การพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล

นางสาวสุธีรา สุนันตา

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช (สหสาขาวิชา)
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2554

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย
The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository(CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

DEVELOPMENT OF AN X-RAY IMAGING SYSTEM USING FIBER OPTIC SCINTILLATOR WITH DIGITAL CAMERA

Miss Suteera Sunanta

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements
for the Degree of Master of Science Program in Biomedical Engineering
Faculty of Engineering
Chulalongkorn University
Academic Year 2011
Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล
โดย	นางสาวสุธีรา สุนันตา
สาขาวิชา	วิศวกรรมชีวเวช
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	อาจารย์เดโช ทองอร่าม
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	รองศาสตราจารย์ ดร.อัญชลี กฤษณจินดา

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์

(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.... ประธานกรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.มานะ ศรียุทธศักดิ์)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

(อาจารย์เดโช ทองอร่าม)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

(รองศาสตราจารย์ ดร. อัญชลี กฤษณจินดา)

....กรรมการ

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์อรรถพร ภัทรสุมันต์)

....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย

(ดร.ศรินรัตน์ วงษ์ลี)

สุธีรา สุนันตา : การพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล. (DEVELOPMENT OF AN X-RAY IMAGING SYSTEM USING FIBER OPTIC SCINTILLATOR WITH DIGITAL CAMERA) อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: อ.เดโช ทองอร่าม, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: รศ.ดร.อัญชลี กฤษณจินดา, 92 หน้า.

งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์อย่างง่ายโดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัลเพื่อใช้ในงานทางรังสี โดยการออกแบบโครงสร้างให้มีขนาดเล็กและน้ำหนักเบา เลือกใช้กล้องดิจิทัลชนิด SLR รุ่น 1000D ผลิตภัณฑ์แคนนอนโดยมีอุปกรณ์รับภาพเป็นซีมอสมีความละเอียดภาพ 10.5 ล้านพิกเซล สามารถส่งสัญญาณภาพผ่านพอร์ตยูเอสบี พร้อมแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ นอกจากนี้ยังได้ออกแบบระบบกำบังรังสีด้วยตะกั่วพร้อมทั้งคำนวณหาความหนาของตะกั่วที่เหมาะสมเพื่อใช้ป้องกันการเกิดสัญญาณรบกวนพร้อมกับระบบมองภาพแบบกระจกทำมุมสะท้อนเพื่อเลี่ยงการรับรังสีของกล้องดิจิทัลโดยตรง

จากการพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัลทำให้ได้ระบบที่มีขนาด 16 x 25 x 20 เซนติเมตร น้ำหนักประมาณ 8.7 กิโลกรัม ผลที่ ได้จากการทดสอบพบว่าระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นตอบสนองต่อพลังงานของรังสีเอกซ์โดยมีความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้น และให้การแสดงรายละเอียดของภาพได้ 3.1เส้นคู่ต่อมม.หรือ 0.322 มม ต่อ 1 เส้นคู่ (การแสดงรายละเอียดของภาพ)

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวเวช ลายมือชื่อนิสิต...

ปีการศึกษา 2554 ลายมือชื่ออ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก...................................

ลายมือชื่ออ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม...................................

5187303021 : MAJOR BIOMEDICAL ENGINEERING
KEYWORDS: CMOS DIGITAL CAMERA/ X-RAY/ GAMMA RAY/ HOT PIXEL

SUTEERA SUNANTA: DEVELOPMENT OF AN X-RAY IMAGING SYSTEM USING FIBER OPTIC SCINTILLATOR WITH DIGITAL CAMERA. ADVISOR: DECHO THONG-ARAM, CO-ADVISOR: ASSOC.PROF. ANCHALI KRISANACHINDA, Ph.D.,92 pp.

This research aimed to develop an x-ray imaging system using fiber optic scintillator with digital camera. The structural design was intended to have compact size and light weight. The digital CMOS camera with image resolution of 10.5 Megapixels and USB port interface to display on computer was selected. Noise occurring from radiation effect on the image sensor which interfere the image background was reduced by lead shielding and mirror reflection viewing to prevent direct exposed to the camera. Appropriate thickness of lead shield was designed by calculation.

From this development, an x-ray imaging system with the dimension of 16 x 25 x 20 cm and 8.7 kg in weight was achieved. The system response of x-ray energy is linear function and the resolution of this system is about 3.1 line pairs per mm. or 0.322 mm. per 1 line pairs (spatial resolution).

Field of Study : Biomedical Engineering	Student's Signature ....
Academic Year : 2011	Advisor's Signature ....
	Co-advisor's Signature ....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี ผู้เขียนขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์เดโช ทองอร่าม อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก ที่ได้ประสิทธิประสาทวิชาและองค์ความรู้ต่าง ๆ ให้คำปรึกษาแนะนำทั้งทางวิชาการและการดำรงชีวิตที่ดี และ รองศาสตราจารย์ ดร. อัญชลี กฤษณจินดา อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมที่คอยช่วยเหลือ ในการทำวิทยานิพนธ์นี้ให้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดีและขอขอบคุณคณาจารย์ทุกท่านในภาควิชานิวเคลียร์เทคโนโลยีและสหสาขาวิชาวิศวกรรมชีวเวช ที่ได้อบรมสั่งสอนและให้ความรู้ในทุกๆ ด้าน

ขอขอบคุณคณะวิศวกรรมศาสตร์ สหสาขาวิศวกรรมชีวเวช จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่ช่วยสนับสนุนทุนการศึกษาในโครงการพัฒนาวิศวกรรมชีวเวช

ขอขอบคุณเพื่อนๆร่วมรุ่นทุกคนที่มีส่วนร่วมทั้งทางตรงและทางอ้อมในการทำวิจัยนี้

ขอขอบคุณฝ่ายงานวิศกรรมที่สนับสนุนอุปกรณ์ประกอบงานวิจัย ขอบคุณศูนย์บริการเทคโนโลยีนิวเคลียร์ที่สนับสนุนเครื่องมือและช่วยเสียสละเวลาทำงานทดแทนเพื่อให้โอกาสทำงานวิจัยโดยสะดวก

ขอบคุณเพื่อนร่วมงานที่มีส่วนสำคัญจนงานวิจัยสำเร็จและเจ้าหน้าที่ บุคลากรอื่นๆ ทั้งหมดที่มีส่วนร่วมในงานครั้งนี้ รวมถึงญาติพี่น้องทุกๆคนที่มีส่วนร่วม ให้ความสนับสนุนกำลังกาย กำลังใจช่วยเหลือจนสำหรับงานวิจัยนี้จนสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

สุดท้ายขอกราบรำลึกบุญคุณพ่อกับแม่ ที่ให้ชีวิตมาเป็นทุนและคอยอบรมสั่งสอน ให้เป็นคนดี มีกำลังใจ ให้กตัญญู ให้ต่อสู้ชีวิตต่อไป

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.. ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.. จ

กิตติกรรมประกาศ.. ฉ

สารบัญ.. ช

สารบัญตาราง.. ญ

สารบัญภาพ.. ฏ

บทที่

1 บทนำ.. 1

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.. 1

1.2 วัตถุประสงค์.. 2

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย.. 3

1.4 วิธีดำเนินการวิจัย.. 3

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.. 3

1.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.. 3

2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.. 6

2.1 หลักการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์แบบดิจิทัล.. 6

2.2 การถูกลดทอนปริมาณรังสีจาการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์.. 6

2.3 สารเรืองรังสีเอกซ์.. 9

2.4 กล้องดิจิทัล.. 12

2.5 อุปกรณ์รับภาพของกล้องดิจิทัล.. 15

2.6 ความแตกต่างระหว่างเซนเซอร์รับภาพแบบ CCDและ CMOS 17

2.7 สรุปข้อเปรียบเทียบระหว่างอุปกรณ์รับภาพ CCDและอุปกรณ์รับภาพ CMOS.. 19

2.8 การเกิดสัญญาณรบกวนในอุปกรณ์รับภาพ.. 19

2.9 ผลของพิกเซลสว่างที่มีต่อภาพถ่าย 20

2.10 ผลของรังสีต่อกล้องดิจิทัล.. 21

บทที่ หน้า

2.11 คุณภาพของภาพถ่ายรังสีเอกซ์... 23
2.12 การประเมินคุณภาพของภาพ... 24
3 การพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล…... 26
3.1 การออกแบบระบบถ่ายภาพ... 26
3.2 การคัดเลือกกล้องดิจิทัลและสารเรืองรังสี.. 28
3.3 การออกแบบกำบังรังสีกล้องดิจิทัล.. 29
3.4 การออกแบบอุปกรณ์ประกอบของระบบ...… 30
3.4.1 ระบบกำบังรังสีของกล้องดิจิทัล........…………………………...... 30
3.4.2 ระบบรับรังสีเอกซ์เพื่อสร้างภาพ………………………………… 32
3.4.3 กลไกการโฟกัส…………………………………………………… 33
3.4.4 การป้องกันการสะท้อนของแสง………………………………… 33
3.4.5 การเพิ่มความแข็งแรงของโครงสร้าง.........………………………… 33
3.5 การออกแบบโปรแกรมของระบบ...…………………………………....... 35
3.6 การประกอบระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์.. 37
3.7 ทำงานของระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์... 39
4 การดำเนินงานและผลการวิจัย…………………………………………...... 41
4.1 การทดสอบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่เงื่อนไขต่างๆของกล้องดิจิทัล............... 41
4.2 การทดสอบการตอบสนองของพลังงานรังสีเอกซ์ต่อระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์...…………… 45
4.3 การทดสอบความต่างเปรียบ(Contrast) ของระบบ................................... 49
4.4 การทดสอบการแสดงรายละเอียดของภาพ …………............................... 55
4.5 การทดสอบหาขนาดพิกเซล.. 59
4.6 การทดสอบโปรแกรมปรับปรุงคุณภาพของภาพ...................................... 60
4.5.1 Edge detection…………………………………………………..... 61
4.5.2 High pass filter ………………………………………………….. 62
4.5.3 Low pass filter ………………………………………………… 63
4.7 การทดสอบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์กับชิ้นงานตัวอย่างชนิดต่างๆ................. 65
5 สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ.. 68

