อุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณ และระยะเวลาการปล่อยรังสีเอกซ์

X- Ray Testing Equipment for Exposure Time and Dose Measurement

มะนาว บุญคุ้ม
Manao Bunkum

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรบัณฑิต
สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์
คณะวิศวกรรมศาสตร์
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
ปีการศึกษา 2560

อุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณ และระยะเวลาการปล่อยรังสีเอกซ์

X- Ray Testing Equipment for Exposure Time and Dose Measurement

มะนาว บุญคุ้ม

Manao Bunkum

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

อุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณ และระยะเวลาการปล่อยรังสีเอกซ์

X- Ray Testing Equipment for Exposure Time and Dose Measurement

โดย

มะนาว บุญคุ้ม รหัสประจำตัวนักศึกษา 57011015

อาจารย์ที่ปรึกษา

รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

ปริญญานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต

สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

ปีการศึกษา 2560

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริญญานิพนธ์ สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ ปีการศึกษา 2560

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะ วิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

เรื่อง อุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณ และระยะเวลาการปล่อยรังสีเอกซ์

X-Ray Testing Equipment for Exposure Time and Dose Measurement

ผู้จัดทำ นางสาวมะนาว บุญคุ้ม รหัสประจำตัว 57011015

ปริญญานิพนธ์นี้ผ่านการตรวจสอบโดยอาจารย์ที่ปรึกษาแล้ว

(รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์)

อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

หัวข้อปริญญานิพนธ์	อุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณ และระยะเวลาการปล่อยรังสีเอกซ์
นักศึกษา	นางสาวมะนาว บุญคุ้ม
รหัสนักศึกษา	57011015
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตร์
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวการแพทย์
ปีการศึกษา	2560
อาจารย์ที่ปรึกษาปริญญานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

ปริญญานิพนธ์นี้นำเสนอการออกแบบและสร้างอุปกรณ์ทดสอบเครื่องเอกซเรย์ โดยจะเน้นการวัดพารามิเตอร์หลัก 2 พารามิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์ได้แก่ การวัดเวลาในการปล่อยเอกซเรย์ และการวัดปริมาณรังสีเอ็กซ์ที่ปล่อยออกมาจากหลอดเอกซเรย์ อุปกรณ์ในการทดสอบแบ่งเป็น 2 ส่วน คือ ส่วนของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ และส่วนของซอฟต์แวร์ ส่วนของวงจรอิเล็กทรอนิกส์ใช้ฉากเรืองแสง (Intensifying screen) เป็นตัวรับรังสีเอ็กซ์ และแปลงจากพลังงานจากรังสีเอ็กซ์เป็นพลังงานแสง ย่านความถี่ของแสงที่ฉากเรืองแสงปล่อยออกมาจะอยู่ในช่วง 380-750 นาโนเมตร จากนั้นใช้วงจรที่มีอุปกรณ์ตรวจจับแสงประเภทโฟโต้ทรานซิสเตอร์ เป็นตัวรับแสงโดยจะแปลงจากพลังงานแสงที่ได้รับเป็นปริมาณกระแสไฟฟ้าที่สามารถไหลผ่านตัวอุปกรณ์ได้ กระแสที่ได้มาเป็นลักษณะ full-wave มีความถี่ 100 เฮิรตซ์ ซึ่งตรงกับกระแสที่จ่ายให้กับหลอดเอกซเรย์ นำสัญญาณที่ได้จากกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านโฟโต้ทรานซิสเตอร์มาเข้าวงจรกรองความถี่เพื่อลดสัญญาณที่ไม่ต้องการ จากนั้นนำสัญญาณส่งมาที่ไมโครคอนโทรลเลอร์ ชื่อ Arduino เพื่อนำสัญญาณที่ได้มาประมวลผลหาค่าเวลาในการปล่อยรังสีเอ็กซ์และปริมาณของรังสีเอ็กซ์โดยใช้โปรแกรม MATLAB Guide ซึ่งสามารถวัดและประมวลผลได้ทันที และแสดงผลการวัดปริมาณและระยะเวลาการปล่อยรังสีเอกซ์ผ่านหน้าต่างของ Guide (guide window)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

Thesis Title	X- Ray Testing Equipment for Exposure Time and Dose Measurement
Student	Miss Manao Bunkum
Student ID.	57011015
Degree	Bachelor of Engineering
Program	Biomedical Engineering
Year	2017
Thesis Advisor	Assoc.Prof.Dr.Chuchart Pintavirooj

Abstract

This thesis presents the design and construction of X-ray testing equipment. It will focus on measuring the two main parameters of the X-ray machine. Measurement of X-ray emission time and measurements dose of X-ray output from the X-ray tube. This equipment has 2 parts, hardware and software. The hardware is the circuit consist of intensifying screen for a radiation receiver and converted energy from X-ray into light energy. The wavelength of the light emitted is in the range of 380-750 nm, then use a circuit of photodiode. It is a semiconductor device that coverts light into an electrical current. The electrical current is a full-wave rectification waveform corresponding to the 100 Hz high voltage supply of the X-ray tube. Take the signal from the electrical current to filter circuit for reducing noise. And then take the signal to microcontrollers (Arduino). Arduino are used for taking signal to process in MATLAB Guide to measure X-ray emission time and X-ray radiation, which can be measured and processed immediately. The result, exposure time and dose of X-ray, will show on guide window.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กิตติกรรมประกาศ

การทำปริญญานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีเนื่องจากได้รับความอนุเคราะห์และคำปรึกษาจากหลายท่าน ทางผู้จัดทำขอขอบคุณภาควิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่สนับสนุนเครื่องมือ สถานที่ และงบประมาณในการศึกษาออกแบบ สร้างและทดสอบอุปกรณ์ที่สร้างขึ้น

ผู้จัดทำขอขอบคุณอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่ให้คำชี้แนะช่วยแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้พร้อมสนับสนุนให้ผู้จัดทำมีประสบการณ์ที่ดีสามารถนำไปพัฒนาต่อได้ในอนาคต

ขอบพระคุณครอบครัวของผู้จัดทำที่พร้อมช่วยเหลือในทุกด้านและให้กำลังใจเกี่ยวกับการเรียนการทำโครงงานทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จได้

ขอบคุณเพื่อนปีสี่ พี่ปริญญาโท สาขาวิศวกรรมชีวการแพทย์ที่ให้คำปรึกษา และช่วยเหลือในทุกด้านโดยตลอดเมื่อมีปัญหาและให้คำแนะนำต่างๆจากประสบการณ์การทำโครงงานที่เคยได้ทำมาทำให้โครงงานและปริญญานิพนธ์นี้สามารถสำเร็จไปได้ด้วยดี

มะนาว บุญคุ้ม

ผู้จัดทำ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ i

Abstract ii

กิตติกรรมประกาศ iii

สารบัญ iv

สารบัญตาราง vii

สารบัญรูป viii

สารบัญแผนภูมิ x

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ที่มาและความสำคัญ 1

1.2 วัตถุของงานวิจัย 1

1.3 ขอบเขตของการศึกษา 2

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ 2

1.5 แผนการดำเนินงาน 2

บทที่ 2 เอกสารที่เกี่ยวข้อง 4

2.1 รังสีเอกซ์ 4

2.1.1 คุณสมบัติของรังสีเอกซ์ 4

2.1.2 ประวัติการค้นพบ 4

2.1.3 ประเภทของรังสีเอกซ์ 5

2.1.4 การลดทอนหรือการดูดกลืนรังสีเอกซ์ 8

2.1.5 ส่วนประกอบเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ 9

2.1.6 กระบวนการเกิดรังสีเอกซ์ 9

2.1.7 การเกิด Anode heel effect 11

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.1.8 การเกิด space charge effect 12
2.1.9 ประโยชน์รังสีเอกซ์ 12
2.2 ผลกระทบของรังสี 13
2.2.1 รังสีชนิดไม่ก่อให้เกิดไอออน (Non-ionizing radiation) 13
2.2.2 รังสีชนิดก่อให้เกิดไอออน (Ionizing radiation) 14
2.3 X-ray circuit 22
2.3.1 Low voltage circuit 23
2.3.2 Filament Circuit 23
2.3.3 High-voltage Circuit 24
2.3.4 Rectification 24
2.4 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการปรับเครื่องเอกซเรย์ 27
2.4.1 กิโลโวลท์เตจสูงสุด (kilovoltage peak : kVp.) 27
2.4.2 กระแสที่ผ่านหลอดเอกซเรย์ (mA) 28
2.4.3 เครื่องตั้งเวลา (Timer) 29
2.5 การสอบเทียบเครื่องเอกซเรย์ 29
2.5.1 ความสำคัญของการสอบเทียบ 29
2.5.2 เทคนิคที่ใช้ในการวัด 30
2.6 สารเรืองแสงจากการกระตุ้นด้วยรังสี (Photo- Stimulable Phosphor) 31
2.7 โฟโต้ทรานซิสเตอร์ (Photo Transistor) 33
2.8 Arduino UNO 34
2.9 หม้อแปลงไฟฟ้า (Transformers) 36
2.10 วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์ (Full Wave Bridge Rectifier) 37
2.11 วงจรนอทช์ฟิลเตอร์ (Notch Filter) 38
2.12 โปรแกรม MATLAB 38

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3 การออกแบบและสร้างอุปกร์วัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ และ ปริมาณรังสีเอกซ์..... 40
3.1 การออกแบบในส่วนของการวัดเวลาในการปล่อยรังสี และปริมาณรังสีเอกซ์ โดยการจำลองรังสีผ่านหลอดไฟ LED..... 40
3.1.1 ด้านฮาร์ดแวร์..... 41
3.1.1.1 อุปกรณ์..... 41
3.1.1.2 ขั้นตอนการทำ..... 42
3.1.2 การออกแบบด้านโปรแกรม..... 45
3.1.3 การออกแบบการทดลอง..... 49
3.2 การวัดเวลาในการปล่อยรังสี และปริมาณรังสีเอกซ์ โดยการทดลองกับรังสีเอกซ์..... 50
3.2.1 ด้านฮาร์ดแวร์..... 50
3.2.2 การออกแบบด้านโปรแกรม..... 51
3.2.3 การออกแบบการทดลอง..... 51
บทที่ 4 ผลการทดลอง..... 53
4.1 ผลการวัดจากการจำลองการปล่อยรังสีผ่านหลอดไฟ LED..... 53
4.1.1 การวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์..... 53
4.1.2 การวัดปริมาณในการปล่อยรังสีเอกซ์..... 55
4.2 ผลการวัดปริมาณรังสีเอกซ์..... 57
บทที่ 5 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ..... 58
5.1 สรุปผลการวิจัย..... 58
5.2 ข้อเสนอแนะ..... 59
เอกสารอ้างอิง..... 60

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 1.1 แสดงแผนการดำเนินงาน.....2-3
ตารางที่ 4. 1 แสดงผลการทดลองเปลี่ยนเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ 53
ตารางที่ 4. 2 (ต่อ)แสดงผลการทดลองเปลี่ยนเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ 54
ตารางที่ 4. 3 แสดงผลการทดลองในการเปลี่ยน kV โดยที่เวลาในการปล่อยรังสีอยู่ที่ 1 วินาที..... 55
ตารางที่ 4. 4 แสดงผลการทดลองในการเปลี่ยน kV โดยที่เวลาในการปล่อยรังสีอยู่ที่ 2 วินาที..... 56
ตารางที่ 4. 5 แสดงผลการวัด voltage จากเครื่องเอกซเรย์ฟันโดยใช้อุปกรณ์ที่สร้างขึ้น 57

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญรูป

หน้า

รูปที่ 2.1 Wilhelm Conrad Röntgen 4
รูปที่ 2.2 แสดงการเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการชนของรังสีแกมมาภายในอะตอม 6
รูปที่ 2.3 แสดง การเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการชนของอนุภาคเบต้าภายในอะตอม 6
รูปที่ 2.4 แสดงการเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการจับอิเล็กตรอน (Electron capture) 7
รูปที่ 2.5 แสดงการกระตุ้นโดยอาศัยพลังงานจากภายนอกอะตอม 8
รูปที่ 2.6 แสดงส่วนประกอบภายในหลอดเอกซเรย์ 9
รูปที่ 2.7 แสดงการเกิดรังสีเอกซ์เมื่ออิเล็กตรอนจากไส้หลอดชนกับอิเล็กตรอนของเป้า 10
รูปที่ 2.8 แสดงการเกิดรังสีเอกซ์แบบเบรมส์ชตราลุง 11
รูปที่ 2.9 แสดงส่วนประกอบหลักของ x-ray circuit ทั้ง 3 ส่วน 23
รูปที่ 2. 10 ไฟฟ้ากระแสสลับเมื่อผ่านสายทองแดงมีลักษณะเป็น sine wave 24
รูปที่ 2. 11 แสดง half-wave rectification จะใช้ diode 2 ตัว ทำให้กระแสที่เป็นบวกสามารถผ่านไปได้ ส่วนที่เป็นลบไม่สามารถผ่านได้ 25
รูปที่ 2.12 Full-wave rectification 26
รูปที่ 2.13 แสดง Full-wave rectification ที่มีพัลส์ 100 พัลส์ต่อ 1 วินาที 26
รูปที่ 2.14 แสดงกราฟค่ากิโลโวลท์สูงสุดของเอกซเรย์ที่ 60 kVp. 28
รูปที่ 2.15 อย่างภาพการถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ค่า kVp.. ต่างกัน 28
รูปที่ 2.16 ตัวอย่าง Radiography phantom 30
รูปที่ 2.17 ตัวอย่าง x-ray test pattern 31
รูปที่ 2.18 ตัวอย่าง Step wedge และผลที่ได้จากการเอกซเรย์ 31
รูปที่ 2.19 ภาพตัดขวางของ intensifying screen 32
รูปที่ 2.20 ภาพตัดขวางขณะเอกซเรย์วิ่งผ่านฟิล์มเอกซเรย์ 33
รูปที่ 2.21 แสดงสัญลักษณ์ของโฟโต้ทรานซิสเตอร์ 34
รูปที่ 2.22 Arduino UNO 35
รูปที่ 2.23 แสดงโครงสร้างหม้อแปลงไฟฟ้า 36
รูปที่ 2.24 แสดงวงจรเรียงกระแสแบบเต็มคลื่น 37
รูปที่ 2.25 แสดงผลตอบสนองของวงจรขจัดเฉพาะแถบความถี่ 38
รูปที่ 3. 1 แสดงสวนประกอบของ x-ray unit 40

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รูปที่ 3. 2 แสดงภพรวมการออกแบบในการวัดเวลา 41
รูปที่ 3. 3 แสดงตำแหน่งของสาย T1, T2 ของเครื่องเอกซเรย์ 42
รูปที่ 3. 4 หม้อแปลงไฟฟ้าจาก 220 V เป็น 6 V 43
รูปที่ 3. 5 หม้อแปลงไฟฟ้าต่อกับวงจร bridge rectifier และ LED 43
รูปที่ 3. 6 หม้อแปลงไฟฟ้าต่อกับวงจร bridge rectifier และ LED 44
รูปที่ 3. 8 โฟโต้ทรานซิสเตอร์ต่อกับวงจร notch filter 50 เฮิร์ต 45
รูปที่ 3. 7 โฟโต้ทรานซิสเตอร์ต่อกับวงจร notch filter 50 เฮิร์ต 45
รูปที่ 3. 9 การออกแบบ window ของ MATLAB GUI 46
รูปที่ 3. 10 แสดงการทำงานของ pushbutton1 เพื่อแสดงกราฟ และบันทึกผล 46
รูปที่ 3. 11 แสดงการทำงานของ pushbutton2 เพื่อหยุดการรับข้อมูล 47
รูปที่ 3. 12 แสดงกรทำงานของ pushbutton3 เพื่อประมวลผลข้อมูล 47
รูปที่ 3. 13 แสดงการประกาศตัวแปรต่างๆ และการใช้งาน Arduino UNO ร่วมกับ MATLAB GUI 48
รูปที่ 3. 14 แสดงฟังก์ชันการเก็บข้อมูลจาก Arduino UNO และ แสดงผลในกราฟ 48
รูปที่ 3. 15 แสดงการหาเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์โดยนับจากพีคของสัญญาณ 49

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

สารบัญแผนภูมิ

หน้า

แผนภูมิที่ 4. 1 แสดงเวลาที่คำนวณได้จากสัญญาณที่รับมาจากอุปกรณ์..... 54
แผนภูมิที่ 4. 2 แสดงผลการเปลี่ยบเทียบการเปลี่ยน kV ระหว่างที่เวลา 1 วินาที และ 2 วินาที..... 56
แผนภูมิที่ 4. 3 แสดง voltage เฉลี่ยเมื่อทดลองกับเครื่องเอกซเรย์ฟัน..... 57

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 1
บทนำ

ในบทนี้กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมติฐาน ทฤษฎีหรือแนวคิดในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและโครงสร้างของงานวิจัย

1.1 ที่มาและความสำคัญ

เนื่องจากในปัจจุบันทั้งในประเทศไทยมีการใช้เครื่องเอกซเรย์เป็นจำนวนมาก สัดส่วนเครื่องเอกซเรย์ในส่วนแบ่งการตลาดเครื่องมือแพทย์ของโลกอยู่ที่ 3.8% และในประเทศไทยมีการนำเข้าเครื่องเอกซเรย์ในปี 2559 มีมูลค่าถึง 104.9 ล้านบาท (ที่มา: กรมศุลกากร) แสดงให้เห็นถึงการใช้งานเครื่องเอกซเรย์ภายในประเทศจำนวนมาก ในทางการแพทย์เครื่องเอกซเรย์เป็นเครื่องมือทางรังสีวินิจฉัยที่สามารถประเมินลักษณะทางกายวิภาคของอวัยวะต่างๆ สามารถนำมาใช้ตรวจหรือวิเคราะห์โรคต่างๆ รวมถึงรังสีเอกซ์ที่พลังงานต่ำสามารถใช้ทำลายเซลล์มะเร็งได้ ทำให้เครื่องเอกซเรย์ที่ใช้นั้นจำเป็นต้องมีความแม่นยำ เพื่อความปลอดภัยของคนไข้และเจ้าหน้าที่ที่ใช้งานเครื่องเอกซเรย์ ซึ่งปริมาณรังสีที่ร่างกายของมนุษย์สามารถรับได้มีขีดจำกัด โดยส่วนประกอบหลักในร่างกายมนุษย์คือ น้ำประมาณ 75% สารอินทรีย์และสารอนินทรีย์ประมาณ 25% ของน้ำหนักร่างกาย เมื่อร่างกายได้รับรังสีเอกซ์ จะทำให้โมเลกุลของน้ำเปลี่ยนแปลงอนุมูลต่างๆ ทำให้มีคุณสมบัติไวต่อการทำปฏิกิริยาเคมีกับสารอื่นๆ ซึ่งทำให้เกิดความเสียหายต่อเซลล์ได้ รวมทั้งอาจก่อให้เกิดมะเร็งได้ ตามมาตรฐานกำหนดไว้ว่าค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้อยู่ที่ ±10% ทั้งในพื้นที่ปกติ และพื้นที่วิกฤติ (ที่มา: กองวิศวกรรมการแพทย์ ปี 2551) ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงจัดทำอุปกรณ์ที่สามารถวัดเวลาที่ใช้ในการปล่อยรังสีเอกซ์และปริมาณรังสีที่ปล่อยออกมาในแต่ละครั้ง เพื่อตรวจสอบความถูกต้องในการปล่อยรังสีของเครื่องเอกซเรย์

1.2 วัตถุของงานวิจัย

1.2.1 เพื่อวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

1.2.2 เพื่อวัดปริมาณในการปล่อยรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1.3 ขอบเขตของการศึกษา

1.3.1 ศึกษาการทำงานของเครื่องเอกซเรย์ในขณะที่ปล่อยรังสีออกมา

1.3.2 ศึกษาการวัดปริมาณรังสีของเครื่องเอกซเรย์

1.3.3 ศึกษาวงจรที่รับรังสีเอกซ์ แล้วแปลงเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า

1.4 ผลที่คาดว่าจะได้รับ

1.4.1 สามารถสร้างอุปกรณ์ที่วัดเวลาในการปล่อยเอกซเรย์และวัดปริมาณรังสีเอกซ์ได้

1.4.2 อุปกรณ์ที่สร้างขึ้นสามารถเทียบเคียงกับอุปกรณ์วัดมาตรฐานได้

1.4.3 สามารถนำอุปกรณ์ไปใช้งานได้จริง

1.5 แผนการดำเนินงาน

ตารางที่ 1.1 แสดงแผนการดำเนินงาน

แผนการ	พ.ศ.2560																			
	ส.ค.				ก.ย.				ต.ค.				พ.ย.				ธ.ค.			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
ศึกษาการทำงานของเอกซเรย์	←	—	—	→																
ศึกษาการทำงานของโฟโต้ไดโอด และสารฟอสเฟอร์		←	—	→																
ออกแบบวงจรรับรังสีเอกซ์					←	—	→													
เขียนโปรแกรมรับสัญญาณจากรังสี								←	—	—	→									
เขียนโปรแกรมประมวลผลเวลาในการปล่อยรังสีและปริมาณของรังสี											←	—	—	→						

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 1.1 (ต่อ) แสดงแผนการดำเนินงาน

แผนการ	พ.ศ.2561															
	ม.ค.				ก.พ.				มี.ค.				เม.ย.			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
ศึกษาการทำงานของเอกซเรย์																
ศึกษาการทำงานของโฟโต้ไดโอด และสารฟอสเฟอร์																
ออกแบบวงจรรับรังสีเอกซ์																
เขียนโปรแกรมรับสัญญาณจากรังสี																
เขียนโปรแกรมประมวลผลเวลาในการปล่อยรังสีและปริมาณของรังสี																
ทดลองใช้จริง	◄	─	─	►												
ทำรูปเล่มรายงาน	◄	─	─	─	─	─	─	─	─	─	─	─	─	►		

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2
เอกสารที่เกี่ยวข้อง

2.1 รังสีเอกซ์

2.1.1 คุณสมบัติของรังสีเอกซ์

- เป็นรังสีแม่เหล็กไฟฟ้า มีคุณสมบัติเป็นทั้งคลื่น และอนุภาค
- ความยาวคลื่นอยู่ในช่วง 10-0.01 นาโนเมตร
- ความถี่อยู่ในช่วง 30-30,000 เพตะเฮิรตซ์
- มีคุณสมบัติคล้ายแสง คือความเร็วในการเดินทาง 3.8×10^8 เมตรต่อวินาที มีสมบัติการสะท้อน หักเห และเบี่ยงเบน
- ทำให้สสารบางชนิดเรืองแสงได้
- เป็นรังสีทำให้เกิดไอออน เมื่อเดินทางผ่านตัวกลางที่เป็นอากาศหรือก๊าซ
- ทำให้เกิดรอยดำบนฟิล์มถ่ายรูป
- มีอำนาจการทะลุทะลวงได้ดี เช่น สามารถทะลุผ่านเนื้อเยื่อสิ่งมีชีวิต พลาสติก เสื้อผ้า แต่ไม่สามารถผ่านตะกั่ว หรือ คอนกรีตหนาๆ ได้
- สามารถถูกดูดกลืนด้วยวัตถุที่มีเลขเชิงมวลสูงๆ
- สามารถทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของสารชีวเคมีในสิ่งมีชีวิต เช่น เซลล์ถูกทำลาย เกิดการกลายพันธุ์ ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมาก และเป็นเวลานาน

