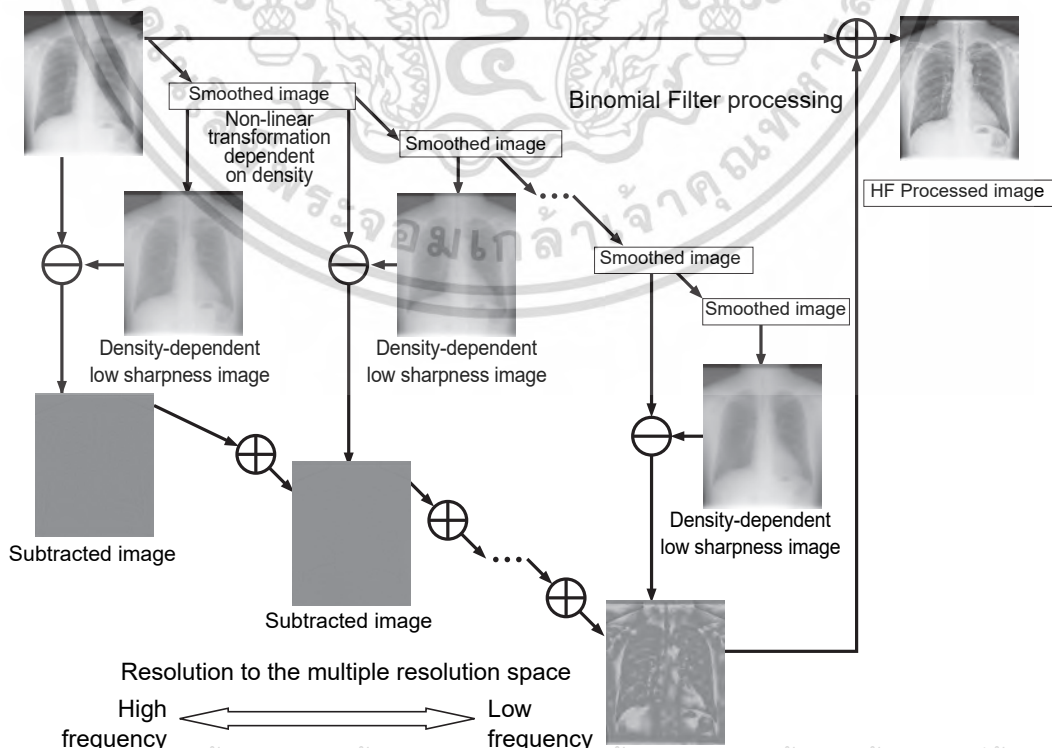


Figure3-19 Algorithm of HF Processing

HF Processing procedures

HF Parameters (Intensified Band) :

There are seven kinds of HF parameters from HF-STANDARD 1 to HF-STANDARD 7, and they are used according to the size of the object to be emphasized.

Table3-1 HF TYPE and its applicable parts

HF TYPE	Major applicable area	Explanation
HF-STANDARD1 HF-STANDARD2 HF-STANDARD3	Abdomen, pelvis, etc. Spine and hips	Note: Only to enhance low-frequency structures specifically Effective in enhancing organs and the spine. Provides contrast to the entire image. Effective in enhancing the edges of large structures such as the spine
HF-STANDARD4 HF-STANDARD5	Femur, lower leg bones, etc. Chest (blood vessels)	Effective in enhancing the chest (blood vessels) and large bone tissue (trabeculae).
HF-STANDARD6 HF-STANDARD7	Head and appendicular bones Phalanges (trabeculae)	Effective in enhancing smaller structures such as trabeculae and blood vessels and detailed sections of other structures.