บทที่ หน้า

5.1 สรุปและอภิปรายผลการวิจัย.. 68
5.2 วิจารณ์ผลการวิจัย... 69
5.3 ข้อเสนอแนะ.. 70
รายการอ้างอิง.. 71
ภาคผนวก 73
ภาคผนวก ก ………………………………………………………………………. 74
ภาคผนวก ข ………………………………………………………………………. 76
ภาคผนวก ค ……………………………………………………………………… 86
ภาคผนวก ง 88
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์... 92

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

2.1 ค่าสัมประสิทธิการลดลงเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกายมนุษย์ที่พลังงานเอกซเรย์เท่ากับ 60 keV, 84 keV และ 122 keV ตามลำดับ [4]……………………… 8

2.2 ค่าสัมประสิทธิการลดลงเชิงมวลของโลหะต่างๆที่พลังงานเอกซเรย์เท่ากับ 50 keV, 100 keV และ150 keV ตามลำดับ [4]………………………………………… 8

2.3 สารเรืองรังสีชนิด Inorganic ที่ใช้ในทางการแพทย์ [4]... 10

2.4 ความเข้ากันได้ของสารเรืองรังสีกับ Optical detector ชนิดต่างๆ [10].................... 11

2.5 การเปรียบเทียบกล้องดิจิทัลแต่ละประเภท [12].. 14

2.6 เปรียบเทียบคุณสมบัติระหว่างอุปกรณ์รับภาพ CCD และ อุปกรณ์รับภาพ CMOS [14]…... 18

2.7 ผลของรังสีแกมมาต่ออุปกรณ์รับภาพ CCD [11]……………………………...... 22

2.8 ผลของรังสีโปรตอนต่ออุปกรณ์รับภาพ CCD [11]…………………….............. 22

3.1 รายการชิ้นส่วนอุปกรณ์ของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์………………............... 39

4.1 ภาพที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ด้วยเงื่อนไขของกล้องดิจิทัลที่ ISO 100, 800 และ 1600.. 43

4.2 ที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ด้วยเงื่อนไขของกล้องดิจิทัลที่รูรับแสง 4.5, 5.0 และ 5.6……………………………………………………………………….. 44

4.3 การตอบสนองของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นต่อแรงดันไฟฟ้า............. 46

4.4 ผลการตอบสนองของรังสีเอกซ์ที่พลังงานต่างๆ ต่อระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น.. 48

4.5 ค่าความต่างเปรียบ ณ ความหนาต่างๆของ Aluminum Step Wedge……………… 53

4.6 ค่าความหนาแน่นของวัสดุทางรังสีวินิจฉัย... 54

4.7 ผลจากการทดสอบภาพถ่ายรังสีเอกซ์ของ Bar phantom…………………………… 58

4.8 ภาพถ่ายรังสีเอกซ์ของฟันเพื่อดูความผิดปกติของฟัน... 66

4.9 ผลจากการปรับระดับระยะห่างที่เหมาะกับภาพถ่ายIC……………………………… 67

สารบัญภาพ

ภาพที่ หน้า

2.1 แผนภาพยิงรังสีเอกซ์ความเข้ม I_0 ทะลุผ่านตัวกลางหนา x ออกมาแล้วมีความเข้มลดลงเป็น I ………………………………………………………………….. 7

2.2 กราฟประสิทธิภาพการทำงานของสารเรืองรังสีแต่ละชนิดที่พลังงานต่างๆ [9]...... 10

2.3 ส่วนประกอบของ Fiber optic plate with scintillator (FOS) [13]……................. 12

2.4 การเปรียบเทียบการเกิดการกระเจิงของแสงที่เกิดกับสกรีนที่ใช้ FOP กับ FOS [13]…………………………………………………………………….…...... 12

2.5 กล้องดิจิทัลชนิด Compact [12].. 13

2.6 โครงของกล้องดิจิทัลของกล้องรุ่น EOS 1000D จาก Canon [15]..……….….... 14

2.7 โครงสร้างภายในของอุปกรณ์รับภาพชนิด CCD [14]…………………………… 15

2.8 อุปกรณ์รับภาพ CCD [14]…………….…………….……………...………….. 16

2.9 โครงสร้างภายในของอุปกรณ์รับภาพ CMOS [14]…………………..………... 16

2.10 อุปกรณ์รับภาพ CMOS [14]……………………………………………….....… 17

2.11 โครงสร้างของวงจรพิกเซลแต่ละจุดบนแผ่นรับภาพซีมอส[14]………………….. 20

2.12 ภาพแสดงการเกิด Hot pixel สาเหตุจากรังสี [14]……………………………...... 21

2.13 ภาพถ่ายที่ใช้สำหรับการพิจารณาความแตกต่างของภาพ……………................ 25

3.1 ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล………………………………………………………………………. 27

3.2 แผนภาพแสดงโครงสร้างในส่วนของกล้องดิจิทัลและ FOS …….……………….. 27

3.3 แผนภาพรูปทรงแผ่นตะกั่วล้อมรอบกำบังรังสีกล้องดิจิทัลที่ออกแบบโดยภายนอกเป็นโครงสร้าแผ่นอะลูมิเนียม……………………………………….... 31

3.4 ภาพถ่ายกำบังรังสีของกล้องดิจิทัล……………………………………………... 31

3.5 ภาพถ่าย POM ที่ถูกออกแบบ.. 32

3.6 ระบบรับรังสีเอกซ์เพื่อสร้างภาพ……………………………………………….... 32

3.7 กลไกการปรับโฟกัส……………………………………………………………... 33

3.8 การป้องกันการสะท้อนของแสง………………………………………………... 34

3.9 ภายถ่ายแท่งโลหะทองเหลืองตันจำนวน 4 แท่งเพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้กับโครงสร้างของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์……………………………………….. 34

ภาพที่ หน้า

3.10 หลักการทำงานของโปรแกรม DIP ในการควบคุมระบบผ่านโปรแกรม EOS Utility ………………………………………………………………………….. 35

3.11 หลักการทำงานโปรแกรม DIP ในการปรับปรุงภาพดิจิทัล ……………………….. 36

3.12 ภาพหน้าต่างของโปรแกรม DIP ที่พัฒนาขึ้น... 36

3.13 ภาพถ่ายโปรแกรม DIP ที่พัฒนาขึ้น.. 37

3.14 ชิ้นส่วนอุปกรณ์ของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์…………………….……….. 38

3.15 ภาพถ่ายระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล.. 40

4.1 การจัดระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เพื่อหา Condition ของกล้องดิจิทัล………… 42

4.2 การจัดระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เพื่อทดสอบการตอบสนองของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น.. 46

4.3 กราฟเปรียบเทียบการตอบสนองของรังสีเอกซ์ 20 kV ถึง 80 kV ต่อระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล........... 47

4.4 ภาพถ่าย Aluminum step wedge………………………………………………... 49

4.5 การจัดระบบถ่ายภาพ Aluminum Step wedge………………………………….. 50

4.6 ภาพถ่ายเอกซเรย์ของ Aluminum step wedge จากระบบถ่ายภาพที่พัฒนาขึ้น... 51

4.7 โปรไฟล์ของภาพถ่ายเอกเรย์ของ Aluminum step wedge จากระบบถ่ายภาพที่พัฒนาขึ้น.. 51