2.1.2 ประวัติการค้นพบ

ผู้ค้นพบคนแรกคือ Wilhelm Conrad Röntgen ในปี ค.ศ.1895 ขณะศึกษารังสีแคโทดแล้วพบว่า แผ่นกรองแสงที่ทำจากกระดาษ และเคลือบด้วยสารประกอบแบเรียม แพลทิโนไซยาไนด์ (barium platinocyanide) เรืองแสง ขณะที่วางอยู่ห่างหลอดรังสีแคโทดออกไป 120 เซนติเมตร และขณะเดียวกันเขาได้สังเกตเห็นตัวอักษร “A” ที่เคลือบสารแบเรียม แพลทิโนไซยาไนด์ ที่อยู่ห่างออกไปประมาณ 20 ฟุต ก็เกิดการเรืองแสงขึ้นเช่นกัน ทั้งที่ไม่ได้อยู่ในระยะของหลอดรังสีแคโทด ซึ่งเขาได้ตั้งข้อสังเกตว่า จะต้องมีรังสีชนิดหนึ่งที่มองไม่เห็น และมีอำนาจทะลุทะลวงสูง สามารถผ่าน

รูปที่ 2.1 Wilhelm Conrad Röntgen [11]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ออกจากหลอดรังสีแคโทดไปกระทบแผ่นเรืองรังสี ซึ่งในครั้งแรกที่พบนั้น ไม่ทราบว่าคือรังสีอะไร จึงเรียกรังสีนี้ว่า รังสีเอกซ์

จากนั้น เขาใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ทาการสังเกตศึกษาการทะลุทะลวง (Penetration) ของรังสีเอกซ์ผ่านกระดาษ หนังสือ ไม้ และโลหะ รวมถึงคนด้วย ทั้งนี้ เขาได้ถ่ายภาพมือภรรยาด้วยรังสีเอกซ์เป็นภาพแรกไว้อีกด้วย เรินต์เกนจึงได้รับการประกาศว่าเป็นผู้ค้นพบรังสีเอกซ์ ต่อมาเขาจึงได้รับรางวัลโนเบล (Nobel prize) สาขาฟิสิกส์เป็นคนแรก ในปี 1901

2.1.3 ประเภทของรังสีเอกซ์

1. รังสีเอกซ์ที่มีสเปกตรัมแบบต่อเนื่อง (Bremsstrahlung)

เป็นรังสีเอกซ์ที่ได้จากการเร่งอนุภาคที่มีประจุ ให้มีความเร็วไปชนเป้าโลหะ เช่น เร่งอิเล็กตรอนให้มีความเร็วสูงวิ่งเข้าชนเป้า โลหะ เมื่ออิเล็กตรอนสูญเสียความเร็วก็จะปล่อยพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอกซ์ที่มีลักษณะของสเปกตรัมแบบต่อเนื่อง

2. รังสีเอกซ์ที่มีสเปกตรัมแบบเฉพาะตัว หรือรังสีเอกซ์เฉพาะตัว (Characteristic x-ray)

เป็นรังสีเอกซ์ที่ได้มาจากการสลายตัวของธาตุกัมมันตรังสีซึ่งเป็นการกระตุ้นโดยอาศัยพลังงานจากภายในอะตอม โดยเกิดการเปลี่ยนชั้นวงโคจรของอิเล็กตรอนจากชั้นพลังงานสูงกว่ามายังชั้นพลังงานต่ำกว่า การ เปลี่ยนชั้นพลังงานนี้ จะปล่อยพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของรังสีเอกซ์เฉพาะตัว (Characteristic x-rays) นอกจากนั้นยังมีการเกิดรังสีเอกซ์ที่มีลักษณะของสเปกตรัมแบบเฉพาะตัวจากการกระตุ้น โดยอาศัยพลังงานจากภายนอกอะตอม ซึ่งสามารถเกิดรังสีเอกซ์ที่มีลักษณะของสเปกตรัมแบบเฉพาะตัว ตามชนิดของเป้าโลหะที่ใช้ลดความเร็วของอิเล็กตรอนในเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์

1) การกระตุ้นโดยพลังงานจากการเปลี่ยนแปลงภายในอะตอม

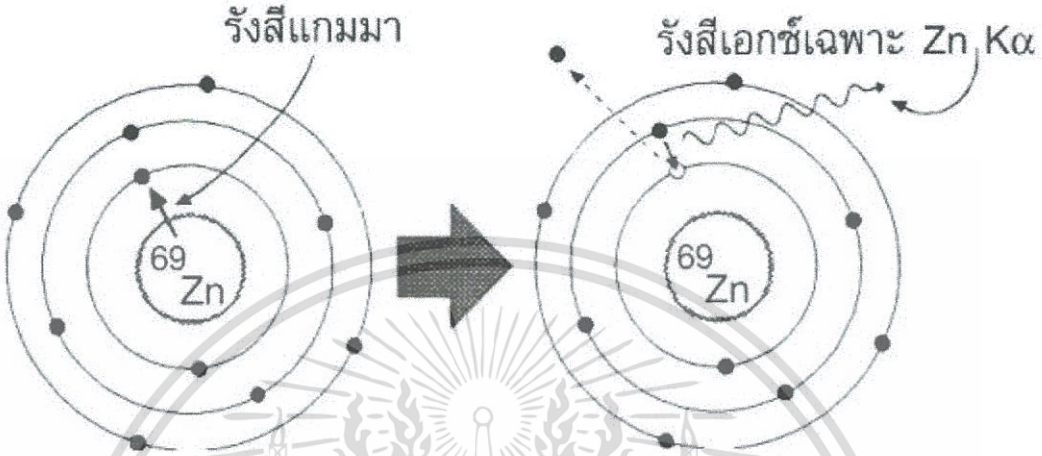
การกระตุ้นแบบนี้ เป็นผลมาจากการเปลี่ยนแปลงภายในอะตอม ซึ่งอะตอมในกลุ่มนี้จะเป็นอะตอมของธาตุกัมมันตรังสี ซึ่งมีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นตลอดเวลาโดยธรรมชาติ การเปลี่ยนแปลงนี้ เป็นการเปลี่ยนแปลงทางนิวเคลียร์

- การเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการชนของรังสีแกมมาภายในอะตอม

เกิดจากการที่นิวเคลียสของธาตุกัมมันตรังสีที่อยู่ในสภาวะกระตุ้นปล่อยพลังงานออกมาเพื่ออยู่ในสภาวะพื้น โดยพลังงานที่ปล่อยออกมาจะอยู่ในรูปของรังสีแกมมา ซึ่งเมื่อรังสี

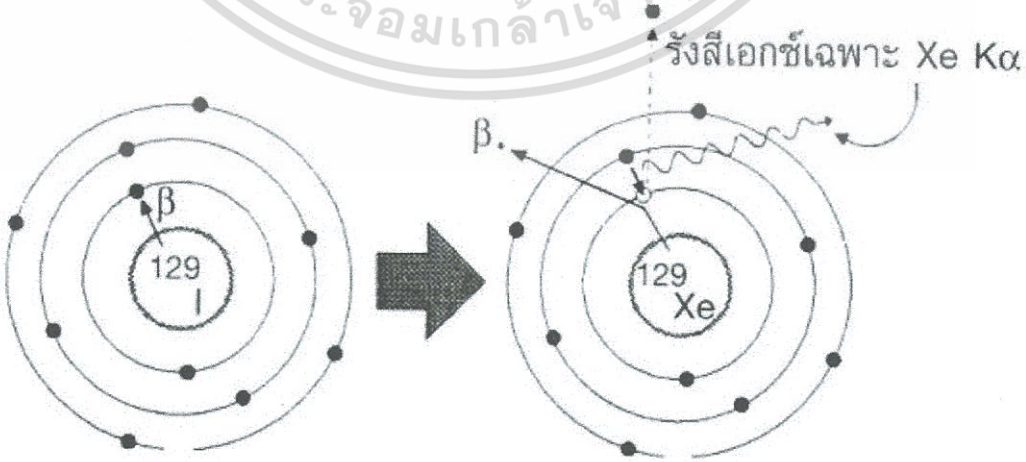
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แกมมาออกมาจากนิวเคลียสจะ มีโอกาสชน และถ่ายเทพลังงานให้กับอิเล็กตรอนรอบนิวเคลียส จนเมื่ออิเล็กตรอนได้รับพลังงานมากพอจนหลุดจากอะตอมจะเกิดที่ว่างภายในอะตอม อิเล็กตรอนที่อยู่ในชั้นพลังงานสูงกว่าจะเคลื่อนที่ลงมาแทนที่และปล่อยพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอกซ์



รูปที่ *2.2* แสดงการเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการชนของรังสีแกมมาภายในอะตอม *[9]*

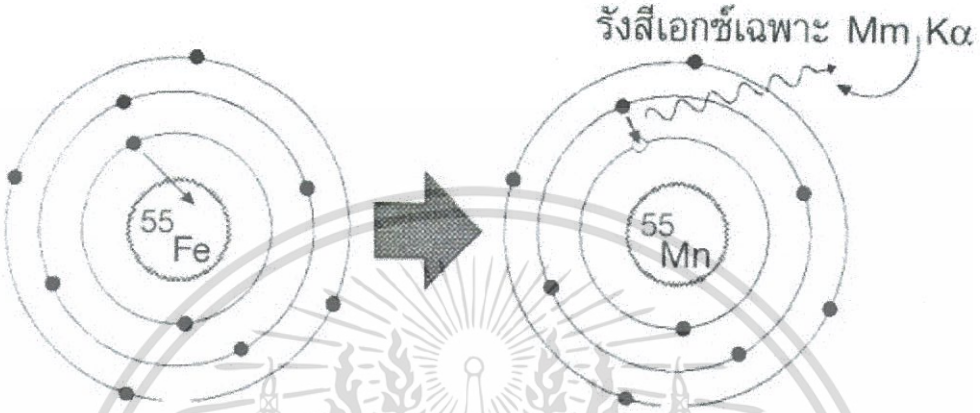
- การเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการชนของอนุภาคเบต้าภายในอะตอม นิวเคลียสของธาตุกัมมันตรังสีจะสลายตัวโดยให้อนุภาคเบต้าออกจากนิวเคลียส เมื่ออนุภาคเบต้าออกจากนิวเคลียสมีโอกาสที่จะชน และถ่ายเทพลังงานให้อิเล็กตรอนที่โคจรอยู่รอบอะตอม เมื่ออิเล็กตรอนได้รับพลังงานมากพอ ทำให้หลุดออกจากอะตอม อิเล็กตรอนในชั้นโคจรที่มีพลังงานสูงกว่าจะเคลื่อนที่ลงมาแทนที่พร้อมทั้งปล่อยพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของรังสีเอกซ์



รูปที่ *2.3* แสดง การเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการชนของอนุภาคเบต้าภายในอะตอม *[9]*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

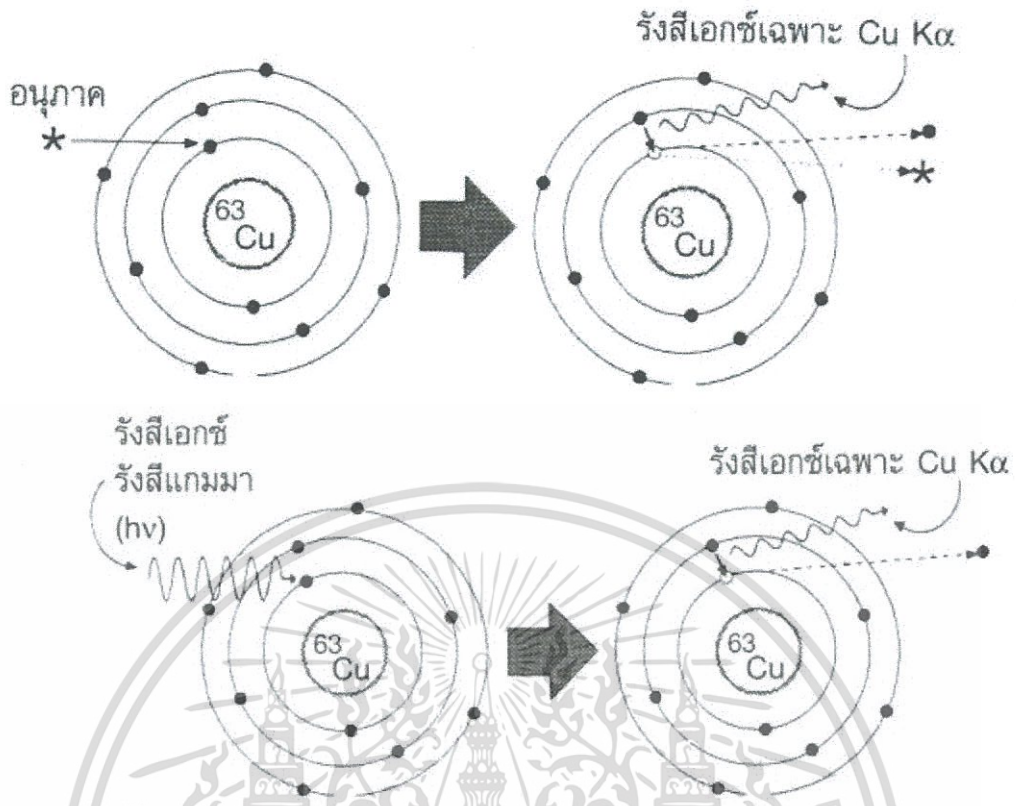
- การเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการจับอิเล็กตรอน (Electron capture)
อิเล็กตรอนที่โคจรอยู่ชั้นในใกล้นิวเคลียสจะถูกจับหรือดึงดูดเข้าสู่นิวเคลียส ทำให้เกิดที่ว่างขึ้น ซึ่งอิเล็กตรอนในชั้นพลังงานสูงกว่าจะเข้ามาแทนที่แล้วปล่อยพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอกซ์



รูปที่ *2.4* แสดงการเกิดรังสีเอกซ์เฉพาะตัวจากการจับอิเล็กตรอน *(Electron capture) [9]*

2) การกระตุ้นโดยอาศัยพลังงานจากภายนอกอะตอม
พลังงานจากภายนอกอะตอมอาจอยู่ในรูปของอนุภาคที่มีพลังงานสูงหรือโฟตอน (Photon) เมื่ออนุภาคพลังงานสูงหรือโฟตอนผ่านเข้าไปในอะตอมของธาตุ มีโอกาสที่จะชน และถ่ายเทพลังงานให้กับอิเล็กตรอนในอะตอม เมื่อพลังงานที่ถ่ายเทให้สูงมากพอจนอิเล็กตรอนหลุด จากอะตอม ทำให้เกิดที่ว่างขึ้น อิเล็กตรอนในชั้นระดับพลังงานที่มากกว่าจะเคลื่อนที่ลงมาแทนที่ในชั้นระดับพลังงานที่ต่ำกว่า พร้อมทั้งปล่อยพลังงานส่วนเกินออกมาเป็นรังสีเอกซ์เฉพาะตัว

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ *2.5* แสดงการกระตุ้นโดยอาศัยพลังงานจากภายนอกอะตอม *[9]*

สังเกตได้ว่ารังสีเอกซ์เฉพาะตัวที่ได้จากการกระตุ้นโดยอาศัยพลังงานภายนอกอะตอม และการสลายตัวแบบการเปลี่ยนแปลงภายในจะได้รังสีเอกซ์เฉพาะตัวของธาตุเดิม แต่รังสีเอกซ์ที่ได้จากการสลายตัวโดยการชนของอนุภาคเบต้า และการสลายตัวแบบจับอิเล็กตรอนจะเป็นรังสีเอกซ์เฉพาะตัวของธาตุใหม่ เนื่องจากเป็นการสลายตัวที่มีการเปลี่ยนแปลงภายในนิวเคลียส

2.1.4 การลดทอนหรือการดูดกลืนรังสีเอกซ์

รังสีเอกซ์ เมื่อเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางใดๆ บางส่วนของรังสีเอกซ์จะถูกดูดกลืนโดยอันตรกิริยาต่างๆ บางส่วนก็จะกระเจิงออกไปเหลือเพียงรังสีเอกซ์บางส่วนที่ผ่านออกมาได้ ซึ่งเรียกปรากฏการณ์นี้ ว่าการลดทอนรังสี (Attenuation) โดยปริมาณของรังสีที่ผ่านเข้าสู่หัววัดรังสีจะถูกลดทอนลงตามความหนาของตัวกลาง การลดทอนทางรังสีสามารถอธิบายได้โดยอาศัยสมการของแลมเบิร์ต (Lambert's law)

$$I = I_{\circ}e^{-\mu x} \qquad \text{----------(2.1)}$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

I = ความเข้มรังสีเอกซ์เมื่อมีตัวกลางขวางกัน

I_o = ความเข้มรังสีเอกซ์เมื่อไม่มีตัวกลางขวางกัน

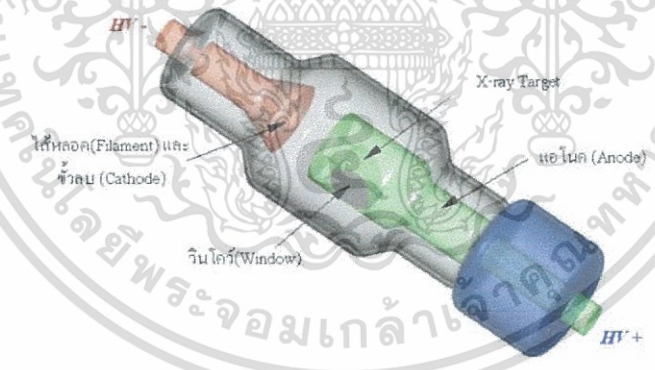
μ = ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น หรือ การดูดกลืนเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient) เมื่อรังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง มีหน่วยเป็น cm^{-1}

x = ค่าความหนาตัวกลางที่รังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่าน มีหน่วยเป็น cm

e = ค่าคงตัวยูเลอร์ (Euler's constant) มีค่าเท่ากับ 2.718

2.1.5 ส่วนประกอบเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์

เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ประกอบด้วยอุปกรณ์ที่สำคัญ คือ หลอดรังสีเอกซ์ (X-ray tube) ซึ่งเป็นหลอดแก้วสุญญากาศ ภายในมีขั้วไฟฟ้า 2 ขั้ว คือ ขั้วลบ (แคโทด) หรือไส้หลอด (filament) และขั้วบวก (แอโนด) หรือ เป้า (target) ขั้วทั้ง 2 ต่อเข้ากับแหล่งจ่ายไฟฟ้า เมื่อกระแสไฟฟ้าไหลผ่านเข้าไปในไส้หลอดซึ่งทำจากทังสเตน (tungsten) แล้วจะเกิดความร้อนจนเพิ่มอุณหภูมิสูงประมาณ 2,000 องศาเซลเซียส หรือมากกว่า ทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากไส้หลอด และถูกเร่งให้เคลื่อนที่ไปกระทบกับเป้า ซึ่งทำจากโลหะผสมระหว่างทังสเตนกับวัสดุอื่นเช่น โมลิบดินัม (molybdenum) หรือรูเนียม (rhenium)



รูปที่ *2.6* แสดงส่วนประกอบภายในหลอดเอกซเรย์ *[7]*

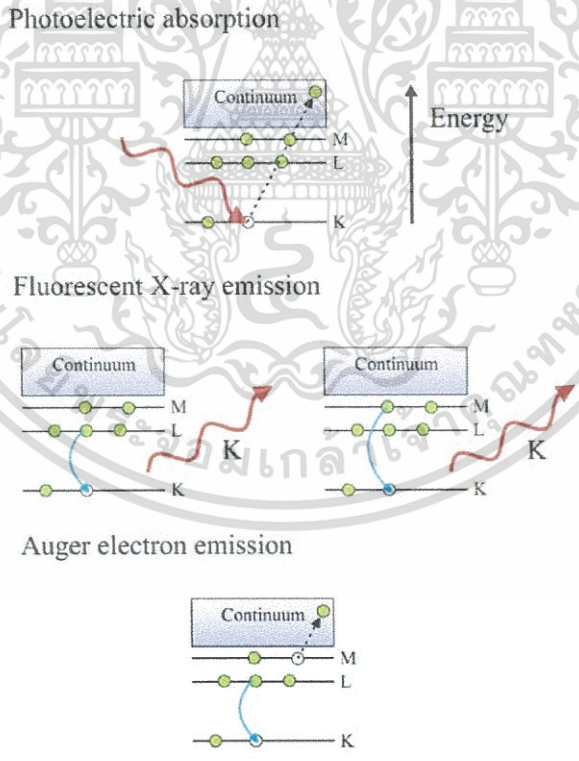
เนื่องจากทังสเทนมีเลขเชิงอะตอมสูง จุดหลอมเหลวสูง และส่งผ่านความร้อนได้ดี เมื่ออิเล็กตรอนความเร็วสูงกระทบกับเป้า จะสูญเสียพลังงานไปเป็นความร้อน (≥99%) และส่วนพลังงานที่เหลือจะเปลี่ยนเป็นรังสีเอกซ์

2.1.6 กระบวนการเกิดรังสีเอกซ์

เมื่ออิเล็กตรอนความเร็วสูงจากไส้หลอดกระทบเป้า รังสีเอกซ์เกิดขึ้นจากกระบวนการที่สำคัญ คือ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

1. เมื่ออิเล็กตรอนจากไส้หลอดชนกับอิเล็กตรอนในวงโคจรอะตอมของเป้า และสามารถทำให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออน ด้วยการผลักอิเล็กตรอนให้หลุดออกจากอะตอม เมื่ออิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรอื่นที่ห่างออกไปเข้ามาแทนที่ว่าง ก่อนจะปลดปล่อยพลังงานออกในรูปรังสีเอกซ์ ซึ่งเรียกว่า รังสีเอกซ์เฉพาะตัว (characteristic X-ray) จากภาพด้านล่าง อิเล็กตรอนจากวง L เข้ามาแทนที่ว่างในวง K รังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นเรียกว่า รังสีเอกซ์เฉพาะตัวเค (K-characteristic X-ray) หากเป็นการแทนที่ว่างในวง L หรือ M ก็จะเรียกว่ารังสีเอกซ์เฉพาะตัวแอล (L-characteristic X-ray) และรังสีเอกซ์เฉพาะตัวเอ็ม (M-characteristic X-ray) พลังงานของรังสีเอกซ์ชนิดนี้มีค่าเฉพาะเท่ากับผลต่างของพลังงานยึดเหนี่ยวอิเล็กตรอนในวงโคจรเริ่มต้นกับวงโคจรสุดท้าย ซึ่งอะตอมของเป้าแต่ละชนิดจะมีการเรียงลำดับของอิเล็กตรอนแตกต่างกัน ดังนั้น พลังงานของรังสีเอกซ์จะเปลี่ยนไปเมื่อชนิดของเป้าเปลี่ยนไป กล่าวคือ พลังงานของรังสีเอกซ์เฉพาะตัวเคจากทังสเทนมีค่าแตกต่างจากตะกั่ว รังสีเอกซ์ชนิดนี้มีชื่อว่า แคแรกเทอริสติก ซึ่งหมายถึง มีลักษณะเฉพาะตัวตามชนิดของเป้านั่นเอง