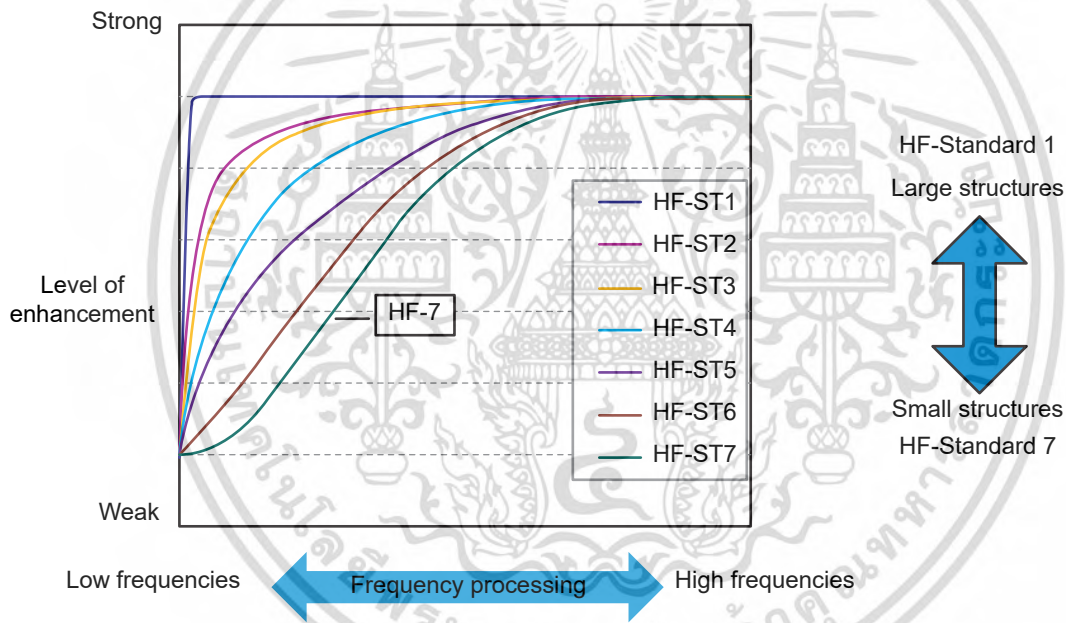
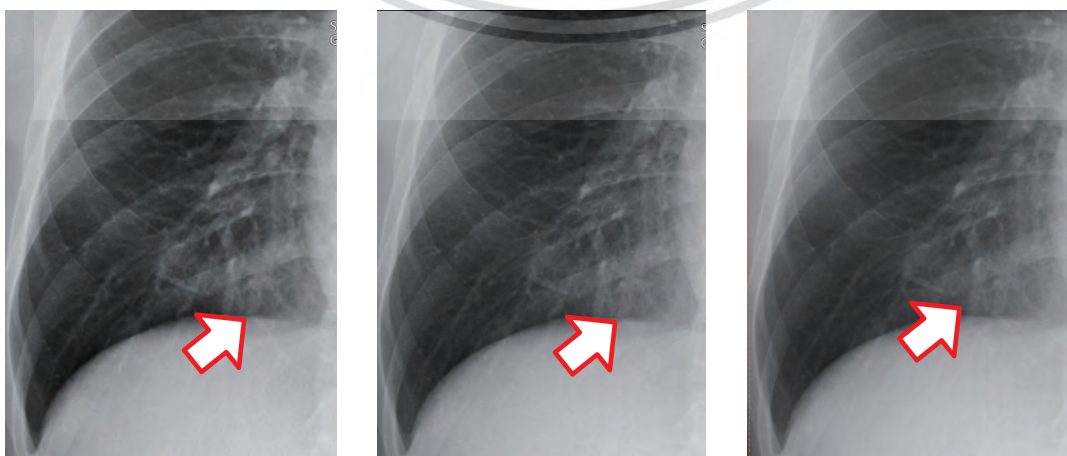


Figure3-20 HF Parameters

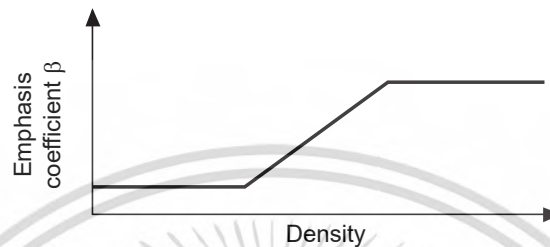


เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้เผยแพร่ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น จึงขอรบกวนให้คัดลอกเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเอกสารทุกครั้งที่มีกรณีใดๆ