4.8 ความสัมพันธ์ของความหนาของ Step wedge กับ ค่ากลางของรังสีเอกซ์ที่ดูดกลืน.. 52

4.9 ภาพที่ผ่านกระบวนการ Convert……………………………………………….. 52

4.10 ภาพถ่าย Bar phantom………………………………………………………... 55

4.11 การจัดระบบถ่ายภาพเพื่อถ่าย Bar phantom……………………………........... 56

4.12 ภาพถ่ายเอกซเรย์ของ Bar phantom ที่แกน Y และแกน X……………………… 56

4.13 กราฟค่า MTF ที่จำนวน line pairs/mm. ต่างๆ.. 58

4.14 การถ่ายภาพขยาย 6.14 เท่าของBar phantom ที่ตำแหน่ง1.0 lp/mm…………... 59

4.15 แสดงโปรไฟล์ของภาพขยาย ณ ขนาดที่ 1.0 lp/mm……………………………… 59

ภาพที่		หน้า
4.16	ภาพถ่ายรังสีเอกซ์ของชิ้นงานที่นำมาหาขนาดพิกเซลจากระบบถ่ายภาพที่พัฒนาขึ้น............	60
4.17	ผลของกระบวนการ Edge detection โดยวิธีของ Sobel Operator……………..	61
4.18	โปรไฟล์ของภาพเอกซเรย์ ก) ก่อนปรับปรุง ข) หลังการปรับปรุง ด้วยกระบวนการ Edge detection………………..................	61
4.19	ผลของกระบวนการ High pass filter………………………………………	62
4.20	โปรไฟล์ของภาพเอกซเรย์ ก) ก่อนปรับปรุง ข) หลังการปรับปรุง ด้วยกระบวนการ High pass filter………………………………………..	63
4.21	ผลของกระบวนการ Low pass filter……………………………………...	64
4.22	โปรไฟล์ของภาพเอกซเรย์ ก) ก่อนปรับปรุง ข) หลังการปรับปรุง ด้วยกระบวนการ Low pass filter……………………....................	64
4.23	ภาพถ่ายฟันกรามทั้ง 2 ซี่ ก) ฟันกรามที่อุดด้วย Amalgam และ ข) ฟันกรามที่ผุ...	65
4.24	ภาพถ่าย Microchip pic………………………………………..	66

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา [1-4]

เครื่องเอกซเรย์ที่ถูกคิดค้นขึ้นมาในงานช่วงแรกๆ นั้นจะอาศัยการเกิดอันตรกิริยาระหว่างรังสีเอกซ์ที่ทะลุผ่านวัตถุตัวอย่างมาตกกระทบลงบนแผ่นฟิล์มในปริมาณที่แตกต่างกันทำให้เกิดเป็นระดับของความขาวและดำที่แตกต่างขึ้นบนฟิล์ม เมื่อนำฟิล์มไปผ่านกระบวนการล้างก็จะได้เป็นภาพแฝงบนแผ่นฟิล์ม โดยทั่วไปในการถ่ายภาพรังสีเอกซ์ด้วยฟิล์มนั้น มีข้อจำกัดที่ไม่สามารถทำการแก้ไขเรื่องความสว่าง (Brightness) และความเปรียบต่าง (Contrast) ของภาพจากการเอกซเรย์ไปแล้วได้ ซึ่งต่อมาได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีของการถ่ายภาพทางการแพทย์แบบใหม่โดยการนำเอาระบบคอมพิวเตอร์เข้ามาร่วมใช้งานกับระบบเอกซเรย์ เรียกว่า ระบบสร้างภาพด้วยคอมพิวเตอร์ (Computed radiography system, CR) โดยระบบเอกซเรย์แบบ CR นี้มีความแตกต่างจากเอกซเรย์แบบเดิมตรงส่วนของอุปกรณ์รับภาพ กล่าวคือจะใช้แผ่นรับภาพที่เรียกว่าอิมเมจเพลต (Image plate) มาใช้แทนฟิล์ม จึงเป็นเทคโนโลยีที่สามารถนำเอาคุณประโยชน์ของคอมพิวเตอร์มาช่วยในการแสดงผลภาพและการปรับแต่งค่าความสว่าง ความเปรียบต่างตลอดจนช่วยในการวิเคราะห์ข้อมูลภาพได้ การใช้งานอิมเมจเพลตจะคล้ายกับการใช้ฟิล์มเอกซเรย์ กล่าวคือเมื่อรังสีเอกซ์ที่มีปริมาณความเข้มที่แตกต่างกันผ่านออกจากตัวผู้ป่วยมาตกกระทบกับอิมเมจเพลตข้อมูลภาพจะถูกสะสมบนอิมเมจเพลต เมื่อนำอิมเมจเพลตไปอ่านด้วยเครื่องอ่านภาพ (Image reader) ซึ่งจะทำหน้าที่ในการเปลี่ยนพลังงานของรังสีเอกซ์ที่สะสมอยู่ในอิมเมจเพลตเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า (Electrical signal) ด้วยการใช้ลำแสงเลเซอร์ (Laser) จากนั้นสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้นี้จะผ่านเข้าไปยังกระบวนการจัดการสัญญาณ (Signal conditioner) เพื่อแปลงให้อยู่ในรูปของสัญญาณดิจิทัลสำหรับนำไปใช้เป็นข้อมูลแสดงผลภาพต่อไป ในส่วนของอิมเมจเพลต จะสามารถนำกลับมาใช้ใหม่ได้โดยผ่านกระบวนการลบข้อมูลด้วยแสงยูวี และเนื่องมาจากภาพที่ได้จากระบบ CR เป็นภาพดิจิทัล ทำให้สามารถนำเอาความรู้ทางด้านกระบวนการจัดการภาพ (Image Processing) มาช่วยในการปรับปรุงคุณภาพของภาพได้ เช่น ในกรณีที่ใช้ฟิล์มเมื่อปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพมีค่ามากเกินไปส่งผลให้ฟิล์มมีความดำมากเกินกว่าที่จะใช้วิเคราะห์ผลภาพได้เป็นต้น ต้องทำการถ่ายภาพเอกซเรย์ใหม่ ดังนั้นจะเห็นได้ว่าระบบ CR ช่วยลดอัตราการสูญเสียอันเนื่องมาจากความไม่เหมาะสมของการตั้งค่าพารามิเตอร์ในการถ่ายเอกซเรย์ได้ และระบบ CR ยังมีข้อดี ที่เหนือไปกว่าระบบฟิล์ม คือ ระบบ

CR ไม่ได้ใช้กระบวนการทางเคมี (น้ำยาล้างฟิล์ม) เนื่องจากข้อมูลที่ได้เป็นแบบดิจิทัลทำให้ช่วยลดการใช้สารเคมีอันจะส่งผลกระทบต่อภาวะโลกร้อนได้ แต่ระบบ CR ยังมีข้อด้อยในเรื่องของราคาและค่าใช้จ่ายที่ค่อนข้างสูงเมื่อแรกติดตั้ง แต่ในระยะยาวจะประหยัดกว่าระบบฟิล์มมาก ปัจจุบันก็มีแนวโน้มว่าจะนำระบบ CR มาใช้งานตามโรงพยาบาลมากขึ้นเรื่อยๆ จนอาจจะมาแทนที่ระบบฟิล์มซึ่งเป็นระบบแบบเดิมได้

การถ่ายภาพเอกซเรย์อีกแบบหนึ่งที่สามารถเห็นภาพเอกซเรย์ในทันทีเรียกว่า การถ่ายภาพรังสีแบบดิจิทัล (Digital radiography, DR) ซึ่งระบบ DR อาศัยการทำงานของอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณแสงหรืออุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณรังสีเอกซ์ชนิดสารกึ่งตัวนำแทนฟิล์ม จึงทำให้สามารถอ่านผลภาพได้ทันทีขณะทำการถ่ายภาพเอกซเรย์ และเพื่อให้ง่ายต่อการเคลื่อนย้ายไปยังแผนกต่างๆในโรงพยาบาล ดังนั้นจึงมีการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์ด้วยระบบ DR แบบเคลื่อนย้ายได้ (Portable X-ray) ให้มีความสะดวก ปลอดภัย และมีประสิทธิภาพในการทำงานทางด้านรังสีวินิจฉัยมากขึ้นเรื่อยๆ ปัจจุบันมีงานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์แบบเคลื่อนย้ายได้ด้วยการใช้ระบบ DR เป็นจำนวนมาก ซึ่งก็จะช่วยเพิ่มความสะดวกของการทำงานทางด้านรังสีวินิจฉัยได้เป็นอย่างดี

ในงานวิจัยที่ผ่านมา มีการพัฒนาเครื่องถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ต่างๆมากมาย ซึ่งเครื่องถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เหล่านั้น ได้รับการพัฒนาขึ้นจากอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณแสงหรืออุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณรังสีเอกซ์ชนิดสารกึ่งตัวนำที่แตกต่างกัน อันได้แก่ การใช้สารเรืองรังสีร่วมอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณแสงชนิดซีซีดี (CCD) หรือ ซีมอส (CMOS) ดังนั้นวิทยานิพนธ์นี้จึงมีแนวคิดที่จะพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ (Fiber optic scintillator, FOS) ร่วมกับกล้องดิจิทัลที่มีความละเอียดสูงพร้อมทั้งโปรแกรมปรับปรุงคุณภาพของภาพ โดยอาศัยฟังก์ชันที่หลากหลายของกล้องดิจิทัลมาช่วยถ่ายภาพทางรังสี เช่น สามารถปรับความไวแสง (ISO) ถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์แบบต่อเนื่อง เป็นต้น และเนื่องจากขนาดของฉากรับภาพรังสี(FOS)ที่มีอยู่มีขนาดเล็กจึงทำให้ระบบนี้เหมาะสำหรับการถ่ายภาพรังสีในส่วนเล็กๆ เช่น นิ้วมือ ฟัน เป็นต้น