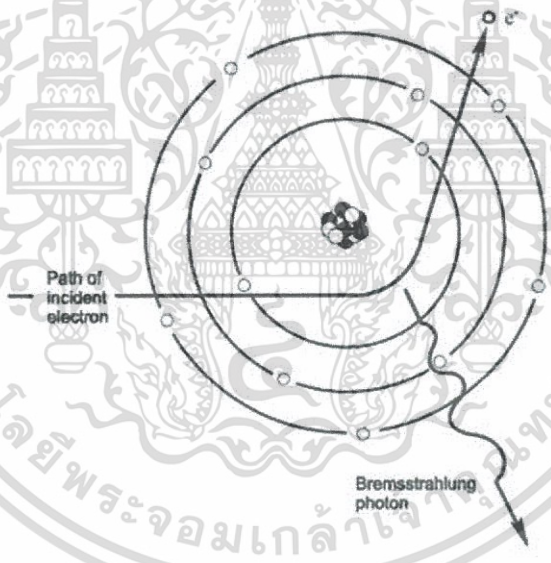
รูปที่ *2.7* แสดงการเกิดรังสีเอกซ์เมื่ออิเล็กตรอนจากไส้หลอดชนกับอิเล็กตรอนของเป้า *[7]*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. เมื่ออิเล็กตรอนจากไส้หลอดวิ่งเข้าใกล้นิวเคลียสของเป้า เมื่อนั้น อิเล็กตรอนจะเกิดการเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนที่ เพราะแรงจากประจุบวกของนิวเคลียส และอิเล็กตรอนเองมีพลังงานลดลง โดยการปล่อยพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอกซ์ ที่มีชื่อเรียกว่า เบรมส์ชตราลุง (bremsstrahlung) ซึ่งมีพลังงาน (*E*) เท่ากับผลต่างของพลังงานอิเล็กตรอนก่อนผ่านเข้าอะตอม (*Ei*) และหลังจากออกจากอะตอม (*Ef*) ดังสมการด้านล่าง

$$E = Ei + Ef \qquad \text{----------(2.2)}$$

ดังนั้น เบรมส์ชตราลุงจึงมีพลังงานได้หลายค่า ขึ้นอยู่กับว่าอิเล็กตรอนที่วิ่งเข้าชนสามารถเข้าใกล้นิวเคลียสได้มากเพียงใด และมีการสูญเสียพลังงานเพียงใด แต่จะมีค่าพลังงานสูงสุดเท่าพลังงานของอิเล็กตรอน เช่น อิเล็กตรอนที่มีพลังงานจลน์ 70 keV เมื่อทำให้เกิดเบรมส์ชตราลุง ก็จะมีพลังงานตั้งแต่ 0 จนถึง 70 keV ไม่เกินกว่านี้



รูปที่ *2.8* แสดงการเกิดรังสีเอกซ์แบบเบรมส์ชตราลุง *[7]*

2.1.7 การเกิด Anode heel effect

คือ การเกิดความไม่สม่ำเสมอของความเข้มรังสีในทิศทาง จากแอโนดไปแคโทดของหลอดเอกซเรย์ หลักการคือการเปลี่ยนลำแสงอิเล็กตรอนเป็นรังสีเอกซ์ที่ไม่เกิดขึ้นที่ target material แต่เกิดที่ลึกลงไป เนื่องจากรังสีเอกซ์ที่ถูกสร้างขึ้นที่ target material บริเวณที่ลึกลงไปต้องสะท้อนกลับมาก่อนที่จะไปถึง target field โดย target material จำเป็นจะต้อง traversed มุมในการปล่อย electron beam ให้ใกล้กับ anode มากขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

มากกว่าที่จะขนานกับมัน คือใกล้กับ cathode การเพิ่มขึ้นของ material leads ทำให้มีการ resorption ของรังสีเอกซ์มากขึ้น โดย target material ทำให้รังสีเอกซ์ลดน้อยลง นอกจากนี้ยังหมายความว่ารังสีเอกซ์จะปล่อยออกมาในมุมที่ใกล้กับการเดินทางของลำแสงที่เกิดขึ้นโดยใช้ target material น้อยลงและดูดกลืนน้อยลง ผลสุดท้ายคือความเข้มสนามต่อแคโทดมากกว่าขั้วบวก

ปัจจัยที่มีผลต่อการเกิด Anode heel effect

- มุมแอโนด: ด้วยการเพิ่มมุมจำนวนวัสดุเป้าหมายที่ตั้งฉากกับขั้วบวกจะลดลงทำให้เกิดการ resorption ของรังสีเอกซ์น้อยลง
- target-to-film distance: เพิ่มระยะทางในการลดผลของ heel effect โดยการให้ความแตกต่างของลำแสงซึ่งทำให้เกิดภาพที่เหมือนกันมากขึ้น
- ขนาดฟิลด์: เขตข้อมูลจะสม่ำเสมอมากขึ้นที่ศูนย์กลางเนื่องจาก collimator ดูดซับรูปแบบอุปกรณ์ต่อพ่วง
- การจัดวางตำแหน่ง: โดยการจัดตำแหน่งวัสดุที่มีการลดทอนลงไปทางแคโทดและลดวัสดุทึบลงสู่ขั้วบวก

2.1.8 การเกิด space charge effect

คือ การสะสมของอิเล็กตรอนที่ถูกปล่อยออกมาจากพื้นผิวโลหะหลังจากการใช้งานของท่อในระยะสั้น ๆ ห่างจากพื้นผิวโลหะ อิเล็กตรอนเหล่านี้สะสมและก่อตัวเป็นเมฆประจุรอบ ๆ ผิวโลหะ ค่าพื้นที่นี้จะ จำกัด การปล่อยอิเล็กตรอนออกมาจากพื้นผิวและเรียกว่า space charge effect

2.1.9 ประโยชน์รังสีเอกซ์

1. ทางด้านการแพทย์

ใช้ถ่ายภาพสำหรับทางการแพทย์ อาทิ การเอกซ์เรย์ปอดเพื่อตรวจหามะเร็งปอด การเอกซ์เรย์กระดูก เพื่อตรวจการหลุด การแตกหักของกระดูก การเอกซ์เรย์ร่างกายเพื่อตรวจหาตำแหน่งวัตถุหรือโลหะ เป็นต้น

2. ทางด้านดาราศาสตร์

– ใช้เพื่อถ่ายภาพดาราจักรที่ตามนุษย์มองไม่เห็น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ทางด้านความมั่นคง และอากาศยาน

– ใช้ถ่ายภาพเพื่อค้นหาวัตถุอันตราย วัตถุระเบิด ซึ่งใช้มากในสนามบินสำหรับตรวจสัมภาระของผู้โดยสาร

4. ทางด้านอุตสาหกรรม

– ใช้ตรวจหาความหนาแน่นของวัตถุหรือโลหะ

– ใช้ตรวจหารอยร้าวหรือรอยรั่วของชิ้นงาน

– รังสีเอกซ์พลังงานต่ำที่มีความยาวคลื่นในช่วง 0.13-0.41 nm และให้พลังงานประมาณ 3.5-9 KeV ถูกนำมาใช้ในการแยกสารอินทรีย์ระเหย (Volatile Organic Compound) ออกจากไนโตรเจน โดยที่สารอินทรีย์ระเหยมีค่าพลังงานไอออไนเซชัน 8.82 eV และไนโตรเจนมีค่าพลังงานไอออไนเซชัน 15.58 eV ซึ่งมีประสิทธิภาพในการแยกสารอินทรีย์ระเหยออกจากไนโตรเจนร้อยละ 43 ที่ความเข้มข้นสารอินทรีย์ระเหย 2 มิลลิกรัม/ลูกบาศก์เมตร และความต่างศักย์ไฟฟ้า 600 V ในอัตราการไหล 1 ลิตร/นาที นอกจากนั้น ยังได้มีการนำรังสีเอกซ์พลังงานต่ำมาใช้ในการแยกคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากฮีเลียม โดยคาร์บอนไดออกไซด์มีค่าพลังงานไอออไนเซชัน 13.78 eV และฮีเลียมมีค่าพลังงานไอออไนเซชัน 24.587 eV ซึ่งมีประสิทธิภาพในการแยกคาร์บอนไดออกไซด์ออกจากฮีเลียมร้อยละ 14 ที่ความเข้มข้นคาร์บอนไดออกไซด์ 4.7 มิลลิกรัม/ลูกบาศก์เมตร และความต่างศักย์ไฟฟ้า 600 V ในอัตราการไหล 1 ลิตร/นาที อีกทั้งได้มีการนำรังสีเอกซ์พลังงานต่ำมาใช้ในการสลายโพลีไซคลิกอะโรมาติกไฮโดรคาร์บอน (Polycyclic aromatic hydrocarbon) เมื่อโพลีไซคลิกอะโรมาติกไฮโดรคาร์บอนผ่านรังสีเอกซ์พลังงานต่ำเป็นเวลา 0.022-0.067 วินาที ทำให้โพลีไซคลิกอะโรมาติกไฮโดรคาร์บอนมีการสลายร้อยละ 30 ที่อัตราการไหล 90 ลิตร/นาที

2.2 ผลกระทบของรังสี

2.2.1 รังสีชนิดไม่ก่อให้เกิดไอออน (Non-ionizing radiation)

คือ รังสีชนิดที่มีพลังงานต่ำกว่ารังสีเหนือม่วง หรืออัลตราไวโอเลต ซึ่งได้แก่ คลื่นแสง คลื่นใต้แดง คลื่นไมโคร คลื่นวิทยุ คลื่นเสียง คลื่นเหล่านี้มีพลังงานต่ำกว่าพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอนในอะตอม จึงไม่สามารถไปทำอันตรกิริยาให้อิเล็กตรอนหลุดออกไปจากอะตอมได้ จึงเรียกว่าเป็นรังสีชนิดไม่ก่อให้เกิดไอออน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.2.2 รังสีชนิดก่อให้เกิดไอออน (Ionizing radiation)

คือ รังสีพลังงานสูง เช่น เอกซเรย์ รังสีแกมมา รังสีคอสมิก หรืออนุภาคที่มีพลังงานสูง เช่นอนุภาคแอลฟา บีตา อิเล็กตรอน โปรตอน และนิวตรอน เป็นต้น รังสีหรืออนุภาคเหล่านี้เมื่อวิ่งผ่านเข้าไปในสสาร จะไปทำปฏิกิริยากับอะตอม เช่น แรงผลักของประจุไฟฟ้าหรือแรงคูลอมบ์ ทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกไป เกิดเป็นไอออนคู่ คือ อิเล็กตรอนเป็นไอออนลบและส่วนอะตอมที่เหลือเป็นไอออนบวกทางไฟฟ้า

➢ แหล่งกำเนิดรังสีธรรมชาติ

- รังสีคอสมิกในชั้นบรรยากาศ ซึ่งประกอบด้วย อนุภาคไอออนบวก และรังสีแกมมาเป็นส่วนใหญ่ประมาณ 0.39 mSv ต่อปี
- รังสีจากแหล่งแร่ใต้ดิน เช่น รังสีในวัสดุก่อสร้าง, แหล่งน้ำดื่ม ซึ่งมีธาตุในอนุกรมของยูเรเนียม และอนุกรมของธอเรียมปะปนอยู่ ประมาณ 0.46 mSv ต่อปี
- รังสีจากก๊าซเรดอน ซึ่งสลายจากธาตุในอนุกรมยูเรเนียม เฉลี่ย 1.3 mSv ต่อปี
- รังสีจากอาหารการกิน ซึ่งปะปนมากับธาตุในธรรมชาติ เช่น ใน Shell fish และ Brazil nuts โดยเฉพาะ K40 เฉลี่ย 0.23 mSV ต่อปี
- รังสีจากธาตุกัมมันตรังสีที่ปะปนในร่างกาย เช่น Na24, C14, Ar41, K40 ประมาณ 0.39 mSv ต่อปี

แหล่งกำเนิดรังสีที่มนุษย์สร้างขึ้น

- รังสีในการแพทย์ เช่น เครื่องเอกซเรย์ หรือรังสีที่ใช้ในการรักษาโรคมะเร็ง เป็นแหล่งรังสีที่ทำให้ประชากรได้รับรังสีสูงสุดในแหล่งกำเนิดรังสีที่มนุษย์สร้างขึ้น ประชาชนทั่วไปจะได้รังสีจากการแพทย์เฉลี่ย 0.3 mSv ต่อปี การถ่ายเอกซ์เรย์ปอด 1 ครั้งทำให้คนได้รับรังสีเพิ่ม 0.1 mSv เท่านั้น
- การทดลองระเบิดปรมาณู ซึ่งถูกต่อต้านในยุคนี้ จึงทำให้เราได้รับรังสีนี้น้อยกว่า 0.006 mSv ต่อปี
- เครื่องมือ เครื่องใช้ เช่น โทรทัศน์, เครื่องจับควัน, เครื่องเอกซเรย์สัมภาระ, ประมาณน้อยกว่า0.0005 mSv ต่อปี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

➢ หน่วยวัดรังสี

หน่วยวัดรังสีแบ่งได้เป็น 2 ประเภทคือ หน่วยวัดความแรงกัมมันตรังสี (radioactivity) และหน่วยวัดปริมาณรังสี (exposure) หน่วยวัดความแรงกัมมันตรังสีเป็นการกำหนดจำนวนรังสีที่ปล่อยมาจากต้นกำเนิดรังสี ส่วนหน่วยวัดปริมาณรังสีนั้นกำหนดจำนวนรังสีจากต้นกำเนิดรังสีที่ถูกดูดกลืนในตัวกลาง ปัจจุบันนี้มีหน่วยวัดใช้กันอยู่ 2 แบบคือ หน่วยวัดแบบเดิม CGS (Centimeter-Gram-Second) ได้แก่ Curie, Roentgen,Rad และ Rem และหน่วยมาตรฐานสากล SI units (Standard Interational Units) ได้แก่ Becquerel, Gray และ Sievert เป็นต้น

Ci (Curie) เป็นหน่วยวัดปริมาณสารกัมมันตรังสี (radioactivity หรือ source strength) ปริมาณสารรังสี 1 Ci เป็นจำนวนการเปลี่ยนแปลงพลังงานในนิวเคลียสหรือการสลายตัว (nuclear transformation) 3.7 x 1010 disintegration per second (dps) ใน SI unit กำหนดให้ 1 dps = 1 Bq (Becquerel)

Roentgen (R) เป็นหน่วยวัดปริมาณ exposure ปริมาณรังสี 1 R ทำให้อากาศอุณหภูมิและความดันมาตรฐาน (0 oC ความดัน 1 บรรยากาศ) แตกตัวมีประจุเกิดขึ้น 2.58 x10-4 Coulomb/Kg ของอากาศ หรือว่าต้องใช้พลังงานไปทั้งสิ้น 89.6 erg ต่อกรัมของอากาศ Roentgen เป็นหน่วยวัดรังสีที่มีนิยามใช้เฉพาะรังสีเอกซ์และรังสีแกมมาในอากาศที่มีพลังงานไม่เกิน 3 MeV

Gray (Gy) เป็นหน่วยวัดรังสีที่ดูดกลืนในตัวกลางใดๆ (Absorbed Dose) ตามแต่ชนิดและพลังงานของรังสี ปริมาณรังสี1 Gy เป็นพลังงานของรังสีที่ถูกดูดกลืน 1 Joule/Kg ของตัวกลาง หรือตามระบบวัดเดิม 1 Rad (Radiation Absorbed Dose) เป็นพลังงานของรังสีที่ถูกดูดกลืน 100 erg/gram ของตัวกลาง ดังนั้น 1 Gy = 100 Rad.

Sievert (Sv) เป็นหน่วยวัดปริมาณรังสีที่บุคคลได้รับ เป็นหน่วยวัดประเภท Dose Equivalent ซึ่งรวมผลกระทบทางชีววิทยาตามแต่ชนิดของรังสีด้วยเนื่องจากรังสีแต่ละชนิดมีอำนาจทำให้เกิดการแตกตัวไม่เท่ากัน ดังนั้นปริมาณ Dose Equivalent = Absorbed Dose x Radiation Weighting Factors (WR) | Sv = Gy x WR | หรือ Rem = Rad x WR | ดังนั้น 1 Sv = 100 Rem

ค่า WR ของรังสีชนิดต่างๆ ซึ่งเดิมเรียกว่า Radiation Quality Factor

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

➢ ปริมาณของรังสีที่มีผลต่อร่างกาย

อวัยวะต่างๆในร่างกายมีความไวต่อรังสีไม่เท่ากัน ปริมาณรังสีที่อวัยวะเหล่านั้นได้รับเรียกว่าเป็น Effective Dose โดย Effective Dose = Equivalent Dose x Tissue Weighting Factors (WT) Effective dose เป็นผลรวม equivalent dose ของอวัยวะต่างๆ ภายในร่างกาย โดยผลรวมEffective dose ของทุกอวัยวะในร่างกาย = 1 หรือการได้รับรังสีตลอดทั่วร่างกายนั้นเป็น Effective dose สูงสุด ปริมาณ Effective dose ใช้ในด้านความปลอดภัยจากรังสี และมีหน่วยเป็น Sievert

➢ ปฏิกิริยาของรังสีต่อโมเลกุลและเซลล์

อาการบาดเจ็บทางรังสีมีสาเหตุหลักมาจากการแตกตัวของเนื้อเยื่อในร่างกาย เมื่อรังสีชนกับเซลจะเกิดการแตกตัวและตื่นตัว (ionization and excitation) ที่โมเลกุลของเซลหรือองค์ประกอบของเซลซึ่งส่วนใหญ่มีน้ำประกอบอยู่ ผลกระทบจากรังสีตามลักษณะการเกิดอันตรกิริยาของรังสีต่อเซล จึงเรียกว่าเป็นปฏิกิริยาจากรังสีโดยตรงหรือโดยอ้อม (direct หรือ indirect action)

• ปฏิกิริยาจากรังสีโดยตรง คือ ผลกระทบจากรังสีที่เกิดเมื่อรังสีทำให้เกิด ionization และถูกดูดกลืนใน macromelecule ภายในเซล (เช่น DNA, RNA, โปรตีน, เอนไซม์ เป็นต้น) ทำให้โครงสร้าง ของmacromolecules เกิดความผิดปกติ ชักนำและเป็นจุดเริ่มต้นให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยา

• ปฏิกิริยาจากรังสีโดยอ้อม คือ ผลกระทบเมื่อรังสีทำให้โมเลกุลโปรตีนในเซลเกิด ionizationโมเลกุลที่เกิดปฏิกิริยาทางอ้อมนี้มากที่สุดคือน้ำ ทำให้เกิดปฏิกิริยาเคมีเป็นอนุมูลอิสระ (free radicals) และเกิดสารประกอบ peroxide เมื่อมีปฏิกิริยาจำนวนมากจะเกิดการทำลายต่อเซลหรืออวัยวะเมื่อปริมาณสารประกอบ peroxide มีมากเกินไป

➢ การเปลี่ยนแปลงของเซลเมื่อได้รับรังสี

1. ไม่มีผลกระทบใดๆต่อเซลหากปริมาณรังสีต่ำมาก

2. เซลสามารถซ่อมแซมส่วนที่ถูกทำลายและคืนกลับเป็นปกติได้องค์ประกอบส่วนใหญ่ของเซลเป็นน้ำ เมื่อเซลได้รับรังสีก็มักเกิดอันตรกิริยากับน้ำในเซล ซึ่งเซลมักซ่อมแซมการโดนทำลายแบบนี้ได้ รังสีอาจทะลุไปโดนนิวเคลียสของเซลได้ โดยที่นิวเคลียสเป็นที่เก็บส่วนสำคัญเกี่ยวกับการทำงานของเซล เช่นโครโมโซม เมื่อโครโมโซมทำสำเนาตัวเองและถ่ายทอด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ลักษณะพันธุกรรมไปยังเซลใหม่ การที่โครโมโซมถูกทำลายนั้นค่อนข้างยาก แต่ก็ยังซ่อมแซมได้เพราะในแต่ละวันคนเรามีการซ่อมแซมโครโมโซมถึง 100,000 ครั้ง

3. เซลถูกทำลายและแบ่งตัวผิดปกติบางครั้งเซลที่ถูกทำลายไม่อาจซ่อมแซมได้หรือซ่อมแซมได้ไม่สมบูรณ์ เซลนั้นจึงไม่อาจทำงานได้สมบูรณ์หรือเซลอาจตาย อาจเป็นเพราะว่าโครโมโซมในนิวเคลียสถูกทำลายและซ่อมแซมได้ไม่ถูกต้อง จึงเกิดเป็นการกลายพันธุ์ (mutation) หรือเกิดผลกระทบทางพันธุกรรม

4. เซลตายเมื่อเซลได้รับปริมาณรังสีสูงหรือได้รับรังสีในเวลาอันรวดเร็ว เซลจะตายเนื่องจากไม่สามารถซ่อมแซมตัวเองได้ทัน

- ปริมาณรังสีต่อบุคลากรทางรังสีที่ตั้งครรภ์

บุคลากรทางรังสีที่ตั้งครรภ์อาจทำให้ตัวอ่อนหรือทารกในครรภ์ได้รับรังสีด้วย จากการศึกษาพบว่าตัวอ่อนในครรภ์ไวต่อรังสีมากกว่าผู้ใหญ่ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในช่วง 4 เดือนแรกของการตั้งครรภ์ ซึ่งคนทั่วไปมักจะไม่ได้รู้ตัวว่าตั้งครรภ์ในช่วงเดือน-สองเดือนแรก ปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมให้รับได้ตลอดการตั้งครรภ์ ไม่เกิน 500 mRem บุคลากรที่ตั้งครรภ์ควรใช้ฟิล์มแบดจ์หรือทีแอลดีแบดจ์สองอัน วัด whole body dose อันหนึ่ง และวัด fetus dose อีกอันหนึ่งโดยติดไว้บริเวณหน้าท้อง เปลี่ยนฟิล์มแบดจ์หรือทีแอลดีแบดจ์ทุกเดือน ติดตามปริมาณรังสีต้องไม่เกิน 50 mRem ต่อเดือน เพื่อระวังป้องกันรังสีที่บังเอิญเล็ดลอดมาสัมผัสได้