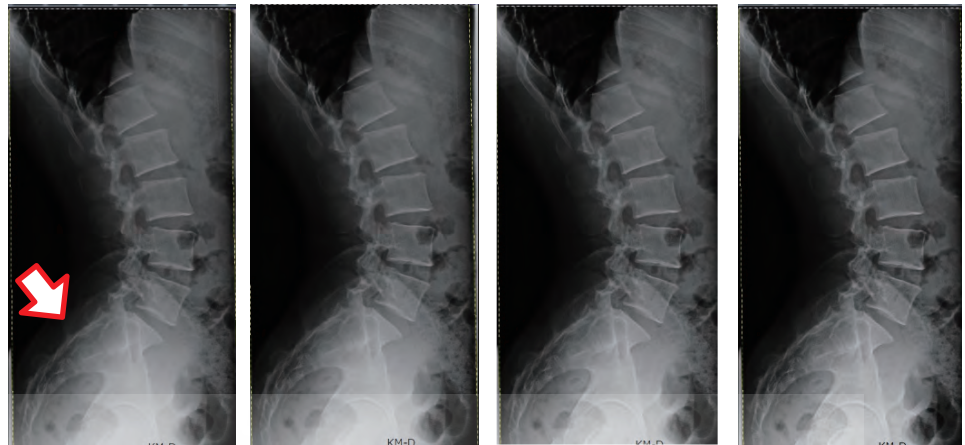
HF Parameter (Enhancement Coefficient):

The emphasis coefficient β is the parameter that determines the degree of frequency emphasis, so the larger the emphasis coefficient the greater the degree of emphasis. However, if the emphasis coefficient is made large, the sharpness of the image is increased, but X-ray noise etc. is also emphasized and this may lead to observable speckling. For this reason, instead of keeping the emphasis coefficient β fixed, it is made to vary with density as shown in Figure3-21, that small values are for low densities where speckling tends to be noticeable, and larger values for higher densities where speckling is less noticeable.

Furthermore, if the emphasis coefficient is made too large, this may make an unnatural image that looks different from the one on the traditional screen/film.

Figure3-21 Emphasis coefficient β and density

Type 2 Common	A	B	C	D
Low-density Side	0	0	0	0
High-density Side	0	0.8	1.4	2.0



Type 2 Common	D	E	F	G
Low-density Side	0	0.4	1.2	2.0
High-density Side	2.0	2.0	2.0	2.0

H processing adjustments

Contrast can be added to the image due to the strong intensification including low frequency. Therefore, lower LUT than usual can be used, and it can stabilize the degradation.

- All the parts of human body can be diagnosed by controlling the degradation granularity.
- Multiple uses of HE Processing can be avoided making more natural processing possible.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามแก้ไขข้อมูลเปลี่ยนแปลง และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีกรณีไปใช้

3.4.3 HE Processing

Algorithm for HE Processing

Multiple images with reduced sharpness will be created from the original image. Next, they will be converted to intensity-dependent low sharpness images depending on the intensity.

Then, each frequency component will be extracted by taking the difference of neighboring frequency bands. (It is the same as HF Processing.) Extracted subtracted images are added, and it is subtracted from the original image in order to obtain low frequency components.

Then, compensation for intensity is performed, and the image is added to the original image. This is the image obtained by HE Processing.