1.2 วัตถุประสงค์

เพื่อพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

1. พัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัลพร้อมทั้งระบบควบคุมการทำงานและระบบสร้างภาพ
2. ออกแบบและพัฒนาโปรแกรมควบคุมการทำงานและโปรแกรมปรับปรุงคุณภาพของภาพ
3. ทดสอบประสิทธิภาพของภาพจากระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ Fiber Optic Scintillator (FOS) ร่วมกับกล้องดิจิทัล เช่น พลังงานของรังสีเอกซ์ การแจกแจงรายละเอียดภาพของภาพ เป็นต้น

1.4 วิธีดำเนินการวิจัย

1. ค้นคว้าและรวบรวมข้อมูลงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง
2. ศึกษาเรื่องสารเรืองรังสีที่จะใช้ และกล้องดิจิทัล
3. ออกแบบ และพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่ใช้ FOS ร่วมกับกล้องดิจิทัลพร้อมโปรแกรมสร้างภาพและควบคุมการทำงาน
4. ทดสอบการทำงานของระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น
5. ทดสอบประสิทธิภาพของการถ่ายภาพด้วยระบบที่พัฒนาขึ้น เช่น คุณภาพของภาพ ความละเอียดของภาพ เป็นต้น
6. ปรับปรุงคุณภาพของภาพด้วยโปรแกรมแต่งภาพที่ได้ทำการพัฒนาขึ้น
7. สรุปและเขียนวิทยานิพนธ์

1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ได้ต้นแบบของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัลสำหรับงานทางรังสีวินิจฉัย

1.6 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

งานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาเครื่องถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ได้รับความสนใจมาเป็นเวลานานแล้ว ดังเช่น

1. Jeong M.H. และคณะ [5] ได้ทำการออกแบบและพัฒนาเครื่องเอกซเรย์แบบ Portable ด้วยระบบดิจิทัลโดยใช้ Fiber Optic Plate ร่วมกับ CMOS และเลือกสารเรืองรังสีเอกซ์ที่เหมาะสมกับระบบเพื่อให้ได้มาซึ่งประสิทธิภาพสูงสุดของระบบนี้ โดยทดสอบหาค่าประสิทธิภาพ เช่น การตอบสนองพลังงานรังสีเอกซ์ ความแตกต่างของระดับเทา (Gray scale) ที่อยู่ในบริเวณใกล้กัน เป็นต้น

2. Tang Le, และคณะ [6] ทำการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์แบบ Portable ด้วยระบบดิจิทัลโดยใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ชนิดฟลูออโรสโคปซึ่งให้ความถี่ออกมา 5 พัลส์ต่อวินาที ให้ปริมาณรังสี (Dose) ที่ส่งออกมา 4 mR ที่ระยะห่าง 30 cm ใช้ $Gd_2O_2S:Tb$ เป็นตัวตรวจจับรังสีร่วมกับ CCD

3. นายเอกรัฐ ฤทธิเนียม [7] ทำการพัฒนากล้องถ่ายภาพรังสีเอกซ์โดยใช้ FOS ชนิดเทเปอร์ร่วมกับ CCD โดยเลือก FOS เป็นสารเรืองรังสีชนิด $Gd_2O_2S:Tb$ เคลือบบน Fiber optic plate (FOP) แสดงผลภาพโดยโปรแกรมที่ออกแบบมาสำหรับการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยเฉพาะผ่านทาง Video capture card ทำงานบนระบบปฏิบัติการวินโดวส์และควบคุมการทำงานผ่าน USB ร่วมกับไมโครคอนโทลนเลอร์

4. Valais I.G, และคณะ[8] ได้ทดสอบประสิทธิภาพการเรืองแสง (luminescence efficiency:LE) ของสารเรืองรังสี 2 ชนิดคือ $(Lu,Y)_2SiO_5:Ce$ (LYSO:Ce) และ $Gd_2SiO_5:Ce$ (GSO:Ce) ซึ่งสารทั้งสองชนิดต่างก็ใช้เวลาในการเปลี่ยนพลังงานรังสีเอกซ์เป็นพลังงานแสงน้อยเพื่อนำมาใช้แทน $Lu_2SiO_5:Ce$ (LSO:Ce) ที่มีราคาแพง และทดสอบหาความเหมาะสมของสารเรืองรังสีทั้งสองกับอุปกรณ์ตรวจจับชนิดต่างๆ (Optical detectors) ผลคือ LYSO:Ce จะให้ค่า LE ที่สูงกว่า GSO:Ce และถ้าใช้งานร่วมกับ GaAs photocathode (ค่า matching factor : 0.93) จะเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพของ LYSO:Ce

5. Cavouras D., และคณะ [9] ทำการทดสอบหาค่าประสิทธิภาพสารเรืองแสง (luminescence efficiency: LE) ของสารเรืองรังสี 4 ตัว คือ $Gd_2O_2S:Tb$, $Y_2O_2S:Tb$, $ZnSCdS:Ag$ และ $CsI:Na$ ที่นิยมใช้ในงานทางรังสีควบคู่กับ Optical detectors ในการใช้งานทางการแพทย์ โดยพลังงานรังสีเอกซ์อยู่ในช่วง 50-140 KV

6. Uffmann M., และคณะ [10] ได้ทำการทดลองหาความสัมพันธ์เกี่ยวกับคุณภาพของภายถ่ายด้วยรังสีเอกซ์กับปริมาณรังสีที่คนไข้ได้รับ เพื่อลดปริมาณรังสีที่คนไข้ได้รับแต่ก็ยังให้ภาพที่เหมาะสมกับการวิเคราะห์

7. Jiaming Tan., และคณะ ได้ศึกษาเรื่อง X-Ray Radiation Effects on CMOS Image Sensor In-Pixel Devices [11] นำเสนอผลการศึกษาอุปกรณ์รับภาพซีมอส CMOS Image sensor (CIS) ปัจจุบันมีการใช้กันอย่างแพร่หลายทางอุตสาหกรรมและขยายมาใช้ในทางการแพทย์เนื่องจากมีข้อได้เปรียบกว่าอุปกรณ์รับภาพ CCD ในเรื่องของการใช้พลังงานต่ำ,ราคาต่ำ และสามารถนำมาประยุกต์ใช้งานได้อย่างกว้างขวาง ผลการศึกษาทดลองครั้งนี้แสดงถึงผลกระทบของรังสีต่อซีมอสแบบ 3 ทรานซิสเตอร์ Transistor Active Pixel Sensors (3T APS) เปรียบเทียบกับแบบทรานซีสเตอร์ 4T APS โดยข้อสรุปส่วนใหญ่ชี้ไปที่ผลกระทบปริมาณรวมของรังสีต่อจุดส่องสว่าง พบว่าผลกระทบต่อซีมอสแบบ 4T APS จะมีผลน้อยมาก นำไปสู่การพัฒนาอุปกรณ์รับภาพ ขนาด 0.18 μm 4T APS ในระบบกล้องที่ทันสมัย

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1 หลักการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์แบบดิจิทัล (DR) [1-2]

การถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์แบบดิจิทัลทางการแพทย์เป็นการถ่ายภาพรังสีที่ได้รับการบันทึกโดยตรงจากลำรังสีที่ผ่านตัวผู้ป่วยลงบนฉากรับภาพรังสี มีหลักการทำงานดังนี้

เมื่อรังสีเอกซ์ผ่านตัวผู้ป่วยปริมาณรังสีจะถูกลดทอนตามอวัยวะต่างๆ หรือชนิดของเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นไม่เท่ากัน ซึ่งเมื่อปริมาณรังสีเหล่านี้ตกกระทบลงบนฉากรับภาพรังสีแล้วถูกเปลี่ยนให้เป็นสัญญาณทางไฟฟ้า (Electrical signal) จากนั้นข้อมูลเหล่านี้จะผ่านกระบวนการสร้างภาพ (Image processing) โดยอาศัยการทำงานของคอมพิวเตอร์ เพื่อแปลงข้อมูลที่ได้จากฉากรับภาพรังสีให้เป็นข้อมูลแบบดิจิทัล เพื่อนำไปแสดงผลภาพต่อไป โดยการสร้างภาพ คือ การหาค่าการกระจายของค่าสัมประสิทธิการลดทอนเชิงเส้นนั้นเอง

2.2 การถูกลดทอนปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ [3-4]

รังสีเอกซ์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่สูงและสามารถทำให้อะตอมของตัวกลางแตกตัวในขณะที่มันเคลื่อนตัวผ่านตัวกลางนั้น เมื่อรังสีที่มีพลังงานเดี่ยวเข้าไปในตัวกลางใดๆ จะเกิดปรากฏการณ์ที่สำคัญ ได้แก่ ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กตริก(Photoelectric effect) และปรากฏการณ์คอมพ์ตัน (Compton effect) ทำให้สูญเสียพลังงานบางส่วน ดังนั้นเมื่อรังสีผ่านออกมาจากตัวกลางจึงมีความเข้มลดลง