- บริเวณรังสี

บริเวณรังสีตามพระราชบัญญัติพลังงานปรมาณูเพื่อสันติ พระราชบัญญัติพลังงานปรมาณูเพื่อสันติ กำหนดบริเวณรังสีเป็นบริเวณที่บุคคลสามารถเข้าถึงได้โดยการตรวจวัดที่ระยะ 30 เซนติเมตรจากวัสดุกัมมันตรังสี หรือเครื่องกำเนิดรังสี หรือพื้นผิวใดที่มีรังสีแผ่ออกมาซึ่งมีระดับรังสีที่ทำให้บุคคลได้รับปริมาณรังสีมากกว่า 25 ไมโครซีเวิร์ตต่อชั่วโมง 10 CFR 20.1003 (Code of Federal Regulations, USA)

Unrestricted Area (บริเวณไม่ควบคุมรังสี) เป็นบริเวณไม่หวงห้ามหรือไม่ควบคุมตามใบอนุญาตให้ใช้และครอบครองสารกัมมันตรังสี

Restricted Area (บริเวณหวงห้ามทางรังสี) เป็นบริเวณที่จำกัดตามใบอนุญาตให้ใช้และครอบครองสารกัมมันตรังสี เพื่อป้องกันบุคคลต่อการเสี่ยง รับรังสีหรือสารกัมมันตรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

พื้นที่ restricted area ไม่รวมพื้นที่สำนักงาน แต่ห้องแยกเก็บรังสีในอาคาร สำนักงานใช้เป็น restricted area ได้

Controlled Area (บริเวณควบคุมทางรังสี) เป็นบริเวณนอกเหนือ restricted area แต่อยู่ในขอบเขตกำกับดูแลตามใบอนุญาตให้ใช้และครอบครอง สารกัมมันตรังสี เป็นบริเวณที่มีอัตรารังสีไม่เกิน 0.02 mSv/hr

Radiation Area (บริเวณรังสี) เป็นบริเวณที่มีรังสีที่อาจทำให้บุคคลได้รับรังสีเกิน 0.05 –1 mSv/hr ต่อชั่วโมงที่ระยะ 30 ซ.ม.ห่างจากผิวของต้นกำเนิดรังสีที่แผ่ทะลุออกมา

High Radiation Area (บริเวณรังสีสูง) เป็นบริเวณที่มีรังสีที่อาจทำให้บุคคลได้รับรังสีเกิน 1- 50 mSv/hr ต่อชั่วโมงที่ระยะ 30 ซ.ม.ห่างจากผิวของต้นกำเนิดรังสีที่แผ่ทะลุออกมา

Very High Radiation Area (บริเวณรังสีสูงมาก)เป็นบริเวณที่มีรังสีที่อาจทำให้บุคคลได้รับรังสีเกิน 5 Sv/hr ต่อชั่วโมงที่ระยะ 1 เมตรจากผิวของต้นกำเนิดรังสีที่แผ่ทะลุออกมา

- ผลของรังสีต่อร่างกาย

ร่างกายของสิ่งมีชีวิตโดยเฉพาะมนุษย์และสัตว์จะประกอบด้วยส่วนสำคัญ คือ น้ำ ประมาณ 75% สารอินทรีย์และสารอนินทรีย์ประมาณ 25% ของน้ำหนักร่างกาย เมื่อร่างกายได้รับรังสีประเภทก่อให้เกิดไอออน เช่น รังสีแกมมา หรือเอกซเรย์ จะไปทำให้โมเลกุล เช่น ของน้ำเปลี่ยนแปลงอนุมูลต่างๆ ที่เกิดขึ้นมักมีคุณสมบัติไวต่อการทำปฏิกิริยาเคมีกับสารประกอบอื่นๆ จึงสามารถก่อให้เกิดความเสียหายต่อเซลล์ของร่างกายได้ สำหรับโมเลกุลของสารประกอบประเภทสารอินทรีย์ และสารอนินทรีย์ ก็จะเกิดการแยกตัวเป็นอนุมูลอิสระ และสามารถสร้างความเสียหายต่อเซลล์ร่างกายได้เช่นกัน

ผลของรังสีต่อเนื้อเยื่อและอวัยวะ

เมื่อโมเลกุลและเซลล์ได้รับความเสียหาย ก็จะส่งผลให้เกิดการบาดเจ็บของเนื้อเยื่อและอวัยวะก่อให้เกิดอาการต่างๆ อาการจากการได้รับรังสีไม่มีลักษณะเฉพาะตัว จะไม่สามารถบอกได้ว่าผู้ป่วยได้รับรังสีหากดูจากอาการเพียงอย่างเดียว ต้องอาศัยการซักประวัติร่วมด้วย รังสีมีผลต่อเนื้อเยื่อและอวัยวะต่างๆดังนี้

ระบบเลือด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ปริมาณเม็ดเลือดขาวจะลดลงแม้จะได้รับรังสีเพียง 0.1 เกรย์ ในขณะที่ต้องได้รับปริมาณรังสีมากกว่า 0.5 เกรย์เพื่อที่จะให้เม็ดเลือดแดงและเกล็ดเลือดลดลง และจะใช้เวลา 2-3 อาทิตย์ จนถึงหลายเดือน ขึ้นกับปริมาณรังสีที่ได้รับ ในการที่จะให้เม็ดเลือดกลับมีปริมาณเท่าเดิม การลดลงของเม็ดเลือดก่อให้เกิดอาการต่างๆ เช่น การลดลงของเม็ดเลือดแดงจะทำให้เกิดการอ่อนเพลียและโลหิตจาง การลดลงของเม็ดเลือดขาวจะทำให้ร่างกายติดเชื้อได้ง่าย และการลดลงของเกล็ดเลือดอาจทำให้เกิดอาการเลือดไหลไม่หยุด

ผิวหนัง

ความรุนแรงของอาการหลังการได้รับรังสี จะคล้ายกับการบาดเจ็บที่เกิดจากถูกไฟลวก อาการเฉียบพลันที่อาจเกิดกับผิวหนังหลังจากได้รับรังสีได้แก่ ผิวแดง ลอก อักเสบ พุพอง อาการเรื้อรัง ได้แก่ ผิวบาง พังผืด แผลเป็น สีผิวเข้มหรือจางลง นอกจากนี้บริเวณรากผมเป็นบริเวณที่ไวต่อรังสีรังสี ปริมาณปานกลางจะสามารถทำให้ผมหรือขนร่วงชั่วคราว

ระบบทางเดินอาหาร

ระบบทางเดินอาหารประกอบด้วย ปาก หลอดอาหาร กระเพาะ ลำไส้เล็ก ลำไส้ใหญ่ และทวารหนัก โดยลำไส้เล็กจะเป็นส่วนที่ไวต่อรังสีที่สุด รังสีจะทำให้เกิดการอักเสบกับเยื่อบุในทางเดินอาหารเนื้อเยื่อที่ได้รับรังสีปริมาณปานกลางจะสามารถหายจากอาการที่เป็นได้ ในขณะที่ปริมาณรังสีสูงๆจะทำให้เกิดการฝ่อ พังผืด อุดตัน หรือเป็นแผล นำไปสู่การเสียชีวิตได้

ระบบสืบพันธุ์

เพศชาย

หมันถาวรอาจเกิดขึ้นหลังได้รับรังสี 5-6 เกรย์ ในขณะที่ปริมาณรังสี 2.5 เกรย์ก่อให้เกิดหมันชั่วคราว (ประมาณ 12 เดือน)

เพศหญิง

โดยทั่วไปการเป็นหมันในเพศหญิงจะต้องเกิดจากการได้รับรังสีสูงกว่า 6.25 เกรย์ สิ่งที่ต่างจากการเป็นหมันในเพศชาย ได้แก่ รังสีไม่ก่อให้เกิดอาการหมดสมรรถภาพในเพศชาย ในขณะที่การเป็นหมันจากรังสีก่อให้เกิดอาการหมดประจำเดือนในเพศหญิง ซึ่งจะมีผลต่อลักษณะของระบบสืบพันธุ์ในเพศหญิง

ตา

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รังสีอาจทำลายเลนส์ตาซึ่งเป็นสาเหตุให้เกิดต้อกระจก ปริมาณรังสีปานกลาง (2 เกรย์) จะทำให้เกิดต้อกระจกในผู้ที่ได้รับรังสีบางท่าน ผู้ที่ได้รับรังสีที่ตามากกว่า 7 เกรย์ทุกคนจะมีอาการของต้อกระจก ต้อกระจกจะปรากฏให้เห็นหลังจากได้รับรังสีไปแล้ว 1-30 ปี

ระบบหัวใจและเส้นเลือด

เส้นเลือด

เส้นเลือดที่ถูกทำลายอาจเกิดการอุดตัน การอุดตันของเส้นเลือดอาจก่อให้เกิดผลร้ายต่ออวัยวะต่างๆ เนื่องจากเส้นเลือดทำหน้าที่เป็นทางผ่านของเม็ดเลือดแดง ซึ่งขนส่งอาหารและออกซิเจนไปให้กับอวัยวะต่างๆของร่างกาย การอุดตันอาจทำให้เนื้อเยื่อนั้นๆได้รับความเสียหาย ความสามารถในการทำงานลดลง โดยเฉพาะหากไปเกิดในอวัยวะที่มีความสำคัญมาก เช่น หัวใจ สมอง อาจมีผลให้ถึงตายได้ในที่สุด

หัวใจ

ปริมาณรังสีประมาณ 40 เกรย์ซึ่งใช้ในการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งจะก่อให้เกิดหัวใจและเยื่อหุ้มหัวใจอักเสบ และอุบัติการเกิดในผู้ป่วยจะมากขึ้นเมื่อปริมาณรังสีเพิ่มขึ้น

กระดูกและกระดูกอ่อน

แม้ว่ากระดูกและกระดูกอ่อนในผู้ใหญ่จะทนต่อรังสี กระดูกและกระดูกอ่อนในเด็กซึ่งกำลังเจริญเติบโตจะไวต่อรังสี ปริมาณรังสี 20 เกรย์อาจทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงในกระดูกของเด็กที่มีอายุต่ำกว่า 2 ขวบ โดยอาจทำให้รูปร่างและขนาดของกระดูกเสียไปหรืองอบิดเบี้ยว อุบัติการของความผิดปกติจะลดลง ถ้าปริมาณรังสีลดลง และอายุเด็กมากขึ้น

ระบบทางเดินหายใจ

รังสีอาจทำให้ปอดเกิดการอักเสบ แต่จะกลับคืนเป็นปกติได้ถ้าปริมาณรังสีไม่สูง ปริมาณรังสีสูงๆ อาจทำให้เกิดพังผืด ซึ่งอาจมีผลให้ถึงเสียชีวิตได้ พบว่าหากปอดทั้ง 2 ข้าง ได้รับปริมาณรังสีสูงถึง 25 เกรย์จะทำให้เกิดพังผืดใน 8% ของผู้ป่วย และหากปริมาณรังสีเพิ่มเป็น 30 เกรย์ ก็จะพบอาการใน 50% ของผู้ป่วย อาการที่พบขึ้นกับปริมาตรของเนื้อเยื่อที่ได้รับรังสี การที่ปอดเพียงข้างเดียวได้รับรังสีจะทำให้ผู้ป่วยทนต่อรังสีได้มากกว่าการที่ปอดทั้ง 2 ข้างได้รับรังสี เพราะถึงแม้ว่าปอดข้างที่ได้รับรังสีจะทำงานไม่สะดวกปอดข้างที่ไม่ได้รับรังสีจะสามารถช่วยทำงานทดแทนได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตับ

ปริมาณรังสี 35-45 เกรย์ซึ่งใช้ในการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งอาจก่อให้เกิดตับอักเสบหรือตับแข็ง ซึ่งอาจส่งผลให้มีการตับวายหรือดีซ่าน และเช่นเดียวกับปอด ปริมาตรของเนื้อเยื่อที่ได้รับรังสีมีผลต่อการเกิดอาการ

ระบบทางเดินปัสสาวะ

ถ้าไตทั้ง 2 ข้างได้รับรังสีสูงกว่า 26 เกรย์ คนไข้อาจถึงตายได้ภายใน 5 อาทิตย์ และเช่นเดียวกับปอดและตับ ปริมาตรของเนื้อเยื่อที่ได้รับรังสีมีบทบาทสำคัญต่ออาการ ถ้า 1/3 ของไตถูกกำบังไม่ให้ได้รับรังสี ก็จะลดอาการไตวายลงได้ โดยไตข้างที่ไม่ได้รับรังสีจะสามารถทำงานทดแทนไตข้างที่ได้รับรังสีได้อาการที่เกิดจากไตได้รับรังสีจะไม่เหมือนเนื้อเยื่อส่วนใหญ่ที่จะแสดงอาการภายในหนึ่งเดือนหลังจากได้รับรังสี ไตจะแสดงอาการหลังจากได้รับรังสีไปแล้วอย่างน้อย 1 ปี

ระบบประสาทส่วนกลาง

ระบบประสาทส่วนกลางประกอบด้วยสมองและไขสันหลัง โดยทั่วไปเซลล์ในระบบนี้ค่อนข้างทนต่อรังสี ปริมาณรังสี 50 เกรย์ซึ่งใช้ในรังสีรักษาอาจก่อให้เกิดความเสียหายของสมอง ส่วนความเสียหายที่จะเกิดกับไขสันหลังขึ้นกับปริมาตรและบริเวณที่ได้รับรังสี ไขสันหลังบริเวณคอและอกจะไวต่อรังสีมากกว่าบริเวณสะโพก หากบริเวณที่ได้รับรังสีแคบ อาจต้องได้รับรังสีสูงกว่า 50 เกรย์ จึงจะพบอาการอักเสบของเนื้อเยื่อ ในขณะที่รังสีที่ต่ำกว่า 50 เกรย์สามารถทำให้เกิดอาการได้เช่นเดียวกันหากบริเวณของเนื้อเยื่อที่ได้รับรังสีกว้าง อาการที่ได้กล่าวข้างต้นเป็นอาการที่เกิดในแต่ละอวัยวะเมื่อได้รับรังสีเฉพาะที่ หากทั่วร่างได้รับรังสีร่างกายจะทนต่อรังสีได้น้อยลง และจะก่อให้เกิดกลุ่มอาการต่างๆซึ่งเป็นผลจากการเสียหายของหลายๆอวัยวะร่วมกัน

การได้รับรังสีทั่วร่างกาย

ในผู้ใหญ่

ข้อมูลที่ได้จากการใช้ระเบิดปรมาณูในสงครามโลกครั้งที่ 2 อุบัติเหตุทางนิวเคลียร์ การทดสอบกับสัตว์ทดลอง และการใช้รังสีทางการแพทย์ ทำให้สามารถแบ่งกลุ่มอาการจากการได้รับรังสีทั่วร่างออกได้เป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มอาการทางระบบเลือด กลุ่มอาการทางระบบทางเดินอาหาร และกลุ่มอาการทางระบบประสาทส่วนกลาง โดยกลุ่มอาการเหล่านี้จะปรากฏเมื่อการได้รับรังสีอยู่ภายใต้เงื่อนไข 3 ประการดังนี้

1. ได้รับรังสีภายในระยะเวลาสั้นๆ (นาที)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. ทั่วร่างได้รับรังสี

3. ต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายนอกร่างกาย และรังสีเป็นชนิดที่มีอำนาจทะลุทะลวงสูง

การได้รับรังสีทั่วร่างกาย

โดยไม่ว่าจะเป็นกลุ่มอาการใดจะแสดงอาการออกมาเป็น 3 ระยะ ได้แก่

1. ระยะเริ่มต้น อาการที่จะแสดงออกมา ได้แก่ คลื่นไส้ อาเจียร ท้องเสีย

2. ระยะแอบแฝง ระยะนี้ผู้ป่วยจะไม่แสดงอาการอะไรออกมา

3. ระยะแสดงอาการ อาการป่วยที่ปรากฏจะสะท้อนอวัยวะที่ได้รับความเสียหาย

ผลของรังสีระยะยาว

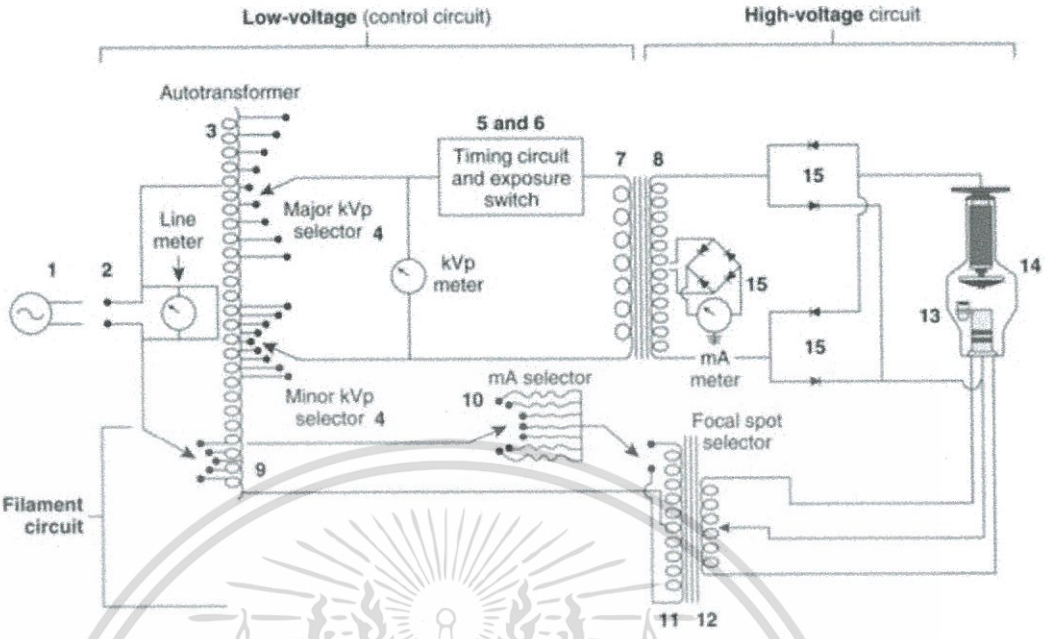
1. การเกิดมะเร็ง รังสีจะทำให้อุบัติการของการเกิดโรคมะเร็งสูงขึ้น แต่ไม่เพิ่มความรุนแรงของอาการที่อาจเกิดขึ้น ซึ่งต่างจากอันตรายที่เกิดกับอวัยวะต่างๆ ที่ได้กล่าวมาแล้ว ความเสียหายซึ่งเกิดกับอวัยวะต่างๆต้องการปริมาณรังสีระดับหนึ่งก่อน จึงจะก่อให้เกิดอันตรายกับอวัยวะนั้นๆ ปริมาณรังสีที่ต่ำกว่านั้นจะไม่ก่อให้เกิดอาการ และปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจะทำให้ความรุนแรงของอาการเพิ่มขึ้นจากการติดตามผู้ได้รับรังสีจากระเบิดปรมาณูในสงครามโลกครั้งที่ 2 พบว่ามีอุบัติการของมะเร็งในผู้ที่ได้รับรังสี 4687 ราย ในขณะที่มีอุบัติการณ์ของมะเร็งในผู้ป่วยที่ไม่ได้รับรังสี 4306 (ตารางที่ 5) โดยพบว่าผู้ที่เป็นมะเร็งจะตรวจพบมะเร็งหลังจากได้รับรังสีประมาณ 20-30 ปี ส่วนมะเร็งเม็ดเลือดขาวใช้เวลาประมาณ 7-12 ปี

2. อายุสั้น การศึกษาในสัตว์ทดลองพบว่าสัตว์ที่ได้รับรังสีจะมีอายุสั้นกว่าสัตว์ที่ไม่ได้รับรังสี

2.3 X-ray circuit

x-ray circuit ประกอบด้วย 3 ส่วนหลักคือ low-voltage circuit, filament circuit และ high-voltage circuit ซึ่งแต่ละส่วนจะมีหม้อแปลงเฉพาะ ดังรูปที่ 2.9

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ *2.9* แสดงส่วนประกอบหลักของ *x-ray circuit* ทั้ง 3 ส่วน *[20]*

2.3.1 Low voltage circuit

คือ วงจรแรงดันไฟต่ำ เป็นวงจรย่อยระหว่างแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับ (AC) (ตรงหมายเลข 1) กับด้าน primary (input) ของหม้อแปลงไฟฟ้าแรงสูง (step-up) (ตรงหมายเลข 7) ระหว่างแหล่งจ่ายไฟกระแสสลับกับหม้อแปลงไฟฟ้าแรงดันสูงจะมีอุปกรณ์ต่างๆ ซึ่งอยู่ภายใน control console ส่วนใหญ่จะเป็น exposure techniques เช่น peak (kilovolts peak; kVp.), milliamperes (mA) และ exposure time ซึ่งประกอบด้วย สวิตช์หลัก (ตรงหมายเลข 2), ตัวแปลงอัตโนมัติ (ตรงหมายเลข 3), kVp. selectors (ตรงหมายเลข 4), exposure switch (ตรงหมายเลข 5) และ exposure timer (ตรงหมายเลข 6)

2.3.2 Filament Circuit

เป็นวงจรที่แบ่งเป็น 2 ส่วนโดย หม้อแปลงไฟฟ้าแบบ step down (หมายเลข 11 และ 12) ในส่วน primary ของ filament circuit เพื่อช่วยส่งกระแสไฟฟ้าแรงดันต่ำเพื่อสร้างความร้อนให้กับ filament ที่ x-ray tube เพื่อให้ electrons หลุดออกมา filament circuit จะทำงานทุกครั้งที่มีการปรับ mA บน generator

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

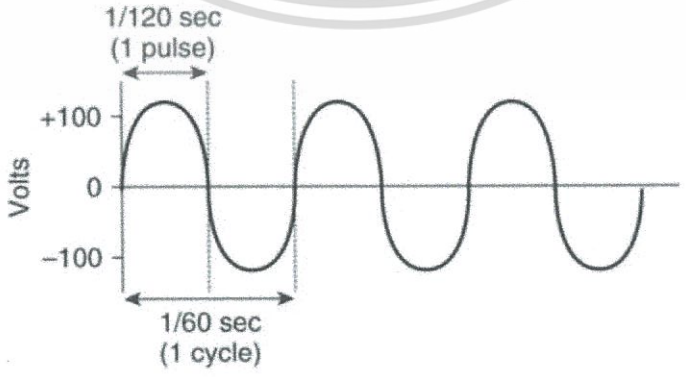
2.3.3 High-voltage Circuit

วงจรนี้เริ่มและจบลงในส่วนของ secondary ของ step-up transformer (หมายเลข 8) รวมทั้ง x-ray tube (หมายเลข 14) และ rectifier unit (หมายเลข 15) กระแสไฟฟ้าจะไหลเข้ามาในวงจรเฉพาะตอนที่ปล่อยรังสี วงจรในส่วนนี้จะเป็นส่วนที่อันตรายเนื่องจากเป็นส่วน high voltage สายไฟในส่วนของ high voltage จะมีความหนามากและมีความเป็นฉนวนสูง