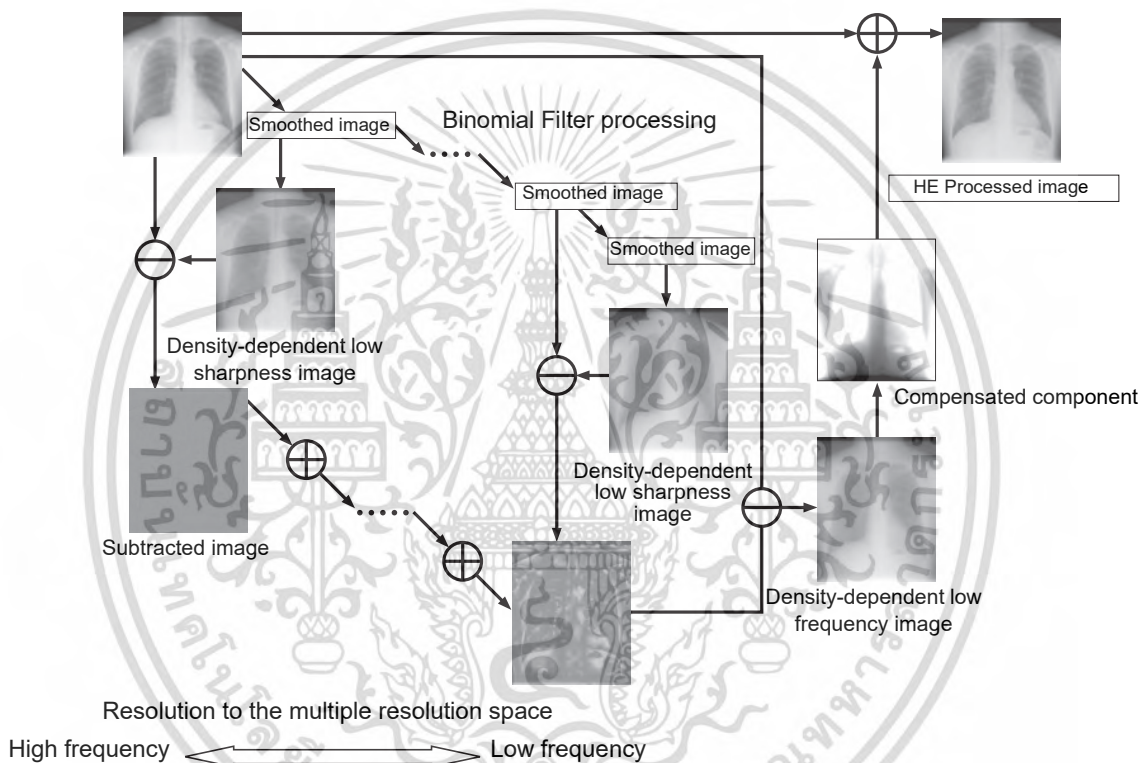


Figure3-22 HE Processing algorithm

HE Processing

HE Parameters (Intensified Band):

There are two kinds of HE parameters from HE-STANDARD 1 to HE-STANDARD 2

Table3-2 HE TYPE and applicable parts

HE TYPE	Major applicable area	Explanation
HE-STANDARD1	Parts excluding Chest PA/AP and LAT chest	A type that emphasizes the edge of low intensity parts. Effective in cases that focus on the description of fine structures like bone beams.
HE-STANDARD2	Chest PA/AP, LAT chest	A type that emphasizes granularity in low intensity parts. Suppresses the deterioration of granularity under the diaphragm, etc.

HE Parameter (Correction Coefficient):

The correction coefficient β is the parameter that determines the degree of correction, and is usually set between 0 and 1. When the correction coefficient is made larger, the average density of the secondary area of interest becomes more even, producing an image with a flatter appearance.

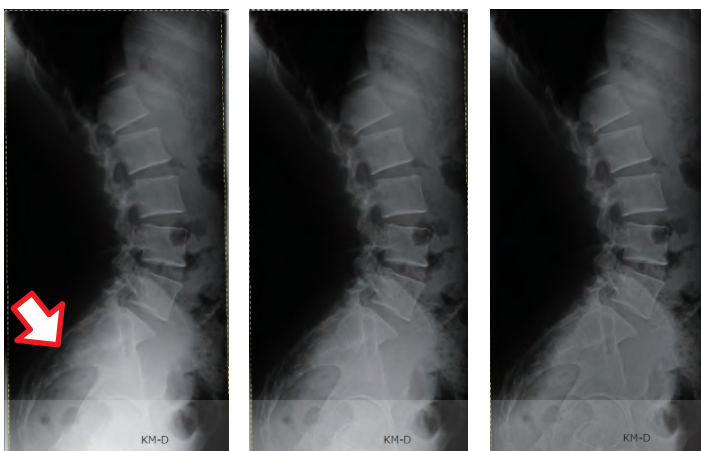
The reference % value is the parameter which determines the signal value A, which forms the boundary between the signal range to which correction is added, and the signal range to which no correction is made. For example, in the case of chest PA/AP, if we refer to the two reference signal values found during automatic gradation processing described earlier as reference signal L and reference signal H, then A is given by,

$$A = [\text{reference signal L}] + ([\text{reference signal H}] - [\text{reference signal L}]) \times [\text{reference \% value}] / 100$$