ปริมาณรังสีที่ถูกปล่อยออกจากหลอดรังสีเอกซ์นั้นจะมีความเข้มของรังสีซึ่งจะคำนวณได้จากสมการที่ (2.1)

$$I = kmAZV^2 \qquad \text{.................. (2.1)}$$

โดย I คือ ความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ได้จากแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ (Intensity of radiation)

k คือ ค่าคงที่ของวัตถุ(Constant feature of the object)

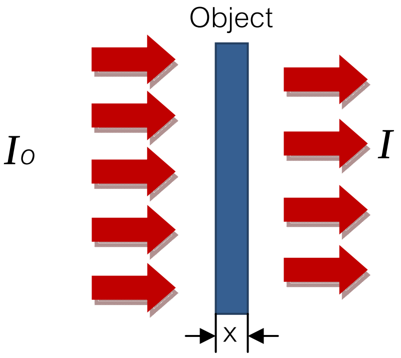
mA คือ กระแสที่ใช้ (Current)

Z คือ เลขอะตอมของธาตุ (Atomic number)

V คือ ศักย์ไฟฟ้าที่ใช้ (Voltage)

ถ้าให้รังสีเอกซ์ซึ่งที่มีพลังงานเดี่ยวและมีความเข้มเป็น I_0 เข้าไปยังตัวกลางที่มีเนื้อเดียวตลอดและมีความหนาเท่ากับ x เมื่อรังสีเอกซ์ทะลุผ่านตัวกลางออกมาแล้วจะมีความเข้มลดลงเป็น I เนื่องจากโฟตอนบางส่วนจะทำอันตรกิริยากับอะตอมของตัวกลาง ซึ่งอันตรกิริยาที่เกิดขึ้น ได้แก่ ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก การกระเจิงแบบเรย์เลย์และการกระเจิงแบบคอมป์ตัน ซึ่งการเกิดปรากฏการณ์เหล่านั้นทำให้ความเข้มของรังสีเอกซ์ลดลง ดังภาพที่ 2.1ความสัมพันธ์ระหว่าง I_0 , x และ I จะเป็นไปตามกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ (Lambert-Beer law) ดังสมการที่ 2.2

$$I = I_0 e^{-\mu x} \qquad \text{...................... (2.2)}$$



ภาพที่ 2.1 รังสีเอกซ์ความเข้ม I_0 ทะลุผ่านตัวกลางหนา x ออกมาแล้วมีความเข้มลดลงเป็น I

ค่า μ คือค่าสัมประสิทธิการลดทอนเชิงเส้น (Linear attenuation coefficient) ของรังสีเอกซ์ e เรียกว่า ค่าคงตัวออยเลอร์ (Euler's constant) ซึ่งมีค่า 2.718 จากสมการ 2.2 จะเห็นว่า $e^{-\mu x}$ แสดงถึง การลดลงของความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ทะลุผ่านตัวกลางออกมาจะขึ้นกับ μ และ x

พิจารณาค่า μ แล้วสามารถสรุปได้ว่า ถ้า μ มีค่าสูงแสดงว่าตัวกลางนั้นสามารถดูดกลืนรังสีเอกซ์ไว้ได้มากทำให้รังสีเอกซ์ทะลุผ่านออกมาได้น้อย และในทางกลับกันเมื่อค่า μ มีค่าน้อยแสดงว่าตัวกลางนั้นสามารถดูดกลืนรังสีเอกซ์ไว้ได้น้อยทำให้รังสีเอกซ์ทะลุผ่านออกมาได้มาก นอกจากนี้ยังพบว่าค่าของ μ ยังขึ้นอยู่กับชนิดของตัวกลางและพลังงานของรังสีเอกซ์ กล่าวคือ ถ้าพลังงานของรังสีเอกซ์มีคงที่ ค่าของ μ จะมีค่ามากขึ้น ถ้าตัวกลางมีความหนาแน่นหรือเลขอะตอมสูงขึ้น และค่าของ μ จะลดลงถ้าพลังงานของรังสีเอกซ์เพิ่มขึ้น ดูจากตาราง 2.1และตารางที่ 2.2

ตารางที่ 2.1 แสดงค่าสัมประสิทธิการลดลงเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกายมนุษย์ที่พลังงานเอกซเรย์เท่ากับ 60 keV, 84 keV และ 122 keV ตามลำดับ [4]

เนื้อเยื่อ	μ (cm^{-1})		
	60 keV	84 keV	122 keV
กระดูก	0.528	0.464	0.410
เลือด	0.208	0.182	0.163
เกรย์แมตเตอร์	0.212	0.184	0.163
ไวต์แมตเตอร์	0.213	0.187	0.166
ซีเอสเอฟ(CSF)	0.207	0.181	0.160
น้ำ	0.206	0.180	0.160
ไขมัน	0.185	0.162	0.144
อากาศ	0.0004	0.0003	0.0002

ตารางที่ 2.2 แสดงค่าสัมประสิทธิการลดลงเชิงมวลของโลหะต่างๆ ที่พลังงานเอกซเรย์เท่ากับ 50 keV, 100 keV และ 150 keV ตามลำดับ [4]

เนื้อเยื่อ	μ/ρ $(cm^2 g^{-1})$		
	50 keV	100 keV	150 keV
Tungsten	5.95	4.44	1.58
Iron	1.96	0.36	0.19
Aluminium	0.37	0.18	0.14
Lead	8.04	5.55	2.01
Tin	10.7	1.68	0.61

ตามปกติชิ้นวัตถุส่วนใหญ่ประกอบไปด้วยสารหลายชนิด จึงไม่เป็นตัวกลางที่มีเนื้อเดียวตลอด ดังนั้นเมื่อยิงรังสีเอกซ์ที่มีความเข้มเป็น I_0 ไปยังชิ้นวัตถุ รังสีเอกซ์เรย์จะค่อยๆสูญเสียพลังงานไปในขณะที่เคลื่อนที่เข้าไป จนเมื่อทะลุผ่านออกมากลายเป็นความเข้ม I การที่ชิ้นวัตถุนั้นไม่เป็นตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวตลอด ทำให้ต้องมีการปรับปรุงกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ โดยการพิจารณาแบ่งซอยชิ้นวัตถุออกเป็นแท่งที่มีขนาดเล็กมากเป็น dx ตามเส้นทางที่รังสีเอกซ์เคลื่อนที่

ผ่านเข้าไปในชิ้นวัตถุนั้น และกำหนดโดยอนุโลมให้แต่ละแท่งเป็นตัวกลางที่มีเนื้อเดียวกันมีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเป็น μ แต่ละแท่งซึ่งมีจำนวนมากมายนั้นไม่จำเป็นต้องมีค่า μ เท่ากันหมด ขึ้นอยู่กับเส้นทางการเคลื่อนที่ของรังสีผ่านเข้าไปที่ส่วนใดของชิ้นวัตถุ เมื่อพิจารณาแล้วกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์จะกลายเป็น

$$I = I_0 e^{-\int \mu dx} \quad \text{...} \quad (2.3)$$

เมื่อเทอม $\int \mu dx$ เป็นอินทิกรัลเชิงเส้น (Line integral) ตามเส้นทางที่รังสีผ่านดังสมการที่ 2.3 เป็นสมการที่ใช้ในการหาความเข้มของ I บนระนาบของสไลซ์ของชิ้นวัตถุที่รังสีผ่าน เมื่อรู้ความเข้มของ I แล้วจะสามารถสร้างภาพเป็นภาพที่มีประโยชน์เช่นในการวินิจฉัยโรคได้

2.3 **สารเรืองรังสีเอกซ์** (X-ray scintillator) [2, 7-9, 11]

ฉากรับภาพรังสีชนิดสารเรืองรังสีเอกซ์ ทำหน้าที่เปลี่ยนพลังงานของรังสีเป็นพลังงานแสง ดังนั้นสารเรืองรังสีเอกซ์ที่ดีจึงต้องมีคุณสมบัติดังนี้

- มีประสิทธิภาพสูงในการเปลี่ยนพลังงานของรังสีไปเป็นพลังงานแสงและมีขนาดของอนุภาคของสารเรืองที่เล็กเพื่อให้สามารถใช้งานที่ต้องการรายละเอียดสูงได้
- ความสามารถของสารเรืองรังสีเอกซ์จะต้องตอบสนองต่อพลังงานของรังสีในช่วงที่เหมาะสมกับช่วงการตอบสนองของอุปกรณ์ตรวจวัดแสงที่นำมาใช้งาน
- มีค่าเวลาสลาย (Decay time) ที่สั้น เพื่อลดการรบกวนกันของแสงที่เกิดขึ้นขณะใช้งาน

เนื่องจากสารเรืองรังสีเอกซ์ แต่ละชนิดจะมีคุณสมบัติที่แตกต่างกันดังที่แสดงในตารางที่ 2.3 ดังนั้นในการประยุกต์ใช้สารเรืองรังสีเอกซ์ในงานทางรังสีจึงจำเป็นต้องพิจารณาสิ่งต่างๆ เหล่านี้