2.3.4 Rectification

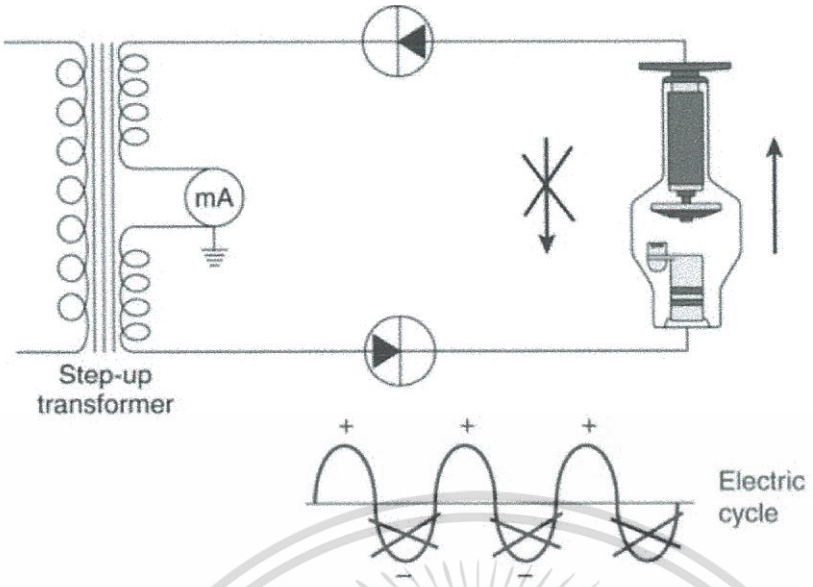
วัตถุประสงค์หลักของ rectifier unit (หมายเลข 15) เป็นการเปลี่ยนไฟฟ้ากระแสสลับ (AC) เป็นไฟฟ้ากระแสตรง (DC) เป็นกระบวนการเพื่อเตรียมกระแสสำหรับการผลิตรังสีเอกซ์ ในตัวอย่างนี้กระแสจะไหลไปทางขวา ประเภทของ rectifiers จะมี 3 แบบ self-rectification, half-wave rectification และ full-wave rectification โดยแบบ self-rectification ไม่สามารถแก้ไขปัญหาได้และมีอายุการใช้งานที่สั้น ส่วน half และ full wave จะอธิบายต่อไป

Half-Wave Rectification เมื่อไฟฟ้ากระแสสลับไหลผ่านสายไฟทองแดงจะมีลักษณะเป็น sine wave เป็นพัลจากบวกถึงลบ ด้วยอัตรา 50 Hz ตามกระแสไฟบ้านของประเทศไทย ดังรูปที่ 2.10 โดย rectifier จะแปลงกระแสไฟฟ้าจาก AC เป็น DC โดยใช้ diode เพื่อให้กระแสไฟฟ้าไปในทิศทางเดียว half-wave rectification จะใช้ diode 2 ตัว ทำให้กระแสที่เป็นบวกสามารถผ่านไปได้ ส่วนที่เป็นลบไม่สามารถผ่านได้ ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2. 10 ไฟฟ้ากระแสสลับเมื่อผ่านสายทองแดงมีลักษณะเป็น *sine wave [20]*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2. 11 แสดง half-wave rectification จะใช้ diode 2 ตัว ทำให้กระแสที่เป็นบวกสามารถผ่านไปได้ ส่วนที่เป็นลบไม่สามารถผ่านได้ *[20]*

Full-Wave Rectification มีการใช้ *diode 4* ตัวในวงจร เพื่อเป็นการ *redirected* ขณะที่กระแสไฟฟ้าส่วนที่เป็นลบผ่าน จะทำให้สามรถไหลไปในทิศทางเดียวกับอีกครึ่งทางบวกได้ เรียกกระบวนการนี้ว่า *full-wave rectification* ซึ่งใช้ในกระบวนการสร้างรังสีเอกซ์ แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.12 โดยพัลส์ของรังสีเอกซ์ที่ออกมาจะเป็นแบบ *full-wave rectified* ที่ความถี่ 100 ครั้งต่อวินาที เปรียบเทียบกับแบบ *half-wave rectification* ที่ความถี่ 50 ครั้งต่อวินาที คิดเป็น 2 เท่าของรังสีเอกซ์ที่จะออกมา รูปคลื่นแบบ *full-wave rectified* แสดงให้เห็นในรูปที่ 2.13

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

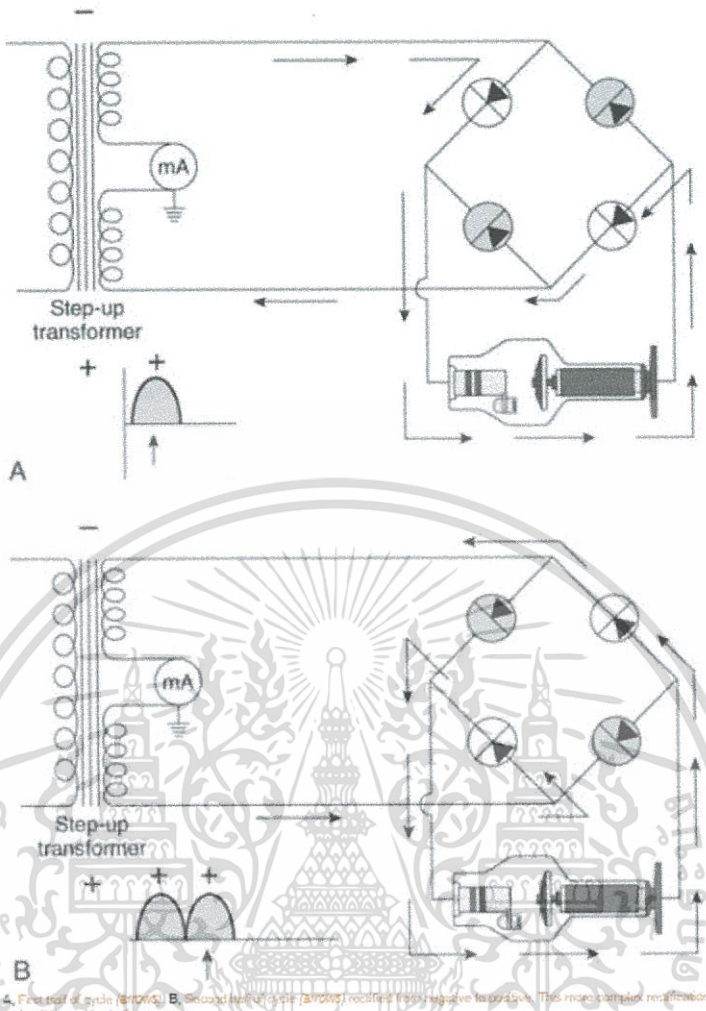


FIG. 6-8 Full-wave rectification. A, First half of cycle (arrows). B, Second half of cycle (arrows) rectified from negative to positive. This more complex rectification unit mechanically moves the negative pulse above the line, changing it to positive in the process.

รูปที่ *2.12* *Full-wave rectification* รูป *A* แสดงการทำงานครึ่ง *cycle* ตามแนวลูกศร รูป *B* ครึ่ง *cycle* ที่สองจากกระแสไฟฟ้าส่วนที่เป็นลบ *[20]*

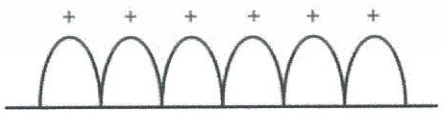


FIG. 6-9 Full-wave rectification voltage waveform produces 120 impulses (x-rays) per second compared to 60 impulses in half-wave rectification.

รูปที่ *2.13* แสดง *Full-wave rectification* ที่มีพัลส์ 100 พัลส์ต่อ 1 วินาที *[20]*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการปรับเครื่องเอกซเรย์

2.4.1 กิโลโวลท์เตจสูงสุด (kilovoltage peak : kVp.)

- kVp. เป็นค่าของกิโลโวลท์สูงสุด (peak) หรือ ความต่างศักย์ระหว่างขั้วหลอดเอกซเรย์ ที่เกิดระหว่างการผลิตรังสีเอกซ์ของหลอดเอกซเรย์ กราฟของค่ากิโลโวลท์สูงสุดแสดงให้เห็นดังรูปที่ 2.14

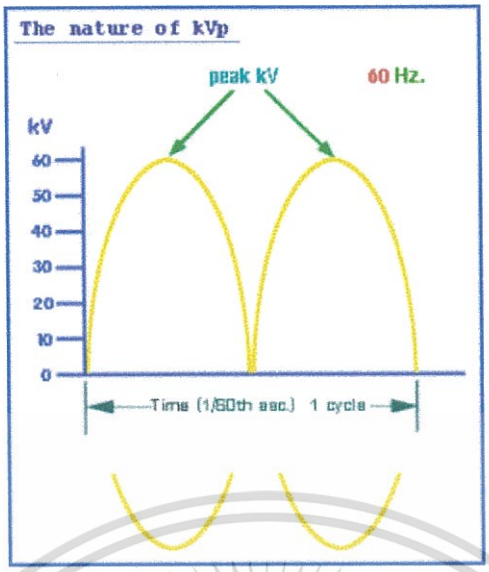
- ค่าของ kVp.. ได้จากการตั้งค่าที่แผงควบคุมเครื่อง

- ลำรังสีเอกซ์ไม่เป็นเนื้อเดียวกัน (heterogeneous) คือลำรังสีเอกซ์มีพลังงานแตกต่างกันหลายค่า

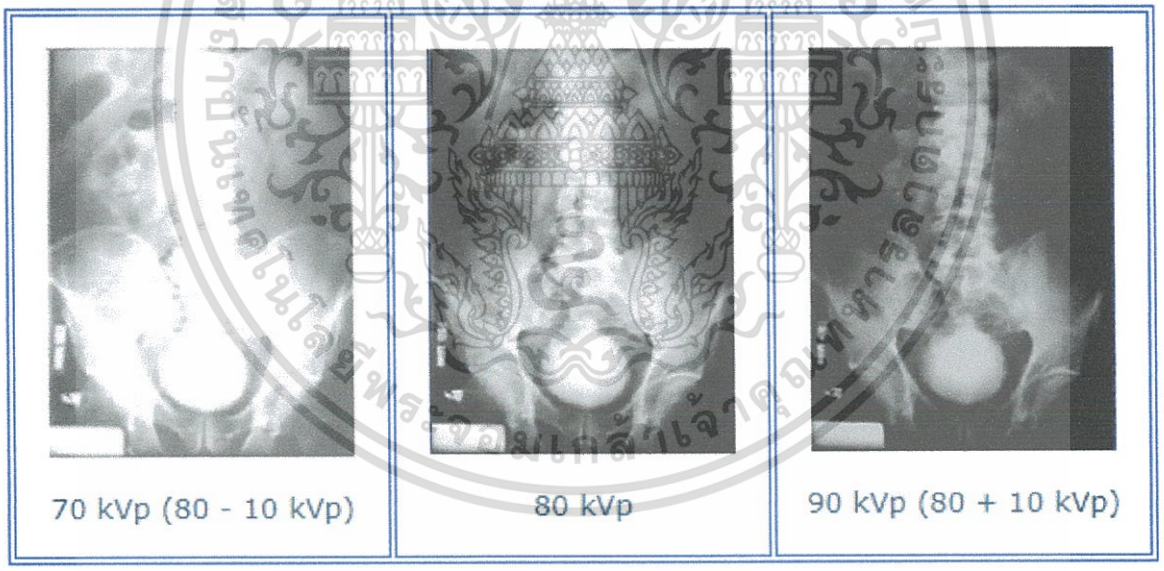
การปรับ kVp. จะมี 2 แบบคือ การปรับแบบ Major kVp. เป็นการปรับครั้งละ 10 kVp. และ Minor kVp. เป็นการปรับศักย์ไฟฟ้าครั้งละ 1-2 kVp.

ผลการปรับค่า kVp.. การปรับค่า kVp.. จะส่งผลทำให้ความเข้มรังสีและพลังงานรังสีเอ็กซ์เปลี่ยนแปลงซึ่งมีผลต่อ ภาพคือ ถ้าปรับเปลี่ยน kVp.. เพิ่มขึ้นจะทำให้ภาพเอกซเรย์มีความเข้ม(ดำ)มากขึ้นและทำให้ความเปรียบต่างของภาพ (Contrast) มีลักษณะ Long scale contrast มากขึ้น การปรับค่า kVp.. สูงๆ เหมาะสำหรับ การถ่ายภาพอวัยวะที่มีความหนามากๆ เช่นกระดูกสันหลัง เป็นต้น การใช้ kVp.. สูงๆ จะทำให้เกิดรังสี กระเจิงมากซึ่งจะทำให้ภาพมีลักษณะเป็นจุดฝ้าๆ ขุ่นมัว (fog image) ภาพไม่คมชัด ดังตัวอย่างภาพการถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ค่า kVp.. ต่างกัน ในรูปที่ 2.15 ดังนั้นการ เอกซเรย์อวัยวะที่หนาๆและต้องใช้ kVp.. สูงๆ มักจะใช้ร่วมกับอุปกรณ์ตัดรังสีกระเจิงที่เรียกว่า Antiscatter grid (หรือ Bucky) เพื่อตัดรังสีกระเจิงออกก่อนจะถึงฟิล์ม

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ *2.14* แสดงกราฟค่ากิโลโวลท์สูงสุดของเอกซเรย์ที่ *60 kVp.* ของเครื่องเอกซเรย์ชนิดเฟสเดียว *[1]*



รูปที่ *2.15* อย่างภาพการถ่ายภาพเอกซเรย์ที่ค่า *kVp.*. ต่างกัน *[1]*

2.4.2 กระแสที่ผ่านหลอดเอกซเรย์ (mA)

ผลการให้ค่า mA การปรับเปลี่ยนค่า mA.คือการเปลี่ยนแปลงปริมาณกระแสไฟฟ้าที่ผ่านหลอดเอกซเรย์มากขึ้นหรือน้อยลงซึ่งจะส่งผลต่อความเข้มรังสี(ปริมาณรังสี)โดยตรง นั่นคือถ้าให้ mA. สูงๆ ก็จะให้ปริมาณรังสีออกมามาก ส่งผลให้ฟิล์มมีความดำมากขึ้น ถ้าให้ mA. น้อยก็จะทำให้ฟิล์มได้รับรังสีน้อยตามไปด้วยภาพฟิล์มก็จะมีความเข้ม(ดำ)น้อยกว่า [9]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.4.3 เครื่องตั้งเวลา (Timer)

โดยทั่วไปมักเรียกว่าการปรับ sec. เป็นส่วนที่ควบคุมเวลาในการให้รังสีเอ็กซ์

ผลการปรับเปลี่ยนเวลาให้รังสีเอ็กซ์ ปุ่มควบคุมเวลาปล่อยรังสีเอ็กซ์ที่เครื่องเอกซเรย์นั้นจะเป็นปุ่มที่ตั้งเวลาในหน่วยวินาทีอาจเริ่มจาก 0.01 วินาที ไปจนถึง 5 วินาที ถ้าใช้เวลามากก็จะทำให้ปริมาณรังสีที่ไปกระทบฟิล์มมาก ผลคือฟิล์มมีความดำมาก ถ้าให้เวลาการถ่ายรังสีน้อย(สั้น) ก็ทำให้ฟิล์มได้รับปริมาณรังสีน้อยส่งผลให้ฟิล์มมีความเข้มน้อยตามไปด้วย

บางครั้งเครื่องเอกซเรย์ออกแบบให้ปรับค่า mAs (คือค่าผลคูณระหว่าง mA. กับ sec. หรืออาจ มีปุ่มปรับความดำแบบอัตโนมัติที่เรียกว่า AEC(Automatic Exposure Control) ซึ่งจะช่วยให้ผู้ใช้งานเครื่องสะดวกยิ่งขึ้น โดยปรับตั้งค่าแต่ค่า kVp เพียงค่าเดียว เครื่องจะทำการปรับค่า mAs. ให้อัตโนมัติ ตามความหนาของผู้ป่วยโดยมี electronics sensor (Ionization chamber) ฝังไว้ที่หน้าถาดรับฟิล์ม เมื่อปริมาณรังสีเอ็กซ์ตกกระทบเพียงพอแล้วก็จะหยุดให้รังสีเอ็กซ์ซึ่งมักจะปรับเปลี่ยนเวลาโดยอัตโนมัติบางครั้งนิยมเรียกว่า Auto timer [9]

2.5 การสอบเทียบเครื่องเอกซเรย์

2.5.1 ความสำคัญของการสอบเทียบ

เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์เป็นเครื่องมือทางการแพทย์ที่นอกจากจะใช้ในงานรังสีวินิจฉัยแล้วยังใช้ในการรักษาด้วย การใช้ประโยชน์จากอุปกรณ์เหล่านี้ต้องมีความระมัดระวังเพื่อควบคุมอันตรายจากรังสีที่อาจเกิดขึ้นได้หากไม่ได้รับการตรวจสอบการทำงานของเครื่องการสอบเทียบอย่างสม่ำเสมอ เพื่อความถูกต้องแม่นยำของเครื่อง เพื่อความปลอดภัยของผู้ใช้งาน ทั้งผู้ที่ได้รับการรักษาหรือวินิจฉัย และผู้ที่ให้บริการ

และเนื่องจากในประเทศไทยมีการบังคับใช้ตามพระราชบัญญัติพลังงานนิวเคลียร์พื่อสันติ ปีพ.ศ.2559 กำหนดให้ผู้ครอบครองหรือใช้เครื่องกำเนิดรังสีทางการแพทย์ทุกรายจำเป็นต้องมีการตรวจประเมินความปลอดภัยด้านคุณภาพของเครื่องกำเนิดรังสีทางการแพทย์ และในปัจจุบันมีเพียงกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์เพียงหน่วยงานเดียวที่สามรถตรวจประเมินได้ แต่เนื่องจากจำนวนเครื่องกำเนิดรังสีที่ติดตั้งอยู่ในสถานพยาบาลมีมากกว่า 7,000 สถานที่ทั่วประเทศ ทำให้การบริการตรวจประเมินความปลอดภัยของ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

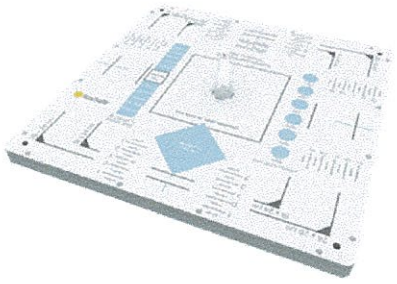
กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ต้องใช้เวลาในการรอนาน จนไม่สามารถตอบสนองความต้องการของสถานพยาบาลได้ครบถ้วน

2.5.2 เทคนิคที่ใช้ในการวัด

โดยการวัดพารามิเตอร์ต่างๆ ของเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปกองวิศวกรรมชีวการแพทย์กำหนดให้มีขอบเขตในการวัดค่าต่างๆ ดังนี้

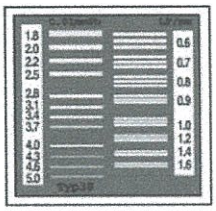
- ค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของค่า kV
- ค่าความแม่นยำ (Accuracy) ของค่า kV
- ค่าความแม่นยำ(Accuracy) ของค่าเวลา (sec)
- ค่าความเที่ยงตรง (Reproducibility) ของเครื่องตั้งเวลา
- ค่า Radiation output
- การสอบเทียบความเป็นเชิงเส้น (Linearity)

โดยในการวัดค่าพารามิเตอร์ต่างๆ จะมีอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดสำเร็จรูป ยกตัวอย่าง เช่น การวัดค่าของ kV เวลา radiation output ตัวอุปกรณ์ที่วัดจะมี detector เมื่อรับรังสีเอกซ์แล้วจะแสดงค่าของปริมาณรังสี เวลา และความต่างศักย์ ออกมาเป็นตัวเลข นอกจากพารามิเตอร์ที่ทางกองวิศวกรรมชีวการแพทย์กำหนดแล้วยังมีการวัดพารามิเตอร์อื่นๆอีกเช่น การใช้ Radiography phantom ดังรูปที่ 2.16 ในการวัด Center ray และ field of view ของรังสีที่ปล่อยออกมา การใช้ x-ray test pattern ดังรูปที่ 2.17 ในการวัด resolution ของรังสีที่ออกมาจะวัดออกมาในหน่วย LP/mm และในการวัดความเป็น Linearity จะใช้ Step wedge ในการวัดดังรูปที่ 2.18

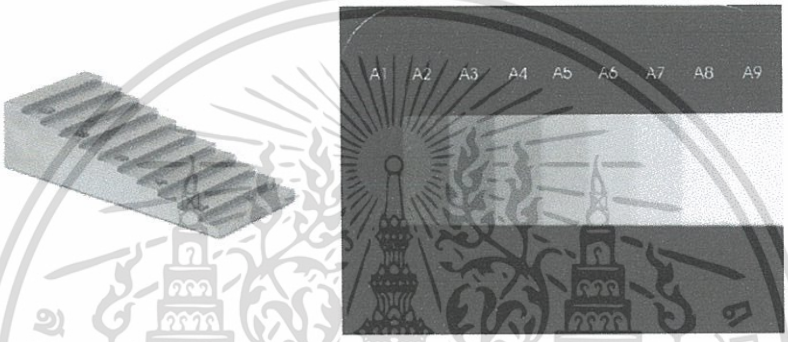


รูปที่ 2.16 ตัวอย่าง Radiography phantom [2]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ *2.17* ตัวอย่าง *x-ray test pattern [2]*



รูปที่ *2.18* ตัวอย่าง *Step wedge* และผลที่ได้จากการเอกซเรย์ *[2]*

2.6 สารเรืองแสงจากการกระตุ้นด้วยรังสี (Photo- Stimulable Phosphor)

โดยทั่วไปวัสดุชนิดนี้ เรียกว่า วัตถุเรืองแสง (fluorescent substances) มีลักษณะเป็นผง ซึ่งสามารถเปล่งแสงออกมาได้ เมื่อถูกกระตุ้นบางอย่าง เช่น รังสี แสงที่เปล่งออกมาจะหมดลงทันทีที่หยุดการกระตุ้น ปรากฏการณ์นี้ เรียกว่า "fluorescence" สารเรืองแสงบางชนิด ยังเปล่งแสงออกมาได้ เมื่อหยุดการกระตุ้นแล้ว ซึ่งเรียกว่า "phosphorescence" ส่วนคำว่า "Luminescence" เป็นคำรวมที่ใช้เรียกปรากฏการณ์ในการเปล่งแสงทั้งสองแบบ