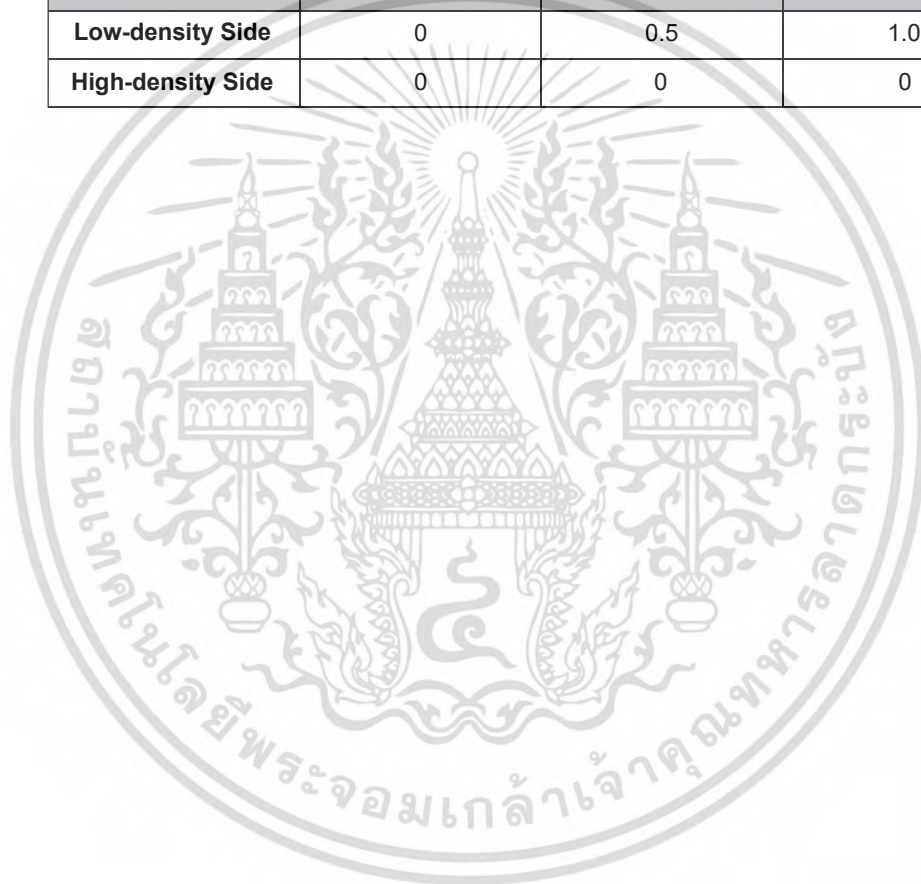
Furthermore, when only one reference signal that is used for automatic gradation processing exists as in the case of LAT lumbar vertebra, if we refer to the reference signal value (the signal value for the lumbar vertebra) as L, and the maximum signal value for the body as H, then A is found using the same calculation.



Type 1 Common	A	B	C
Low-density Side	0	0	0
High-density Side	0	0.5	1.0



Type 1 Common	A	D	E
Low-density Side	0	0.5	1.0
High-density Side	0	0	0



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามแก้ไขข้อมูลเปลี่ยนแปลง และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่ต้องการนำไปใช้

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายยงยุทธ พูลเพิ่ม
 วัน เดือน ปีเกิด 6 กรกฎาคม 2529 ที่อุบลราชธานี
 ที่อยู่ 388 หมู่บ้านทาวน์อินทาวน์ ซ.ลาดพร้าว 94 ถ.ลาดพร้าว
 แขวงพลับพลา เขตวังทองหลาง กรุงเทพฯ 10310 ประเทศไทย
 โทร. 091-772-4195

ประวัติการศึกษา 2552 อดุสาหกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
 มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

ความชำนาญเฉพาะด้าน 1.) ระบบ X-Ray
 2.) ระบบควบคุมอัตโนมัติ

ประสบการณ์การทำงานและผลงานวิจัย

พ.ศ.2552-2553 ตำแหน่ง Engineer บริษัท Epsilon จำกัด จ.กรุงเทพฯ

พ.ศ.2553-ปัจจุบัน ตำแหน่ง Group Head Engineer บริษัท ThaiGL จ.กรุงเทพฯ

รางวัลเกียรติคุณ

พ.ศ.2557 ประกาศนียบัตร การอบรมการใช้เครื่องเอกซเรย์ Konica
 ประเทศญี่ปุ่น

พ.ศ.2559 ประกาศนียบัตร การอบรมเรื่อง ผู้บริหารเบื้องต้น บริษัท ThaiGL

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้