1. ช่วงพลังงานของรังสีเอกซ์ที่ใช้สำหรับถ่ายภาพ

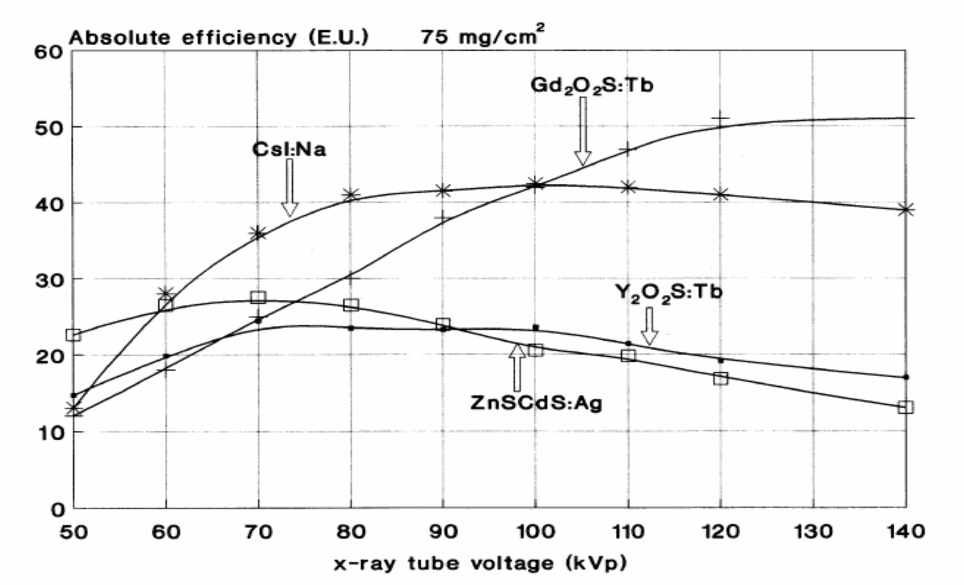
ช่วงพลังงานของรังสีเอกซ์ที่ใช้สำหรับถ่ายภาพเป็นตัวแปรที่สำคัญในการเลือกสารเรืองรังสีเอกซ์ เนื่องจากพลังงานของรังสีเอกซ์จะบ่งบอกถึงความสามารถในการทะลุผ่านวัตถุแต่ละชนิด และสารเรืองรังสีเอกซ์แต่ละชนิดจะตอบสนองต่อพลังงานของรังสีเอกซ์ที่ต่างกันออกไป ดังแสดงในภาพที่ 2.2

ตารางที่ 2.3 สารเรืองรังสีชนิด Inorganic ที่ใช้ในทางการแพทย์ [8]

Scintillator Name	Density ($g.cm^{-3}$)	ρZ_{eff}^{4} (10^6)	Hygro-Scopicity	Light yield (Photons/MeV)	Decay time(ns)	Emission maximum (nm)
$CsI:Tl$	4.51	38	Slightly	66000	800-900	550
$Gd_2O_2S:Pr$	7.3	103	No	50000^{a}	3×10^{3}	510
$YAlO_3Ce$	5.5	7	No	21000	30	350
$Y_3Al_5O_{12}:Ce$	4.6	39	No	16700	80	530
$Gb_2SiO_5:Ce$	6.7	84	No	8000	60	440
$Gd_3Ga_5O_{12}:Ce$	7.1	58	No	40000^{a}	1.4×10^{5}	730
$Lu_2SiO_5:Ce$	7.4	143	No	26000	40	420
$Lu_{2(1-x)}Y_{2x}SiO_5:Ce$	7.1	63	No	<30000	40	420^{b}

^{a} Measured at $\approx$60-80 keV; all others at 662keV.

^{b} Data are from [7].



ภาพที่ 2.2 กราฟแสดงประสิทธิภาพการทำงานของสารเรืองรังสีแต่ละชนิดที่พลังงานต่างๆ [9]

2. ความยาวคลื่นของแสงที่ได้จากสารเรืองรังสีเอกซ์

สารเรืองรังสีเอกซ์แต่ละชนิดจะมีความสามารถในการเปลี่ยนพลังงานของรังสีเอกซ์ไปเป็นพลังงานแสงในช่วงความยาวคลื่นที่แตกต่างกัน ดังนั้นในการประยุกต์ใช้งานต้องหาความเหมาะสมของสารเรืองรังสีกับอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณแสง หรืออุปกรณ์ตรวจวัดรังสีชนิดสารกึ่งตัวนำที่จะนำมาร่วมใช้งาน ดังตารางที่ 2.4

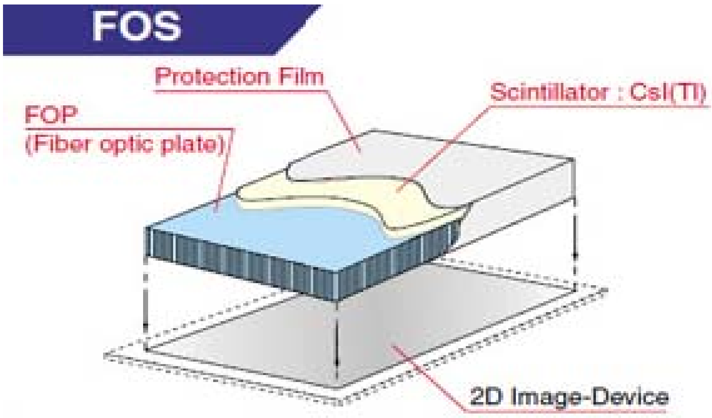
ตารางที่ 2.4 แสดงความเข้ากันได้ของสารเรืองรังสีกับ Optical detector ชนิดต่างๆ [10]

Spectral matching factor of CsI:TI with optical detectors	
Optical detectors	CsI:TI matching factor
S – 20 EMI	0.763
Si/S1133 Hamamatsu	0.838
a-Si:H/108H	0.851
CCD S100AB SITe®	0.926
GaAs	0.941

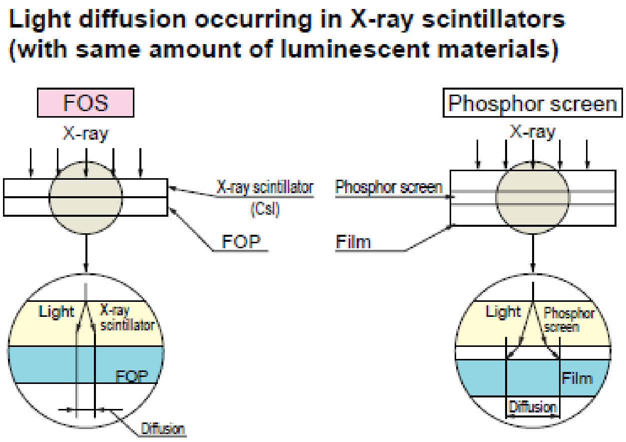
3. ขนาดของอนุภาคของสารเรืองรังสีเอกซ์

ขนาดของอนุภาคของสารเรืองรังสีเอกซ์ส่งผลต่อความคมชัดของภาพ โดยขนาดของอนุภาคที่มีขนาดใหญ่ (large-grained) จะให้ความเข้มของแสงที่ปลดปล่อยออกมามากกว่าขนาดเล็ก (small-grained) แต่ในทางกลับกันอนุภาคที่มีขนาดเล็กก็ให้คุณภาพของภาพ (image quality) ที่ดีกว่าอนุภาคขนาดใหญ่

เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานของสารเรืองรังสีเอกซ์จึงนิยมใช้ Fiber optic plate (FOP) เคลือบติดกับสารเรืองรังสีเอกซ์ซึ่งเรียกใหม่ว่า Fiber optic scintillator (FOS) ดังที่แสดงในภาพที่ 2.3 หากพิจารณาถึงการกระเจิงของแสงที่เกิดจาก FOS จะมีน้อยกว่าการกระเจิงที่เกิดกับฉากเรืองรังสีทั่วๆ ไปดังที่แสดงในภาพที่ 2.4 ดังนั้นจึงทำให้ได้ภาพที่มีความคมชัดมากขึ้นเมื่อนำอุปกรณ์ตรวจวัดปริมาณแสงใช้งานร่วมกับ FOS



ภาพที่ 2.3 แสดงส่วนประกอบของ Fiber optic plate with scintillator (FOS) [13]



ภาพที่ 2.4 แสดงการเปรียบเทียบการกระเจิงของแสงที่เกิดกับฉากเรืองรังสีชนิด FOS กับฉากเรืองรังสีทั่วไป [13]

2.4 กล้องดิจิทัล (Digital camera) [12]

สามารถแบ่งประเภทของกล้องดิจิทัลเป็น 2 ประเภทใหญ่ๆ คือ กล้องแบบคอมแพ็ค (Compact) และกล้องแบบสะท้อนภาพเลนส์เดี่ยว (Single lens reflex, SLR)

2.4.1 กล้องแบบคอมแพ็ค

กล้องแบบคอมแพ็คเป็นกล้องที่เป็นที่นิยมอย่างมาก เป็นกล้องที่มีขนาดเล็กกะทัดรัด ราคาไม่แพงมากนัก และมีน้ำหนักเบา เนื่องจากถูกออกแบบมาให้เหมาะกับการใช้งานทั่วไป จึงใช้งานได้ง่าย ดังภาพที่ 2.5 แสดงลักษณะของกล้องแบบคอมแพ็ค