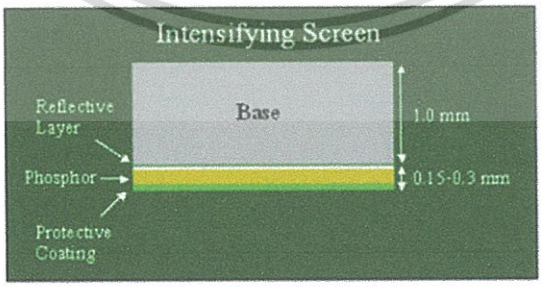
ในการพัฒนาสารเรืองแสง หรือ phosphor นั้น มีการพิจารณาคุณสมบัติในการเรืองแสง (luminescence) ทั้งแบบ fluorescence และแบบ phosphorescence เพื่อให้มีความเหมาะสมกับงานแต่ละประเภท มีการศึกษาวิจัย ทั้งการปรับสัดส่วนองค์ประกอบของสารเรืองแสง และขั้นตอนในกระบวนการผลิต สารเรืองแสงที่ใช้ในการผลิต มีคุณสมบัติในการเรืองแสงจากการกระตุ้นด้วยรังสี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

(photo stimulated luminescence, *PSL*) ซึ่งแตกต่างจาก fluorescent และ phosphorescent ปรากฏการณ์ของ PSL ค้นพบโดย Becquerel นักวิทยาศาสตร์ชาวฝรั่งเศส ตอนกลางศตวรรษที่ 19 ซึ่งเป็นปรากฏการณ์ที่ วัตถุถูกกระตุ้นครั้งแรกด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูง เช่น รังสี และจะเปล่งแสงออกมา เมื่อถูกกระตุ้นครั้งที่สอง ด้วยคลื่นที่มีความยาวคลื่นมากขึ้น ปรากฏการณ์ PSL ไม่ได้รับความสนใจ จนกระทั่งปลายสงครามโลกครั้งที่สอง มีการพัฒนาไปใช้ในการตรวจวัดรังสีอินฟราเรดของนักวิจัยในกองทัพญี่ปุ่น และใช้บันทึกภาพถ่ายด้วยรังสีในสหรัฐอเมริกา ในปี 1947 Imaging Plate จึงใช้บันทึกภาพจากรังสีเอ็กซ์ โดยใช้หลักการพื้นฐาน มาจากปรากฏการณ์ของ PSL ในการเก็บข้อมูลที่มาจากรังสี แล้วคายออกมาในรูปของแสง

Intensifying screen

intensifying screen คือแผ่นเรืองแสงในช่วงที่ตามองเห็นเมื่อถูกกระตุ้นด้วยเอกซเรย์ และเป็นแสงที่มีความไวต่อฟิล์มเอกซเรย์ ใช้ประกบกับฟิล์มเอกซเรย์แล้วบรรจุใน cassette ให้เป็นตัวรับภาพเอกซเรย์ แผ่นเรืองแสงมีโครงสร้างตามรูป 2.6 ซึ่งแสดงภาคตัดขวางของแผ่นเรืองแสง ประกอบด้วยชั้น screen base และชั้นphosphor ชั้น screen base มีความหนาประมาณ 1 mm ทำจากวัสดุทึบแสงแต่ยอมให้เอกซเรย์ผ่านได้ ในชั้นของ phosphor มีความหนาประมาณ 0.15- 0.3 mm ทำด้วยสารเรืองแสงเช่น calcium tungstate หรือสารประเภท rare earth เป็นต้น โดยที่ calcium tungstate เมื่อถูกกระตุ้นด้วยเอกซเรย์จะเปล่งแสงในช่วงสีน้ำเงิน ส่วน rare earth เมื่อถูกกระตุ้นด้วยเอกซเรย์จะเปล่งแสงสีเขียวและเหลือง ดังนั้น แผ่นเรืองแสงแต่ละชนิดจะเหมาะกับฟิล์มเอกซเรย์ชนิดหนึ่งเท่านั้น ชั้นของสารเรืองแสงจะยึดติดกับ screen base ด้วยชั้น reflective layer และเคลือบด้วยสารป้องกันไว้ด้านนอกสุดซึ่งจะช่วยให้ทำความสะอาดได้ง่ายด้วย



รูปที่ *2.19* ภาพตัดขวางของ intensifying screen แสดงโครงสร้างหลักของ intensifying screen [*4*]

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้กล่าวแล้วว่า ฟิล์มเอกซเรย์จะถูกประกบด้วยแผ่นเรืองแสง 2 แผ่น คือ แผ่นเรืองแสงด้านหน้า (front intensifying screen) และ แผ่นเรืองแสงด้านหลัง (back intensifying screen) ดูรูป 2.20 ประกอบ แผ่นเรืองแสงด้านหน้าหมายถึงด้านที่เอกซเรย์ตกกระทบ แผ่นเรืองแสงด้านหลังหมายถึงด้านที่เอกซเรย์ทะลุผ่านฟิล์มเอกซเรย์มาแล้วมาตกกระทบ ข้อดีของการใช้แผ่นเรืองแสงในการถ่ายภาพเอกซเรย์คือ ช่วยลดปริมาณเอกซเรย์ที่ใช้ได้อย่างมาก เช่น ในการถ่ายภาพเอกซเรย์ในส่วนของ pelvic ถ้าถ่ายด้วยฟิล์มเอกซเรย์โดยไม่ใช้แผ่นเรืองแสง เราจะต้องใช้ปริมาณเอกซเรย์เท่ากับ 6400 mR จึงได้ภาพเอกซเรย์ที่มีคุณภาพดี แต่เมื่อถ่ายภาพโดยใช้แผ่นเรืองแสงร่วมด้วย ปริมาณเอกซเรย์ที่ใช้ถ่ายภาพและได้ภาพที่มีคุณภาพดีเท่ากันจะ เหลือเพียง 200 mR ซึ่งลดลงประมาณ 32 เท่า แต่ข้อเสียของการใช้แผ่นเรืองแสงร่วมกับฟิล์มเอกซเรย์ในการถ่ายภาพคือ ความคมชัดของภาพจะลดลงเพราะเกิดการกระเจิงแสงที่ออกมาจากแผ่นเรืองแสงดังรูป 2.20

รูปที่ *2.20* ภาพตัดขวางขณะเอกซเรย์วิ่งผ่านฟิล์มเอกซเรย์ที่ประกอบด้วย intensifying screen *2* แผ่นด้านหน้า และด้านหลังทั้งหมดบรรจุใน cassette [*4*]

2.7 โฟโต้ทรานซิสเตอร์ (Photo Transistor)

โฟโต้ทรานซิสเตอร์ ทำหน้าที่คล้ายทรานซิสเตอร์รอยต่อคู่แบบ NPN มีขาคอลเลคเตอร์ (C) และขา อิมิตเตอร์ (E) เท่านั้น แต่ไม่มีขาเบส (B) และถูกแทนที่ด้วยบริเวณรับแสง เมื่อได้รับแสงในปริมาณมากพอ ทรานซิสเตอรจะเริ่มทำงาน และถ้าป้อนแรงดันที่ขา C และ E (หรือ VCE > 0) จะทำให้มีกระแสไหลจากขา C ไปยังขา E (เรียกว่า กระแสคอลเลคเตอร์) (Infrared phototransistor) ใช้รับแสงที่มีความยาวคลื่นในช่วง 750-1050 นาโนเมตร แต่ความ ยาวคลื่นที่เหมาะสมในการใช้งานจะอยู่ที่ประมาณ 900 นาโนเมตร โฟโต้ทรานซิสเตอร์ชนิดนี้มีลักษณะคล้าย ไดโอดเปล่งแสงขนาด 5 มิลลิเมตร แต่ถูกเคลือบด้วยวัสดุทึบแสงทำหน้าที่กรองแสงเฉพาะในช่วงคลื่น อินฟราเรดให้ผ่านเข้าไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ภายในได้มี 2 ขา คือ ขาคอลเลคเตอร์ (ขายาว) และ ขาอิมิตเตอร์ ปริมาณ กระแสคอลเลคเตอร์ที่ไหลจะขึ้นอยู่กับปริมาณแสงอินฟราเรดที่ได้รับ

รูปที่ 2.21 แสดงสัญลักษณ์ของโฟโต้ทรานซิสเตอร์ [6]

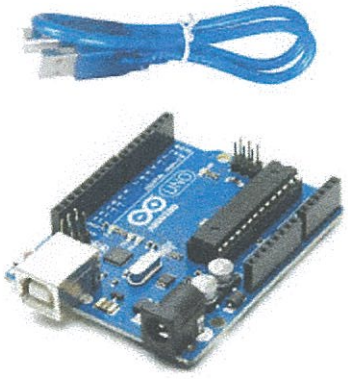
เนื่องจากโฟโต้ไดโอดให้ค่าการเปลี่ยนแปลงของกระแสต่อแสงต่ำ คืออยู่ในช่วง 1-10 ต A เท่านั้น ดังนั้นการใช้งานโฟโต้ไดโอดจึงต้องมีตัวขยายกระแสเพิ่มเติม ผู้ผลิตจึงหันมาใช้ทรานซิสเตอร์เป็นตัวขยายกระแสเพิ่มเติมอยู่ในตัวถังเดียวกัน ซึ่งเรียก ว่าโฟโต้ทรานซิสเตอร์ (Photo Transistor)

โฟโต้ทรานซิสเตอร์ (Photo Transistor) จะประกอบด้วยโฟโต้ไดโอดซึ่งจะต่ออยู่ระหว่างขาเบสกับคอลเลคเตอร์ ของทรานซิสเตอร์ ดังรูป 2 กระแสที่เกิดขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงของแสงจะถูกขยายด้วยทรานซิสเตอร์ (Transistor) ในการใช้งานโฟโต้ทรานซิสเตอร์ รอยต่อระหว่างเบส-อิมิตเตอร์ (Base-Emitter) จะต่อไบอัสกลับ (Reverse Bias) ที่รอยต่อนี้เองเป็นส่วนที่ทำให้เกิดการแปลงค่ากระแสที่ขึ้นอยู่กับความเข้มแสง

2.8 Arduino UNO

Arduino/Genuino Uno เป็นบอร์ดสำเร็จรูปที่ใช้ไมโครคอนโทลเลอร์ ATmega328P ประกอบด้วยขาอินพุทและเอาทพุท 14 ขา (6 ขาเป็น paulse widht modulation output) และ 6 ขาที่เป็นอนาล็อกอินพุท เชื่อต่อกับคอมพิวเตอร์ได้ด้วย USB ใช้พลังงานจาก AC to DC adapter หรือ แบตเตอรี่ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ *2.22 Arduino UNO [18]*

Technical specs	
Microcontroller	ATmega328P
Operating Voltage	5 V
Input Voltage (limit)	6-20 V, (recommended 7-12V)
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
PWM Digital I/O Pins	6
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	20 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328P) of which 0.5 KB used by bootloader
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Length	68.6 mm
Width	53.4 mm
Weight	25 g

โปรแกรมของ Arduino แบ่งได้ เป็นสองส่วนคือ

void setup() และ void loop() โดยฟังก์ชั่น setup() เมื่อโปรแกรมทำงานจะทำคำสั่งของฟังก์ชั่นนี้เพียงครั้งเดียวใช้ในการกำหนดค่าเริ่มต้นของการทำงาน ส่วนฟังก์ชั่น loop() เป็นส่วนทำงานโปรแกรมจะทำคำสั่งในฟังก์ชั่งนี้ต่อเนื่องตลอดเวลา โดยปกติใช้ กำหนดโหมดการทำงานของขาต่างๆ

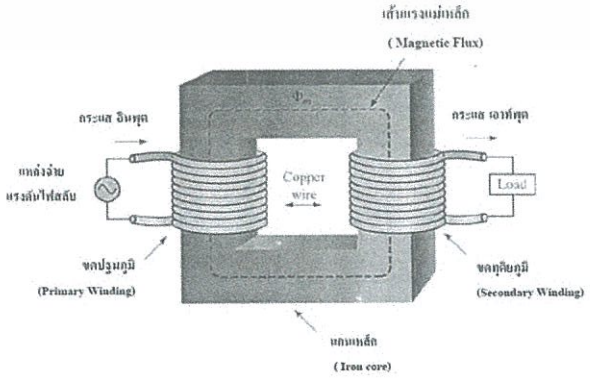
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กำหนดการสื่อสารแบบอนุกรม ฯลฯ ส่วนของ loop() เป็นโค้ดโปรแกรมที่ทำงาน เช่น อ่านค่าอินพุต ประมวลผลสั่งงาน เอาต์พุต ฯลฯ โดยส่วนกำหนดค่าเริ่มต้น เช่น ตัวแปรจะต้องเขียนที่ส่วนหัวของโปรแกรม ก่อนถึงตัวฟังก์ชั่นนอกจากนั้นยังต้อง คำนึงถึงตัวพิมพ์ เล็ก-ใหญ่ ของตัวแปรและชื่อฟังก์ชั่นให้ถูกต้อง

2.9 หม้อแปลงไฟฟ้า (Transformers)

หลักการทำงานของหม้อแปลงไฟฟ้าคือ ในระบบจ่ายไฟฟ้าจะมีการแปลงแรงดันไฟฟ้าสลับให้มีขนาดสูงมากๆ เช่นให้มีขนาดเป็น 48kV หรือ 24kV เพื่อลดขนาดของลวดตัวนำ ที่ต้องใช้ในการจ่ายไฟฟ้าเป็นระยะทางไกลๆ เมื่อถึงปลายทางก่อนที่จะจ่ายไฟฟ้าไปให้แก่บ้านเรือนต่างๆ ก็จะแปลงระดับแรงดันไฟฟ้าให้ลดลงเป็น 220 V เพื่อลดอันตรายที่จะเกิดแก่ผู้ใช้ไฟฟ้า และเมื่อต้องการใช้กับอุปกรณ์ไฟฟ้าที่ใช้ระดับแรงดันต่ำๆ เช่น 6V หรือ 9V ก็จะต้องมีการแปลงดันไฟฟ้า ตามบ้านจาก 220 V เป็นระดับแรงดันไฟฟ้าตามที่ต้องการ อุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ดังกล่าว เราเรียกว่า หม้อแปลงไฟฟ้า (Transformer)

การทำงานของหม้อแปลงไฟฟ้านั้น อาศัยหลักการความสัมพันธ์ระหว่างกระแสไฟฟ้ากับเส้นแรงแม่เหล็กในการสร้างแรงเคลื่อนเหนี่ยวนำให้กับตัวนำ คือ เมื่อมีกระแสไหลผ่านขดลวดตัวนำ ก็จะทำให้เกิดเส้นแรงแม่เหล็กรอบๆตัวนำนั้น และถ้ากระแสที่ป้อนมีขนาดและทิศทางที่เปลี่ยนแปลงไปมา ก็จะทำให้สนามแม่เหล็กที่เกิดขึ้นมีการเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย ถ้าสนามแม่เหล็กที่มีการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวตัดผ่านตัวนำ ก็จะเกิดแรงเคลื่อนเหนี่ยวนำขึ้นที่ตัวนำนั้น โดยขนาดของแรงเคลื่อนเหนี่ยวนำจะสัมพันธ์กับ ความเข้มของสนามแม่เหล็ก และความเร็วในการตัดผ่านตัวนำของสนามแม่เหล็ก



รูปที่ *2.23* แสดงโครงสร้างหม้อแปลงไฟฟ้า *[16]*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

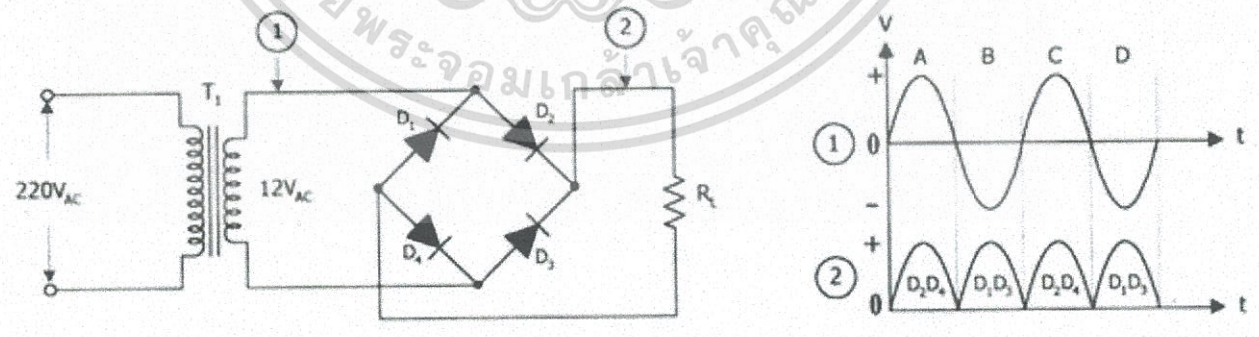
พิจารณาจากรูป จะเห็นว่าโครงสร้างของหม้อแปลงจะประกอบ ไปด้วย ขดลวด 2 ขดพันรอบแกนที่เป็นสื่อกลางของเส้นแรงแม่เหล็ก ซึ่งอาจเป็นแกนเหล็ก แกนเฟอไรท์ หรือแกนอากาศ ขดลวดที่เราจ่ายไฟเข้าไปเราเรียกว่า ขดปฐมภูมิ (Primary Winding) และ ขดลวดอีกขดที่ต่อเข้ากับโหลด เราเรียกว่า ขดทุติยภูมิ (Secondary Winding)

เมื่อเราจ่ายกระแสไฟฟ้าสลับให้กับขดปฐมภูมิ ก็จะทำให้เกิดสนามแม่เหล็กที่เปลี่ยนแปลงไป-มา โดยเส้นแรงแม่เหล็กดังกล่าวก็จะวิ่งไป-มา ตามแกน และไปตัดกับขดทุติยภูมิ ทำให้เกิดแรงดันเหนี่ยวนำขึ้นที่ขดทุติยภูมิที่ต่อกับโหลด โดยแรงเคลื่อนเหนี่ยวนำที่เกิดขึ้น จะมีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็กและจำนวนรอบของขดลวด

2.10 วงจรเรียงกระแสเต็มคลื่นแบบบริดจ์ (Full Wave Bridge Rectifier)

เร็กติไฟเออร์เต็มคลื่นแบบบริดจ์ (Full Wave Bridge Rectifier) เป็นวงจรแปลงไฟฟ้ากระแสสลับเป็นกระแสตรง โดยใช้ไอโอดทั้งหมด 4 ตัว จะต่อเป็นวงจรได้ดังรูป

เริ่มต้นด้วยเมื่อมีไฟฟ้าซีกบวก(A)เข้ามา จะทำให้ D2 และ D4 ได้รับไบอัสตรง จะได้ output เป็นไฟซีกบวก ต่อมาเมื่อไฟซีกลบ(B)เข้ามา จะทำให้ D1 และ D3 ได้รับไบอัสตรง จะได้ output เป็นไฟซีกบวกเช่นเดียวกัน จะเป็นแบบนี้ไปเรื่อยๆ จึงทำให้เราได้ output เป็นไฟตรง

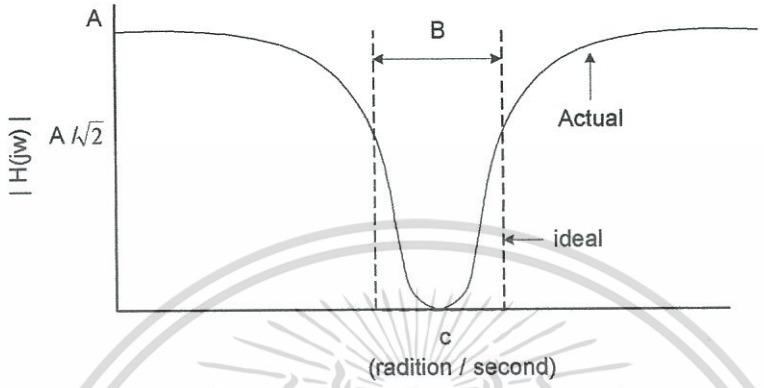


รูปที่ *2.24* แสดงวงจรเรียงกระแสแบบเต็มคลื่น *[17]*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2.11 วงจรนอทช์ฟิลเตอร์ (Notch Filter)

Notch Filter เป็นวงจรกรองความถี่อีกแบบหนึ่ง ซึ่งจะยอมให้สัญญาณความถี่ตลอดย่านไปได้หมด ยกเว้นแถบความถี่ช่วงหนึ่งที่จะไม่ยอมให้ผ่านไป คุณสมบัติของวงจร Notch Filter แสดงให้เห็นตามรูปกราฟ



รูปที่ *2.25* แสดงผลตอบสนองของวงจรขจัดเฉพาะแถบความถี่

2.12 โปรแกรม MATLAB

เป็นซอฟต์แวร์ในการคำนวณและการเขียนโปรแกรม โปรแกรมหนึ่ง ที่มีความสามารถครอบคลุมตั้งแต่ การพัฒนาอัลกอริธึม การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ และการทำซิมูเลชั่นของระบบ การสร้างระบบควบคุม และโดยเฉพาะเรื่อง image processing และ wavelet การสร้างเมตริกซ์ผลิตโดยบริษัทแมตเวิรกส์ ตัวแทนจำหน่ายในประเทศไทยคือ บริษัท เทคซอร์ส ซิสเท็มส์ (ประเทศไทย) จำกัด

แมตแล็บเป็นโปรแกรมสำเร็จรูปที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในแวดวงของนักวิทยาศาสตร์และวิศวกรในปัจจุบัน ชื่อโปรแกรม MATLAB นั้นย่อมาจาก Matrix Laboratory แมตแล็บได้เริ่มต้น ขึ้นเพื่อต้องการให้เราสามารถแก้ปัญหาตัวแปรที่มีลักษณะเป็นเมทริดซ์ได้ง่ายขึ้น แมตแล็บ เริ่มพัฒนาครั้งแรกโดย Dr. Cleve Molor ซึ่งเขียนโปรแกรมนี้ขึ้นมาด้วยภาษาฟอร์แทรน โดยโปรแกรมนี้ได้พัฒนาภายใต้โครงการ LINPACK และ EISPACK

แมตแล็บสามารถทำงานได้ทั้งในลักษณะของการติดต่อโดยตรง คือการเขียนคำสั่งเข้าไปทีละคำสั่ง เพื่อให้แมตแล็บประมวลผลไปเรื่อยๆ หรือสามารถที่จะรวบรวม ชุดคำสั่งเรานั้นเป็นโปรแกรมก็ได้ ข้อสำคัญอย่างหนึ่งของแมตแล็บก็คือข้อมูลทุกตัวจะถูกเก็บใน ลักษณะของแถวลำดับ คือในแต่ละตัวแปรจะได้รับการแบ่งเป็นส่วนย่อยเล็กๆขึ้น ซึ่งการใช้ตัวแปรเป็นแถวลำดับ ในแมตแล็บเราไม่จำเป็นที่จะต้องจองมิติเหมือนกับ การเขียนโปรแกรมในภาษาขั้นต่ำทั่วไป ซึ่งทำให้เราสามารถที่จะ

เอกสารนี้สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

แก้ปัญหาของตัวแปรที่อยู่ในลักษณะ ของเมทริกซ์และเวกเตอร์ได้โดยง่าย ซึ่งทำให้เราลดเวลาการทำงานลงได้อย่างมากเมื่อเทียบกับการเขียน โปรแกรมโดยภาษาซีหรือภาษาฟอร์แทรน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 3
การออกแบบและสร้างอุปกร์วัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ และปริมาณรังสีเอกซ์

3.1 การออกแบบในส่วนของการวัดเวลาในการปล่อยรังสี และปริมาณรังสีเอกซ์ โดยการจำลองรังสีผ่านหลอดไฟ LED

เนื่องจากการทำงานของเครื่องเอกซเรย์จะแบ่งเป็น 2 ส่วน โดยมีส่วนที่เป็น primary (low voltage circuit) และ secondary (high voltage circuit) ดังรูปที่ 3.1

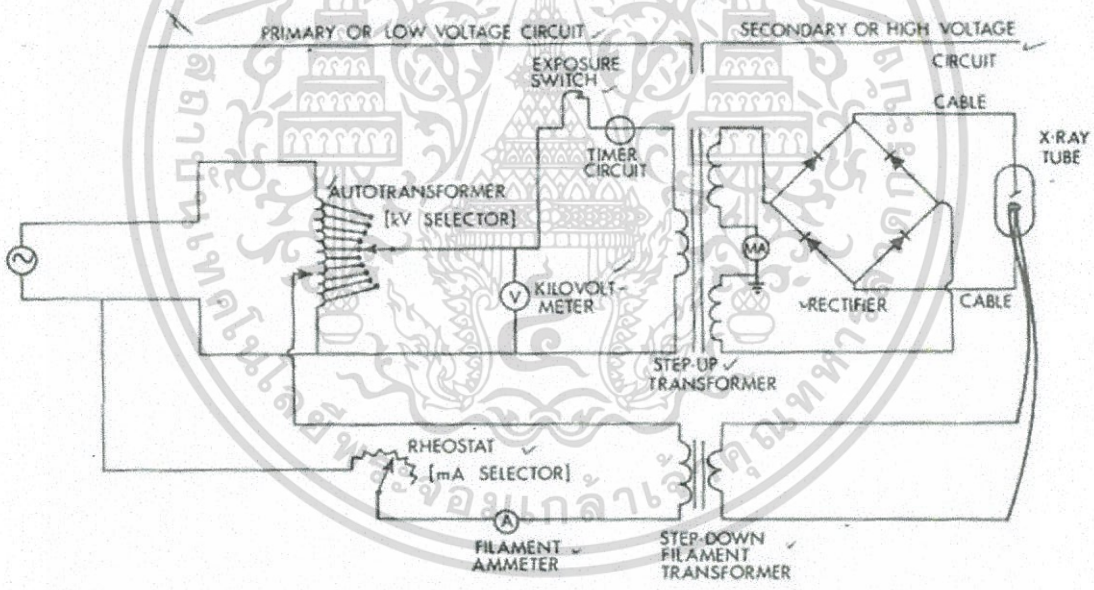


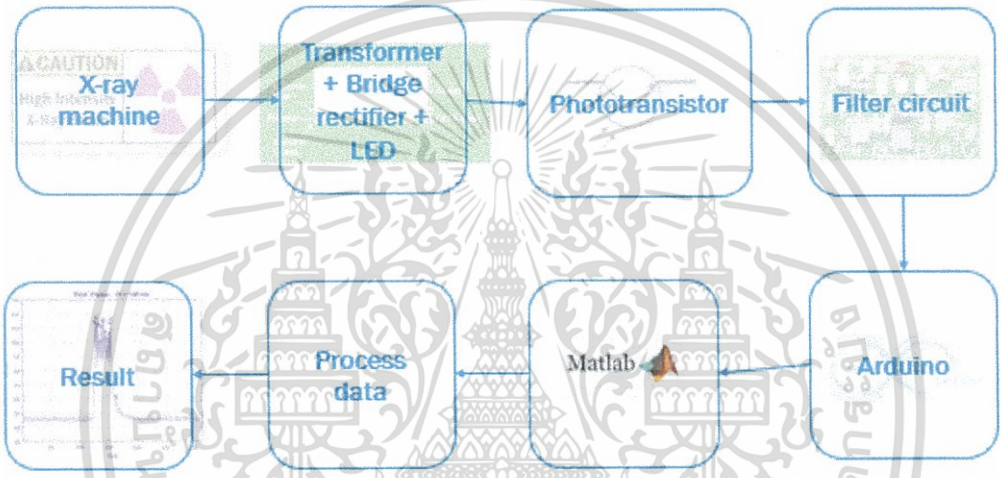
Figure 14.12. Simplified wiring of a single phase x-ray unit, with full-wave rectification.

รูปที่ *3. 1* แสดงสวนประกอบของ *x-ray unit [21]*

ทางผู้จัดทำจึงจำลองการปล่อยรังสีของหลอดเอกซเรย์โดยการ นำกระแสจากส่วน primary มาผ่านหม้อแปลงแบบ step down เพื่อแปลงไฟฟ้าจาก 220 V เป็น 6 V เพื่อให้ปริมาณไฟฟ้าน้อยลงพอที่จะไม่เป็นอันตราย และผ่าน full wave Bridge rectifier เหมือนในส่วนของ secondary ใน x-

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ray unit จากนั้นต่อเข้ากับหลอดไฟ LED เพื่อจำลองแสงแทนแสงที่ออกจากแผ่น Intensifying screen เมื่อถูกรังสีเอกซ์ แล้วใช้โฟโต้ทรานซิสเตอร์เป็นตัวรับแสงที่เปล่งออกมาจาก LED โฟโต้ทรานซิสเตอร์จะยอมให้กระแสไหลผ่านมากหรือน้อยจะขึ้นอยู่กับปริมาณแสงที่โฟโต้ทรานซิสเตอร์ได้รับ และส่งสัญญาณเข้าวงจร notch filter เพื่อกรองความถี่ 50 เฮิร์ตของไฟบ้านออกจากสัญญาณที่เราต้องการ แล้วต่อสัญญาณเข้ากับ Arduino โดยใช้ขาอนาล็อก A0 เพื่อนำสัญญาณไปประมวลผลสัญญาณในโปรแกรม MATLAB



รูปที่ *3. 2* แสดงภาพรวมการออกแบบในการวัดเวลา

3.1.1 ด้านฮาร์ดแวร์

3.1.1.1 อุปกรณ์

- เครื่องเอกซเรย์ KELEX MD 3125
- หม้อแปลง step down 200 V เป็น 6 V
- ไดโอด เบอร์ 1N4001
- หลอดไฟ LED
- โฟโต้ทรานซิสเตอร์
- ตัวต้านทาน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ตัวเก็บประจุ

- op-amp

- Arduino UNO

- กล่องทึบแสง

3.1.1.2 ขั้นตอนการทำ

- การต่อหม้อแปลงกับเครื่องเอกซเรย์

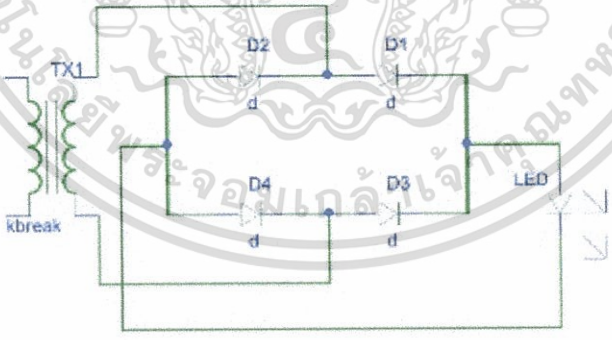
  นำสาย T1, T2 ของเครื่องเอกซเรย์ซึ่งเป็นสายที่ต่อไปส่วน secondary ของ x-ray unit รูปที่ 3.3 แล้วนำมาต่อกับหม้อแปลงไฟฟ้า ดังรูปที่ 3.4 เพื่อลดกระแสไฟฟ้าจาก 220 V ให้เหลือเพียง 6 V

รูปที่ *3. 3* แสดงตำแหน่งของสาย *T1, T2* ของเครื่องเอกซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

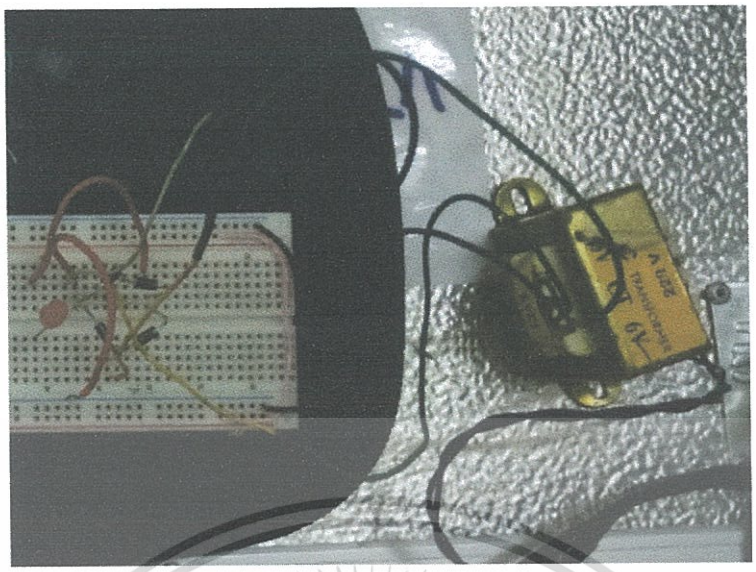
รูปที่ *3. 4* หม้อแปลงไฟฟ้าจาก 220 *V* เป็น 6 *V*

- หม้อแปลงไฟฟ้าต่อเข้ากับวงจร full wave bridge rectifier และ *LED* โดยวงจร full wave bridge rectifier จะใช้ diode เบอร์ 1N4001 ต่อกันดังรูปที่ 3.5 ใช้วงจร full waver bridge rectifier เพื่อแปลงกระไฟฟ้าจากระแสสลับ เป็นไฟฟ้ากระแสตรง เพื่อจำลองการทำงานให้เหมือนกับส่วน secondary ของ x-ray unit และต่อหลอดไฟ LED เพื่อให้เปล่งแสงเมื่อเครื่องเอกซเรย์มีการปล่อยพลังงานออกมา



รูปที่ *3. 5* หม้อแปลงไฟฟ้าต่อกับวงจร *bridge rectifier* และ *LED*

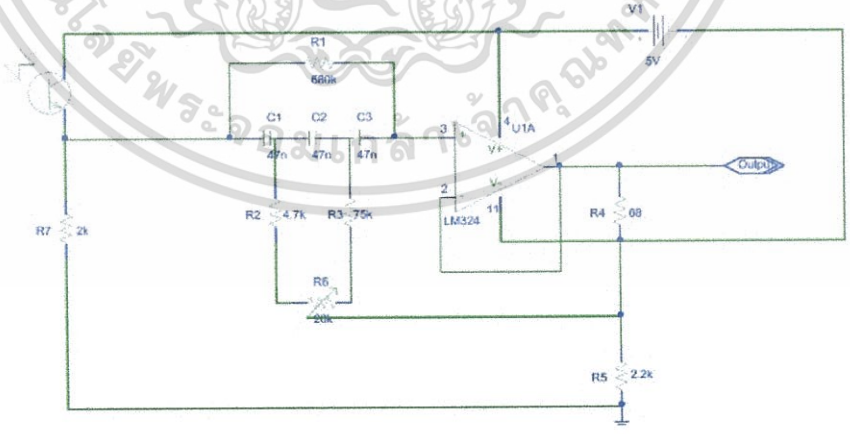
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ *3. 6* หม้อแปลงไฟฟ้าต่อกับวงจร *bridge rectifier* และ *LED*

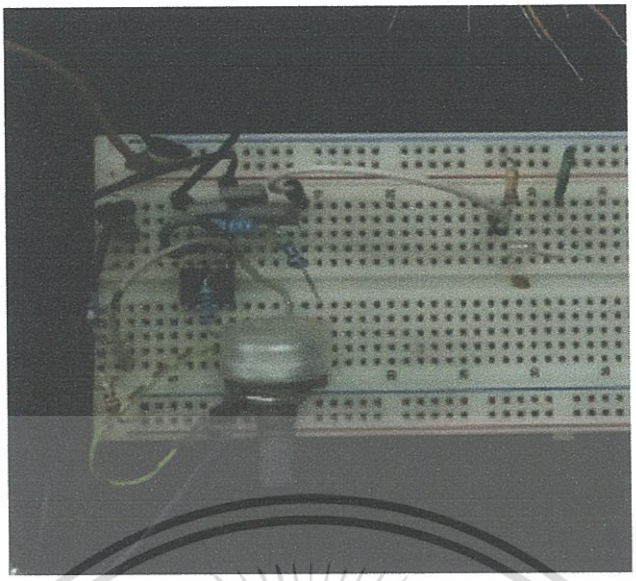
- โฟโต้ทรานซิสเตอร์ต่อกับวงจร notch filter 50 เฮิร์ต

  นำโฟโต้ทรานซิสเตอร์ที่สามารถรับความยาวคลื่นของแสงได้ในช่วง 400 – 880 นาโนเมตร มาต่อกับวงจร notch filter 50 เฮิร์ตเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน แล้วนำสัญญานที่ได้เข้า Arduino UNO ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ *3. 7* แสดงวงจรโฟโต้ทรานซิสเตอร์ต่อกับ *notch filter 50 Hz*

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



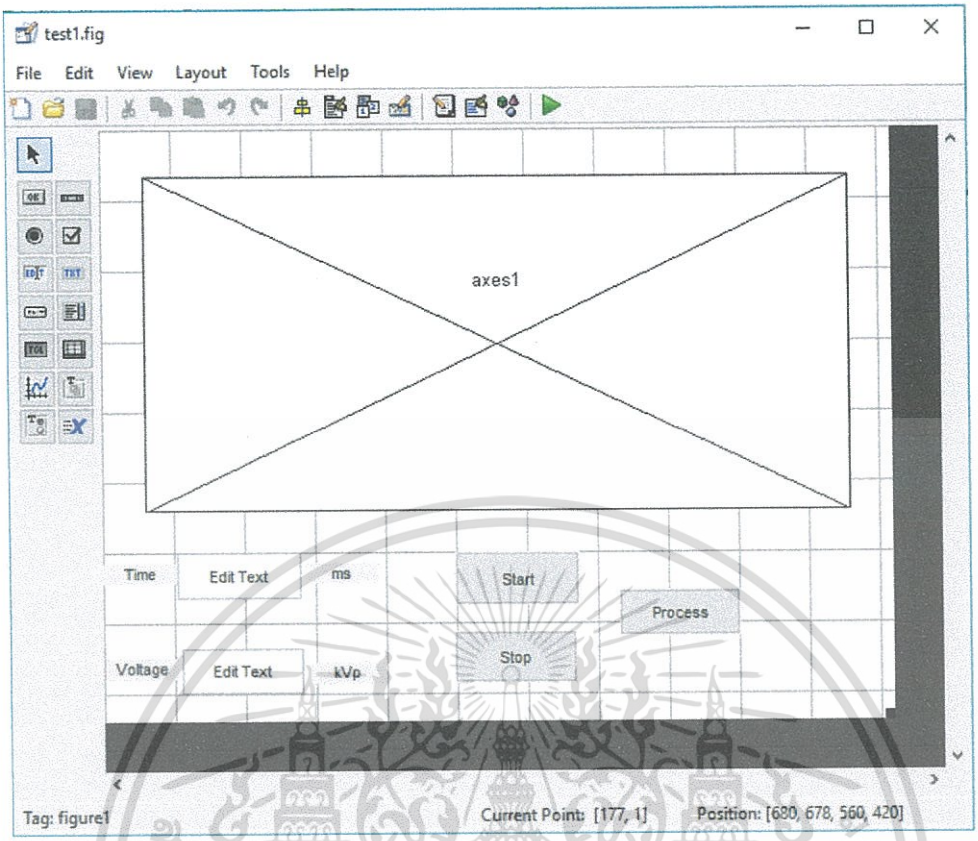
รูปที่ *3. 8* โฟโต้ทรานซิสเตอร์ต่อกับวงจร *notch filter 50* เฮิร์ต

3.1.2 การออกแบบด้านโปรแกรม

3.1.2.1 การออกแบบ window ของ MATLAB GUI แสดงในรูปที่ 3.9

- วาง Axes สำหรับแสดงกราฟของสัญญาณที่รับเข้ามาจาก Arduino UNO
- วาง Edit Text 2 กล่อง สำหรับแสดงค่าเวลา exposure time และ ปริมาณของรังสี
- วาง Push Button 3 อัน สำหรับใส่การทำงานให้อ่านค่าบันทึกค่าดังรูปที่ 3.10 หยุดการอ่านค่าดังรูปที่ 3.11 และประมวลผลดังรูปที่ 3.12

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ *3. 10* การออกแบบ *window* ของ *MATLAB GUI*

```
% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
handles.stop_now = 0; %Create stop_now in the handles structure
guidata(hObject,handles);  %Update the GUI data
global v;
while ~(handles.stop_now)
    savefile = '1.mat';
    set(hObject, 'userdata', true);
    realtimefunction(handles);
    drawnow()
    save(savefile,'v');
    handles = guidata(hObject);  %Get the newest GUI data
end
```

รูปที่ *3. 11* แสดงการทำงานของ *pushbutton1* เพื่อแสดงกราฟ และบันทึกผล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
% --- Executes on button press in Stop.
function Stop_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Stop (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
 handles.stop_now = 1;
guidata(hObject, handles); % Update handles structure
```

รูปที่ *3. 12* แสดงการทำงานของ *pushbutton2* เพื่อหยุดการรับข้อมูล

```
% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
global b;
global c;
global aa;
% hObject    handle to pushbutton3 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
Findpeak(handles);
set(handles.edit1,'String',c);
set(handles.edit2,'String',aa);
```

รูปที่ *3. 13* แสดงกรทำงานของ *pushbutton3* เพื่อประมวลผลข้อมูล

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3.1.2.2 ฟังก์ชั่นการประมวลผลข้อมูล MATLAB GUI ดังแสดงในรูปที่ 3.13 – 3.15

```
function varargout = testl_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;
clear all;
x=1;
global a;
global x;
global v;
global b;
global c;
global aa;
a = arduino;
```

รูปที่ *3. 14* แสดงการประกาศตัวแปรต่างๆ และการใช้งาน *Arduino UNO* ร่วมกับ *MATLAB GUI*

```
function realtimefunction(handles)
global a;
global x;
global v;
global c;

    v(x)=readVoltage(a,'A0');

    plot(v); hold on
%     grid;
    pause(0.0001);
    x=x+1;
```

รูปที่ *3. 15* แสดงฟังก์ชันการเก็บข้อมูลจาก *Arduino UNO* และ แสดงผลในกราฟ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

```
function Findpeak(handles)
global b;
global c;
global aa;

xx = load('1.mat');
x=xx.v;
y = 1:size(x);