ภาพที่ 2.5 แสดงลักษณะของกล้องแบบคอมแพ็ค [12]

กล้องแบบนี้จะมีช่องมองภาพแยกออกจากเลนส์ต่างหาก จึงทำให้ภาพที่ได้จากเลนส์กับช่องมองภาพมีความคลาดเคลื่อนไม่เหมือนกันเท่าไหร่นัก รวมถึงคุณภาพของภาพที่ได้นั้นต่ำกว่ากล้องแบบ SLR เนื่องจากกล้องแบบคอมแพ็ค มักจะใช้อุปกรณ์รับภาพที่มีขนาดเล็กกว่า เนื่องจากเน้นที่การใช้งานดังนั้นการที่ใช้อุปกรณ์รับภาพที่มีขนาดเล็กจะสามารถออกแบบกล้องให้มีขนาดเล็กเพื่อพกพาได้ และทำให้เลนส์มีขนาดเล็กได้

2.4.2 กล้องแบบสะท้อนภาพเลนส์เดี่ยว

กล้องถ่ายภาพแบบสะท้อนภาพเลนส์เดี่ยวมีจุดเด่นที่เป็นการถ่ายภาพที่มองผ่านเลนส์ทำให้สามารถมองเห็นภาพได้ใกล้เคียงกับที่ถูกบันทึกไว้ กล้อง SLR มีขนาดใหญ่และหนักกว่ากล้องคอมแพ็ค มีขีดความสามารถในเรื่องของความเร็วหรือความฉับไวในการ บันทึกภาพ หรือการถ่ายภาพที่มีความเร็วต่อเนื่องตั้งแต่ปานกลางถึงขั้นสูง ซึ่งโดยเฉลี่ยสามารถถ่ายภาพได้ต่อเนื่องตั้งแต่ 3-12 ภาพต่อวินาที มีฟังก์ชันการทำงานด้านการถ่ายภาพมากกว่ากล้องคอมแพ็ค โดยตารางที่ 2.5 แสดงการเปรียบเทียบกล้องดิจิทัลแต่ละประเภท

โครงสร้างของกล้องดิจิทัลประกอบด้วยส่วนที่สำคัญดังนี้ ระบบเลนส์ อุปกรณ์รับภาพสี ระบบผสมสัญญาณภาพสีและระบบส่งสัญญาณบรรจุในโครงกล้อง ด้วยเทคโนโลยีปัจจุบันทำให้กล้องดิจิทัลมีขนาดเล็กและราคาถูกลงมาก ใช้กำลังไฟฟ้าต่ำ ดังแสดงในภาพที่ 2.6 นอกจากนี้ยังมีระบบส่งสัญญาณภาพแบบดิจิทัลที่ออกแบบให้สามารถเชื่อมต่อสัญญาณได้โดยตรงกับคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ต USB ทำให้ง่ายต่อการแสดงภาพและการบันทึกภาพ ตลอดจนการใช้โปรแกรมปรับแต่งเสริมคุณภาพของภาพให้ชัดเจนได้ ส่วนประกอบสำคัญที่มีผลต่อคุณภาพของภาพจากกล้องดิจิทัล คือ อุปกรณ์รับภาพและเลนส์

ตารางที่ 2.5 การเปรียบเทียบกล้องดิจิทัลแต่ละประเภท [12]

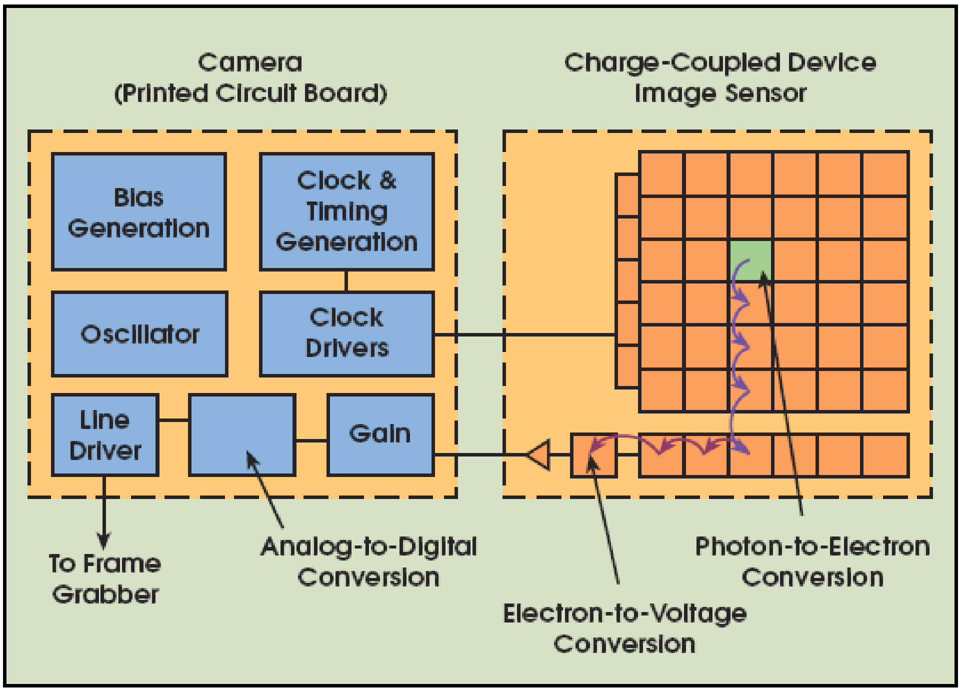
ประเภท	กล้องดิจิทัล SLR	กล้องดิจิทัล Compact
ขนาด	ใหญ่	เล็ก
น้ำหนัก	หนัก	เบากว่า
ราคา	แพง	ไม่แพงมาก
จำนวนรุ่น	มีน้อยกว่า	มีจำนวนมาก
ถ่ายวิดีโอสั้นๆ	ได้เกือบทุกรุ่น	ได้
ความไวแสง ISO	100-64000	100-3200
ยืดหยุ่นในการใช้งาน	มาก	พอสมควร
คุณภาพ	ดีมาก	ดี

ภาพที่ 2.6 โครงของกล้องดิจิทัลแบบ SLR รุ่น EOS 1000D จาก Canon [12]

2.5 อุปกรณ์รับภาพของกล้องดิจิทัล [14]

อุปกรณ์รับภาพของกล้องดิจิทัลนั้นเป็นอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ที่ผลิตมาจากสารกึ่งตัวนำ มีหน้าที่เปลี่ยนปริมาณของแสงที่มาตกกระทบให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า โดยโครงสร้างภายในอุปกรณ์รับภาพจะประกอบไปด้วยเซนเซอร์รับแสงจำนวนมากสำหรับกำเนิดจุดภาพหรือพิกเซล (Pixel) ปัจจุบันมีอุปกรณ์รับภาพที่นิยมนำมาใช้งานมีอยู่ 2 ชนิด คือ อุปกรณ์รับภาพชนิด Complementary metal oxide semiconductor (CMOS) และ Charge coupled device (CCD)

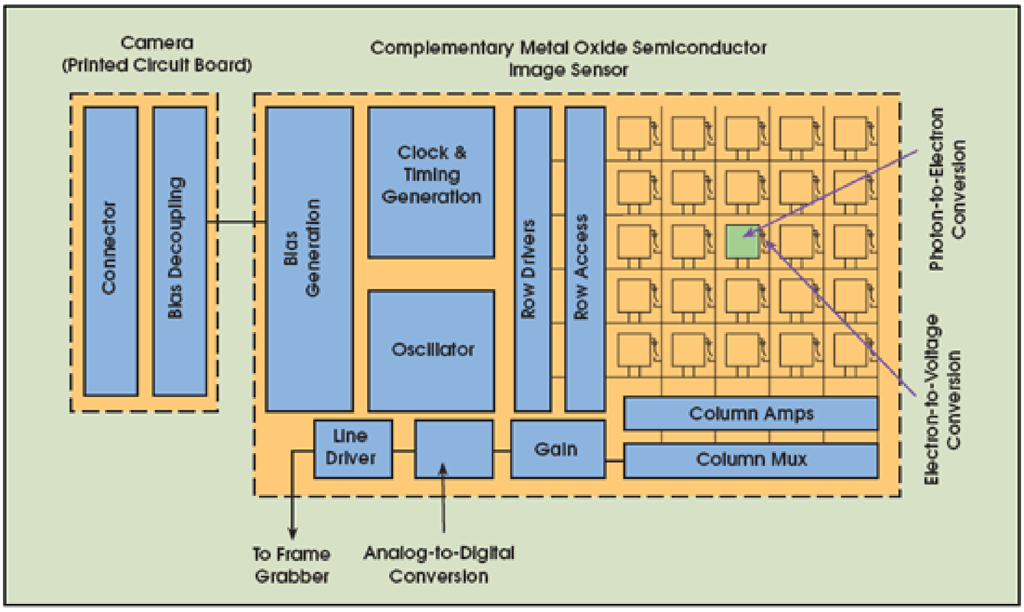
ในภาพที่ 2.7 แสดงแผนภาพโครงสร้างภายในของอุปกรณ์รับภาพชนิด CCD เมื่อแต่ละพิกเซลได้รับโฟตอนแสง จะเปลี่ยนโฟตอนแสงไปเป็นประจุไฟฟ้าตามสัดส่วนของปริมาณความเข้มแสง จากนั้นประจุเหล่านั้นจะถูกถ่ายโอนไปยังส่วนส่งสัญญาณทางออก (Output) เพื่อนำไปแปลงเป็นความต่างศักย์ไฟฟ้าในลักษณะสัญญาณแอนาล็อก (Analog) รออยู่ที่ส่วนบัฟเฟอร์ (Buffer) ข้อมูล ก่อนที่จะแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล (Digital) และส่งออกจากอุปกรณ์ชิพ (Chip) โดยตัวรับแสงทุกเซลล์จะให้สัญญาณทางออกที่มีความสม่ำเสมอ ซึ่งมีความสำคัญต่อคุณภาพของภาพ ภาพที่ 2.8 แสดงลักษณะของอุปกรณ์รับภาพ CCD ในกล้องถ่ายภาพ