[a,f]=findpeaks(x,y,'MinPeakHeight',0.024)
b=numel(f)
c=b*10
plot(f,a,'o');
aa=sum(a)/b
```

รูปที่ *3. 16* แสดงการหาเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์โดยนับจากพีคของสัญญาณ

ในการคำนวณหาเวลาในการปล่อยเอกซเรย์หาได้จาก สมการ $T = \frac{1}{f}$

สัญญาณไฟบ้านเข้าเครื่องเอกซเรย์มีความถี่ 50 เฮิร์ต แสดงว่าใน 1 คาบจะเท่ากับเวลา 20 มิลลิเซค เมื่อผ่าน bridge rectifier ทำให้สัญญาณที่เป็นลบขึ้นมาอยู่ฝั่งบวก ดังนั้น เวลา 20 มิลลิเซคจะมี pulse จำนวน 2 pulse ทำให้สรุปได้ว่า 1 pulse เท่ากับ 10 มิลลิเซค เราจึงใช้จำนวน pulse ที่ detect ได้จาก โปรแกรม MATLAB มาคูณกับ 10 มิลลิเซค จะได้เป็นเวลาที่เครื่องเอกซเรย์ปล่อยพลังงานออกมา

3.1.3 การออกแบบการทดลอง

3.1.3.1 การทดลองวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

- ตั้งค่า kV ของเครื่องเอกซเรย์ ที่ 70 kV

- ตั้งค่าเวลาของเครื่องเอกซเรย์ ที่ 20 ms

- นำอุปกรณ์วัดรังสีที่สร้างขึ้นมาวางตรงตำแหน่งที่สามารถรับแสงจากหลอดไฟ LED ได้

- เปิดโปรแกรม MATLAB GUI แล้วกดปุ่ม start

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- กดยิงรังสีเอกซ์ที่เครื่องเอกซเรย์

- กดปุ่ม stop ที่โปรแกรม แล้วกดปุ่ม Process

- ผลจะแสดงออกทางหน้าต่างของ MATLAB GUI

- ทำซ้ำที่เวลา 40 ms 50 ms 60 ms และ 80 ms

3.1.3.2 การทดลองวัด *kV* ในการปล่อยรังสีเอกซ์

- ตั้งค่าเวลาของเครื่องเอกซเรย์ ที่ 1 วินาที

- ตั้งค่า kV ของเครื่องเอกซเรย์ ที่ 50 kV

- นำอุปกรณ์วัดรังสีที่สร้างขึ้นมาวางตรงตำแหน่งที่สามารถรับแสงจากหลอดไฟ LED ได้

- เปิดโปรแกรม MATLAB GUI แล้วกดปุ่ม start

- กดยิงรังสีเอกซ์ที่เครื่องเอกซเรย์

- กดปุ่ม stop ที่โปรแกรม แล้วกดปุ่ม Process

- ผลจะแสดงออกทางหน้าต่างของ MATLAB GUI

- ทำซ้ำที่เวลา 60 kV 70 kV 80 kV 90 kV และ 100 kV

- จากนั้นทำซ้ำที่เวลา 2 วินาที

3.2 การวัดเวลาในการปล่อยรังสี และปริมาณรังสีเอกซ์ โดยการทดลองกับรังสีเอกซ์

ในการทดลองกับรังสีเอกซ์โดยตรง ทำให้สามารถตัดวงจรในส่วนที่เป็นหม้อแปลง และ full wave bridge rectifier โดยเพิ่ม intensifying screen เพิ่มที่จะแปลงรังสีเอกซ์ให้เป็นแสงในช่วงที่ตามนุษย์มองเห็น และใช้โฟโต้ไดโอดในการรับแสงเหมือนกับการออกแบบหัวข้อที่ 3.1

3.2.1 ด้านฮาร์ดแวร์

3.2.1.1 อุปกรณ์

- เครื่องเอกซเรย์ DigiMed DIOX-602P

- Step wedge

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- intensifying screen

- โฟโต้ทรานซิสเตอร์

- ตัวต้านทาน

- ตัวเก็บประจุ

- op-amp

- Arduino UNO

- กล่องทึบแสง

3.2.1.2 ขั้นตอนการทำ

นำแผ่น intensifying screen มาแปะไว้ภายในกล่องทึบที่บรรจุด้วย วงจรโฟโต้ไดโอด notch filter และ Arduino UNO เพื่อใช้เป็นส่วนรับรังสีและแปลงรังสีเอกซ์เป็นสัญญาณทางไฟฟ้าที่สามารถเข้าไปประมวลผลในคอมพิวเตอร์ได้

3.2.2 การออกแบบด้านโปรแกรม

ออกแบบเหมือนหัวข้อที่ 3.1.2 เนื่องจากเป็นการประมวลผลสัญญาณที่ได้รับจาก Arduino UNO เหมือนกัน

3.2.3 การออกแบบการทดลอง

ในการออกแบบการทดลองโดยวัดจากรังสีเอกซ์ โดยเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้เป็นเครื่องเอกซเรย์ฟัน ซึ่งมีความถี่ที่สูงกว่าใน เครื่องเอกซเรย์ปกติทำให้ไม่สามารถใช้หลักการที่อุปกรณ์ตัวนี้ใช้ในการวัดเวลาในการปล่อยรังสีได้ และเครื่องเอกซเรย์ฟันไม่สามารถปรับระดับพลังงาน หรือปริมาณรังสีที่ออกมาได้ ทำให้ในการทดลองโดยใช้รังสีเอกซ์ จำเป็นต้องใช้ step wedge เข้ามาช่วยในการดูความเป็น linearity ของอุปกรณ์

- ตั้งค่าเครื่องเอกซเรย์ที่ 60 kV 2 mA และเวลา 60 ms

- นำอุปกรณ์วัดรังสีที่สร้างขึ้นมาวางตรงตำแหน่งที่สามารถรับรังสีได้

- นำ step wedge ขั้นที่ 1 มาวางบนแผ่น intensifying screen

- เปิดโปรแกรม MATLAB GUI แล้วกดปุ่ม start

- กดยิงรังสีเอกซ์ที่เครื่องเอกซเรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- กดปุ่ม stop ที่โปรแกรม แล้วกดปุ่ม Process

- ผลจะแสดงออกทางหน้างต่างของ MATLAB GUI

- ทำซ้ำขั้นที่ 2 และ 3

- นำผลที่ได้มา plot กราฟ เพื่อดูความเป็น linearity ของเครื่อง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

4.1 ผลการวัดจากการจำลองการปล่อยรังสีผ่านหลอดไฟ LED

4.1.1 การวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

ผลจากการทดลองการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ ในการทดลองจะทดลองวัดทั้งหมด 10 ครั้ง และวัดเวลาที่ต่างกันไป ได้แก่ 20 ms 40 ms 50 ms 60 ms และ 80 ms โดยตั้งปริมาณไว้ที่ 70 kV ดังแสดงในตารางที่ 4.1 และ 4.2

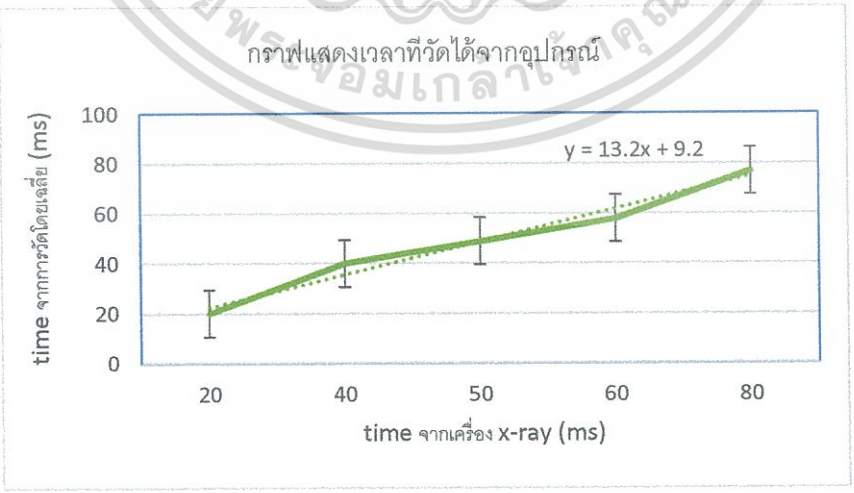
ตารางที่ *4. 1* แสดงผลการทดลองเปลี่ยนเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

เวลา (ms) / ครั้งที่	20		40		50		60		80	
	Time	V	time	V	time	V	time	V	time	V
1	20	0.6	40	0.66667	40	0.6	60	0.7	70	0.65
2	20	0.7	40	0.7	50	0.625	50	0.64	80	0.67
3	20	0.6	40	0.7	50	0.7	60	0.625	80	0.64
4	20	0.7	40	0.7	50	0.6	50	0.7	80	0.68333
5	20	0.7	40	0.7	50	0.68	60	0.68	80	0.63333
6	20	0.7	40	0.7	50	0.62	60	0.625	80	0.61667

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4. 1 (ต่อ)แสดงผลการทดลองเปลี่ยนเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์

เวลา (ms) / ครั้งที่	20		40		50		60		80	
	Time	V	time	V	time	V	time	V	time	V
7	20	0.8	40	0.75	50	0.7	60	0.61667	80	0.6125
8	20	0.8	40	0.65	50	0.625	60	0.67	70	0.66667
9	20	0.7	40	0.65	50	0.65	60	0.61667	70	0.61429
10	20	0.7	40	0.75	50	0.675	60	0.65	80	0.7
ค่าเฉลี่ย	20	0.7	40	0.696667	49	0.6475	58	0.652334	77	0.648679
% Relative error	0	-	0	-	-2	-	-3.33333	-	-3.75	-



แผนภูมิที่ *4. 1* แสดงเวลาที่คำนวณได้จากสัญญาณที่รับมาจากอุปกรณ์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

4.1.2 การวัดปริมาณในการปล่อยรังสีเอกซ์

ผลจากการวัดปริมาณรังสีเอกซ์ที่ปล่อยออกมา โดยการจำลองการปล่อยรังสีผ่านหลอดไฟ LED ที่ เวลา 1 วินาที และ 2 วินาที ที่ปริมาณ 50kV 60kV 70kV 80kV 90kV และ 100 kV โดยผลการทดลองที่เวลา 1 วินาที แสดงดังในตารางที่ 4.3 และผลการทดลองที่เวลา 2 วินาทีแสดงดังในตารางที่ 4.4

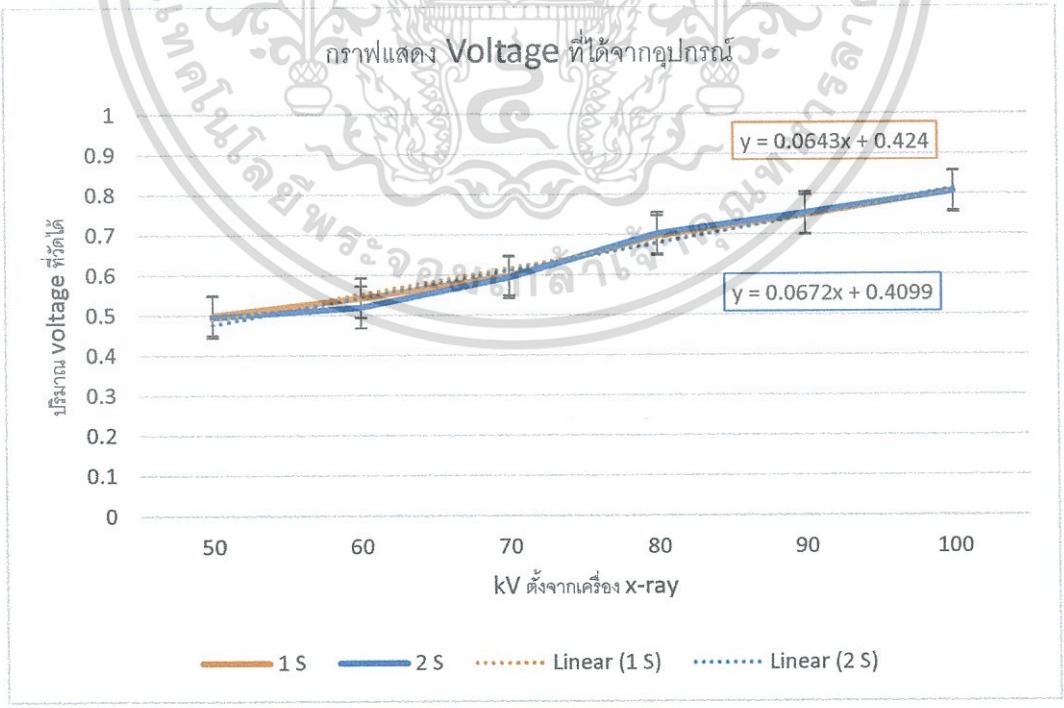
ตารางที่ *4. 2* แสดงผลการทดลองในการเปลี่ยน *kV* โดยที่เวลาในการปล่อยรังสีอยู่ที่ 1 วินาที

ปริมาณ kV / ครั้งที่	50kV		60kv		70kV		80kV		90kV		100kV	
	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)
1	0.5	100	0.525	90	0.5875	80	0.69	100	0.75	100	0.77	100
2	0.5	90	0.525	90	0.6	90	0.6889	90	0.75	100	0.8	80
3	0.495	90	0.5	100	0.5889	90	0.7222	90	0.75	100	0.8	100
4	0.5	100	0.53	90	0.5875	80	0.7	90	0.75	100	0.81	100
5	0.49	100	0.525	100	0.6	100	0.7	100	0.76	100	0.8125	100
ค่าเฉลี่ย	0.496	95	0.52	95	0.594	90	0.703	92.5	0.752	100	0.806	95

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ *4. 3* แสดงผลการทดลองในการเปลี่ยน *kV* โดยที่เวลาในการปล่อยรังสีอยู่ที่ 2 วินาที

ปริมาณ kV / ครั้งที่	50kV		60kv		70kV		80kV		90kV		100kV	
	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)	Voltage (V)	Time (ms)
1	0.5	190	0.55	190	0.6	200	0.685	200	0.745	200	0.8	180
2	0.5	200	0.567	200	0.595	190	0.7	200	0.7286	210	0.8	200
3	0.5	180	0.525	180	0.6	200	0.69	190	0.7556	180	0.8	190
4	0.5	180	0.54	200	0.6	190	0.7125	200	0.75	200	0.815	200
5	0.5	200	0.533	190	0.595	200	0.7	200	0.76	200	0.82	200
ค่าเฉลี่ย	0.5	190	0.543	192	0.598	196	0.698	198	0.748	198	0.807	194



แผนภูมิที่ *4. 2* แสดงผลการเปลี่ยบเทียบการเปลี่ยน *kV* ระหว่างที่เวลา 1 วินาที และ 2 วินาที

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

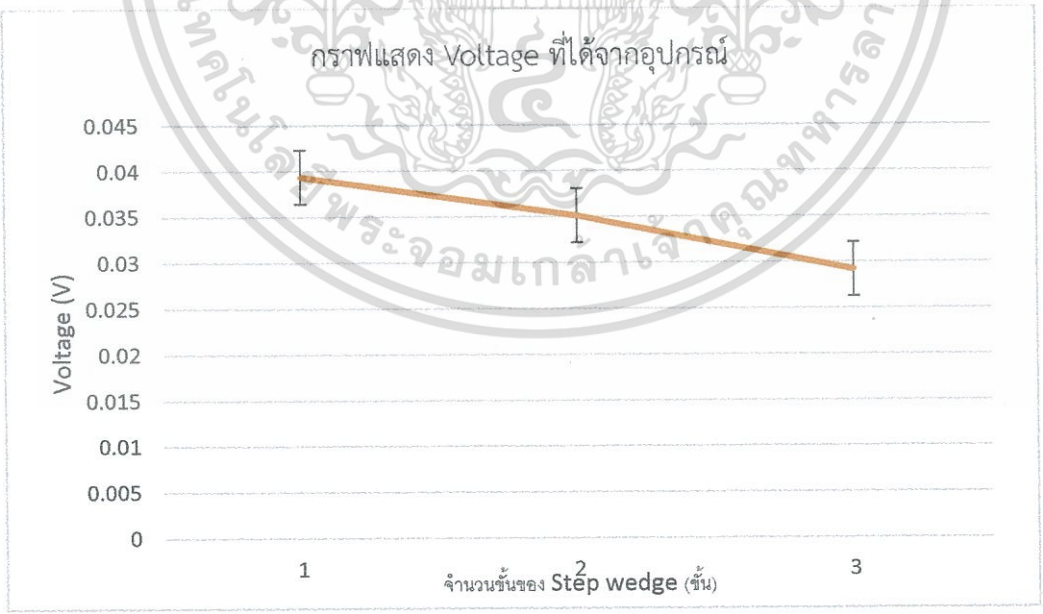
4.2 ผลการวัดปริมาณรังสีเอกซ์

ทดลองโดยการใช้เครื่องเอกซเรย์ฟัน ร่วมกับ step wedge ทั้งหมด 3 ขั้นโดยทดลองขั้นละ 3 ครั้ง ผลดที่ได้ดังตารางที่ 4.5

ตารางที่ *4. 4* แสดงผลการวัด *voltage* จากเครื่องเอกซเรย์ฟันโดยใช้อุปกรณ์ที่สร้างขึ้น

จำนวนขั้น / ครั้งที่	1 (V)	2 (V)	3 (V)
1	0.039101	0.034213	0.029326
2	0.039	0.0345	0.02958
3	0.04	0.0367	0.0287
เฉลี่ย	0.039367	0.035138	0.029202

นำผลที่ได้มา plot graph เพื่อดูความเป็น linearity ของเครื่อง



แผนภูมิที่ *4. 3* แสดง *voltage* เฉลี่ยเมื่อทดลองกับเครื่องเอกซเรย์ฟัน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 5
สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปผลการวิจัย

จากการทดลองการวัดเวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์โดยการจำลองรังสีจากหลอดไฟ LED พบว่า ในการทดลองมีค่าความคลาดเคลื่อน โดยความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นจะมีค่าเพิ่มขึ้น เมื่อเพิ่มเวลาในการปล่อยรังสี โดยที่เวลา 20 และ 40 มิลลิวินาที ไม่มีความคลาดเคลื่อนเกิดขึ้น แต่เมื่อเพิ่มเวลาเป็น 50 60 และ 80 มิลลิวินาที ค่าความคลาดเลื่อนจะเพิ่มขึ้นเป็น 2% 3.33% และ 3.75% ตามลำดับ เป็นความคลาดเคลื่อนที่อยู่ในช่วงที่สามารถยอมรับได้

จากการทดลองการวัดปริมาณในการปล่อยรังสีเอกซ์โดยการจำลองจากหลอดไฟ LED พบว่า ปริมาณ voltage ที่วัดได้จากอุปกรณ์ มีการเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเพิ่มปริมาณ kV ที่จ่ายให้กับหลอดเอกซเรย์ และเมื่อเทียบกันระหว่างตั้งค่าที่ 1 วินาที กับ 2 วินาที พบว่าค่า voltage ที่วัดได้จากอุปกรณ์มีค่าใกล้เคียงกัน เมื่อนำมา plot graph ค่าแสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ที่ใช้วัดมีความแม่นยำ

จากการทดลองการวัดปริมาณรังสีเอกซ์ จากรังสีเอกซ์ พบว่าปริมณ voltage ที่วัดได้จากอุปกรณ์มีการเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเพิ่มปริมาณ kV ที่จ่ายในกับหลอดเอกซเรย์ เมื่อนำมา plot graph พบว่ามีความเป็น linearity คือมีความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณด้านอินพุตกับเอาท์พุตเป็นเส้นตรง แต่ยังไม่สามารถสรุปได้แน่ชัดเนื่องจากการทดลองทดลองเพียง 3 ค่าเนื่องจากข้อจำกัดทางด้านอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลอง

ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าอุปกรณ์ที่ออกแบบขึ้นสามารถวัดเวลาและปริมาณรังสีที่ได้จากการจำลองจากหลอดไฟ LED ได้ดีในบางช่วง และเมื่อวัดกับรังสีเอกซ์โดยตรงมีความเป็น linearity แต่ยังไม่สามารถสรุปได้ว่าสามารถวัดเวลาได้ดีหรือไม่เมื่อวัดกับรังสีเอกซ์โดยตรง เนื่องจากตัวเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้ในการทดลองวัดรังสีจริงไม่สามารถปรับระดับ kV ได้ และเป็นเครื่องเอกซเรย์ความถี่สูงซึ่งไม่สามารถใช้หลักการที่ใช้กับอุปกรณ์นี้ได้ ทำให้ตัวอุปกรณ์นี้มีข้อจำกัดในด้านการวัดเวลาซึ่งสามารถวัดได้เฉพาะเครื่องเอกซเรย์ที่มีใช้ไฟฟ้าความถี่ 50 เฮิร์ต โดยจะมีการทดลองวัดกับรังสีเอกซ์จริงกับเครื่องที่สามารถปรับระดับ kV และ เวลาในการปล่อยรังสีเอกซ์ได้ในอนาคต

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

5.2 ข้อเสนอแนะ

ในส่วนของฮาร์ดแวร์

ควรเปลี่ยนตัวโฟโต้ไดโอดรับแสง ให้สามารถรับแสงน้อยๆ ได้ เนื่องจากในการทดลองเมื่อทดลองกับหลอดไฟ LED สามารถรับข้อมูลได้ดี แต่เมื่อทดลองกับรังสีเอกซ์จริงกับแผ่น intensifying screen แสงที่ได้จากแผ่น intensifying screen จะมีความสว่างน้อยกว่าหลอดไฟ LED ทำให้สัญญาณที่ได้ไม่ดีเท่าที่ควร และควรปรับปรุงในด้านการลดสัญญาณรบกวนเนื่องจาก บางข้อมูลที่มีความคลาดเคลื่อนเกิดขึ้น เกิดจากสัญญาณรบกวนทำให้ไม่สามารถประมวลผลสัญญาณที่ต้องการได้อย่างแม่นยำ

ในส่วนของซอฟต์แวร์

ควรออกแบบให้มีการตั้งชื่อไฟล์ที่หน้า window ของ MATLAB GUI เพื่อความสะดวก และมีช่องสำหรับปรับค่า threshold สำหรับ detect peak ของสัญญาณ หรือ เปลี่ยนเป็นใช้โปรแกรมอื่นที่มีหน้า window ที่ง่ายต่อการใช้งาน เนื่องจากอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นยังจำเป็นต้องใช้คอมพิวเตอร์ในการประมวลผล ทำให้ไม่สะดวกในการบางกรณี

ภาพรวมควรออกแบบอุปกรณ์ที่สามารถวัดได้ทั้งในเครื่องเอกซเรย์ปกติ และเครื่องเอกซเรย์ความถี่สูง และสามารถวัดพารามิเตอร์อื่นๆ ที่จำเป็นของเครื่องเอกซเรย์ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เอกสารอ้างอิง

[1] กิโลโวลท์เตจสูงสุด. มหิดล. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.mt.mahidol.ac.th/e-learning/MTRD310/web/exposurefactor/2_5kVp..htm. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 พฤษภาคม 2561)

[2] กองวิศวกรรมการแพทย์. การสอบเทียบมาตรฐานเครื่องมือทางการแพทย์. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://medi.moph.go.th/center4/files/man%20cal.pdf. (วันที่ค้นข้อมูล : 28 มีนาคม 2561)

[3] กองวิศวกรรมการแพทย์. มาตรฐานค่าผิดพลาดที่ยอมรับได้ของเครื่องมือแพทย์ในโรงพยาบาล. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://medi.moph.go.th/system2533/Medical-Error.pdf. (วันที่ค้นข้อมูล : 28 มีนาคม 2561)

[4] คณะเทคนิคการแพทย์ ภาควิชารังสีเทคนิค มหาวิทยาลัยมหิดล. Intensifying screen. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.mt.mahidol.ac.th/e-learning/MTRD202/WEB/Chapter2Conventionalx-ray/2-3-2.htm. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[5] ความแตกต่างของ PHOSPHORESCENCE และ FLUORESCENCE. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.neutron.rmutphysics.com/teaching-glossary/index.php?option=com_content&task=view&id=9277&Itemid=15. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[6] ดร.เรวัต ศิริโภคาภิรมย์. อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ทำงานด้วยแสง. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://cpre.kmutnb.ac.th/esl/wp-content/uploads/2014/12/ESL_Digital_Logic_Lab_5_2014-07-20.pdf. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[7] นายแพทย์ อดุลย์ บัณฑุกุล. อันตรายจากรังสี เบื้องต้น. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://www.gotoknow.org/posts/431047. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[8] นวลฉวี รุ่งธนเกียรติ. 2545. วิทยาศาสตร์นิวเคลียร์.

[9] ผศ.สุชาติ เกียรติวัฒนเจริญ. เครื่องเอกซเรย์. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.med.cmu.ac.th/dept/radiology/324321%5Cx_ray_vet321_55[1].pdf . (วันที่ค้นข้อมูล : 10 พฤษภาคม 2561)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[10] แมตแลบ. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://th.wikipedia.org/wiki/%E0%B9%81%E0%B8%A1%E0%B8%95%E0%B9%81%E0%B8%A5%E0%B9%87%E0%B8%9A. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[11] รังสีเอกซ์. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก :https://th.wikipedia.org/wiki/%E0%B8%A3%E0%B8%B1%E0%B8%87%E0%B8%AA%E0%B8%B5%E0%B9%80%E0%B8%AD%E%B8%81%E0%B8%8B%E0%B9%8C. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[12] วีทิต วรณเลิศลักษณ์. คลื่นกล. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.scimath.org/lesson-physics/item/7246-2017-06-12-15-29-38. (วันที่ค้นข้อมูล : 28 มีนาคม 2561)

[13] ศาสตราจารย์เกียรติคุณ ไกรพิบูลย์. รังสีจากการตรวจโรค รังสีเอกซ์ รังสีแกมมา (Ionizing radiation). [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://haamor.com/th. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560).

[14] สถาบันเทคโนโลยีนิวเคลียร์แห่งชาติ (องค์การมหาชน). ชุดเครื่องมือวัดคุณภาพรังสี x-ray และความปลอดภัย. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://www.tint.or.th/attachments/article/2689/TOR.pdf. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 พฤษภาคม 2561)

[15] สมาคมนิวเคลียร์แห่งประเทศไทย. อิเมจจิงเพลท (Imaging Plate). [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.nst.or.th/article/article143/article1439.htm. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[16] หม้อแปลงไฟฟ้า. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://kpp.ac.th/elearning/elearning3/book - 08.html. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[17] THITI YAMSUNG. [Rectifier] วงจรเร็กติไฟร์. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://www.thitiblog.com/blog/6252. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[18] Arduino. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.hobbytronics.co.uk/arduino-uno-r3. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[19] Arduino interface with MATLAB: GUI Real Time Plot. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://gui-matrixlab.blogspot.com/2014/10/arduino-interface-to-matlab-gui-real.html. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

[20] General Radiology. X-ray Circuit and Tube Heat Management. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : https://radiologykey.com/x-ray-circuit-and-tube-heat-management/. (วันที่ค้นข้อมูล : 28 มีนาคม 2561)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

[21] Unchalee. รังสีเอกซ์ (x-ray) คุณสมบัติ และประโยชน์รังสีเอกซ์. [ออนไลน์]. เข้าถึงได้จาก : http://www.siamchemi.com/. (วันที่ค้นข้อมูล : 10 ตุลาคม 2560)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้