ภาพที่ 2.7 โครงสร้างภายในของ อุปกรณ์รับภาพชนิด CCD [14]

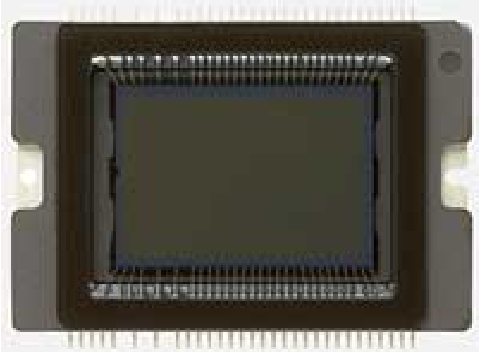
ภาพที่ 2.8 อุปกรณ์รับภาพ Charge Coupled Device (CCD) [14]

สำหรับอุปกรณ์รับภาพชนิด CMOS ซึ่งมีโครงสร้างภายในของอุปกรณ์แสดงดังภาพที่ 2.9 และลักษณะรูปร่างดังภาพที่ 2.10 CMOS นั้นเป็นอุปกรณ์รับภาพที่ใช้กำลังไฟฟ้าน้อยกว่าอุปกรณ์รับภาพ CCD โดยแต่ละพิกเซลของอุปกรณ์รับภาพ CMOS ทำหน้าที่เป็นเซนเซอร์ไวแสงแปลงประจุเป็นความต่างศักย์ไฟฟ้าภายในตัวเอง จากนั้นจะส่งสัญญาณออกจากบริเวณพื้นที่เซนเซอร์ไวแสงในรูปแบบแมทริกซ์ (Matrix) ผ่านส่วนขยายสัญญาณก่อนเปลี่ยนสัญญาณแอนาล็อกให้เป็นดิจิทัล จากเทคโนโลยีการแปลงสัญญาณที่เพิ่มเข้าไปในอุปกรณ์รับภาพ ช่วยให้แต่ละพิกเซลสามารถทำการแปลงปริมาณประจุไฟฟ้าเป็นระดับศักย์ไฟฟ้าได้เอง ซึ่งส่งผลให้มีความเร็วในการแปลงสัญญาณเพิ่มขึ้น แต่พื้นที่ในการรับแสงลดน้อยลง ทำให้ความสม่ำเสมอของสัญญาณไม่ค่อยดี แต่จะจับภาพเคลื่อนไหวได้รวดเร็ว



ภาพที่ 2.9 โครงสร้างภายในของอุปกรณ์รับภาพ CMOS [14]

ในทางปฏิบัติการเลือกชนิดของกล้องดิจิทัลให้เหมาะกับงานจึงจำเป็นต่อการพิจารณาข้อเปรียบเทียบของอุปกรณ์รับภาพ แต่ละชนิดที่ใช้ในกล้องดิจิทัลนั้นๆ และคุณสมบัติของข้อแตกต่างของอุปกรณ์รับภาพ CCD และอุปกรณ์รับภาพ CMOS เปรียบเทียบไว้ในตารางที่ 2.6



ภาพที่ 2.10 อุปกรณ์รับภาพ CMOS [14]

2.6 ความแตกต่างระหว่างเซนเซอร์รับภาพแบบ CCD และ CMOS [14]

กล้องดิจิทัลในปัจจุบันนั้นจะนิยมใช้อุปกรณ์รับภาพเป็น 2 แบบ คือ CCD และ CMOS ดังแสดงในภาพที่ 2.11 ซึ่งความแตกต่างของอุปกรณ์รับภาพทั้ง 2 แบบมีดังนี้

1. CCD : เป็นเซนเซอร์รับภาพชนิดที่มีเทคโนโลยีใหม่กว่า ให้คุณภาพของภาพที่สูงกว่า มีความไวในการรับภาพสูงกว่า มีอัตราการสูญเสียเม็ดสีน้อย สามารถรองรับการถ่ายภาพในที่ๆ มีแสงน้อยได้ดี แต่ข้อด้อยก็คือ มีต้นทุนในกระบวนการผลิตสูง และใช้พลังงานไฟฟ้าสูงทำให้สิ้นเปลืองพลังงานจากแบตเตอรี่มากกว่า ซึ่งมักจะถูกนำไปใช้กับโทรศัพท์มือถือที่เน้นฟังก์ชันการถ่ายภาพและกล้องดิจิทัล
2. CMOS : เป็นเซนเซอร์รับภาพชนิดที่มักจะถูกเลือกนำไปใช้กับโทรศัพท์มือถือที่มีราคาไม่แพง มีคุณสมบัติความไวในการรับแสงที่ต่ำกว่า ดังนั้นเวลาอยู่ในสถานที่ๆ มีแสงน้อย จะให้เกิดสัญญาณรบกวนหรืออาการพร่ามัวของภาพมากขึ้น มีอัตราการสูญเสียเม็ดสีมาก แต่ข้อดีคือ ใช้พลังงานต่ำและมีขนาดของระบบการทำงานที่เล็กกว่า

ตารางที่ 2.6 เปรียบเทียบคุณสมบัติระหว่างอุปกรณ์รับภาพ และ CCD อุปกรณ์รับภาพ CMOS [14]

รายการ	CCD	CMOS
Signal out of pixel	Electron Packet	Voltage
Signal out of chip	Voltage (Analog)	Bits (Digital)
Signal out of camera	Bits (Digital)	Bits (Digital)
Fill factor	High	Moderate
Amplifier mismacth	N/A	Moderate
System noise	Low	Moderate to High
System complexity	High	Low
Sensor complexity	Low	High
Camera comments	PCB+ Multiple Chip + Lens	Chip + Lens
Responsibility	Moderate	Slightly better
Dynamic range	High	Moderate
Uniformity	High	Low to Moderate
Uniform shuttering	Fast, Common	Poor
Speed	Moderate to High	Higher
Windowing	Limited	Extensive
Anti-blooming	High to None	High
Biasing and clocking	Multiple, Higher Voltage	Single, Low- Voltage

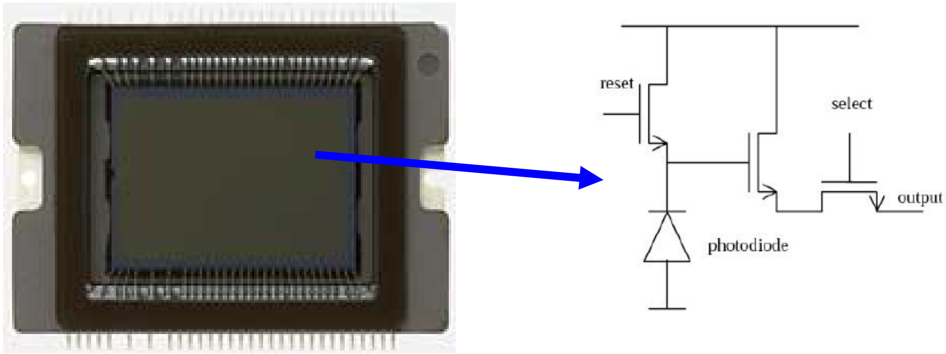
2.7 สรุปข้อเปรียบเทียบระหว่างอุปกรณ์รับภาพ CCD และอุปกรณ์รับภาพ CMOS [14]

1. อุปกรณ์รับภาพ CMOS มีต้นทุนการผลิตต่ำกว่าอุปกรณ์รับภาพ CCD
2. ในขนาดพื้นที่ที่เท่ากันของอุปกรณ์รับภาพ CCD จะมีความไวแสงสูงกว่า CMOS เพราะมีส่วนที่รับแสงได้มาก เนื่องจากลักษณะภายในอุปกรณ์รับภาพ CCD
3. ด้านคุณภาพของภาพจากอุปกรณ์รับภาพ CCD จะดีกว่าอุปกรณ์รับภาพ CMOS เนื่องจากมีความละเอียดมากกว่า ให้จุดภาพที่คมชัดกว่า ให้สีที่เหมือนจริงมากกว่า
4. อุปกรณ์รับภาพ CMOS มีความเร็วในการทำงานมากกว่าอุปกรณ์รับภาพ CCD เนื่องจากเซลล์รับแสงแต่ละตัวแปลงสัญญาณโดยตรง
5. อุปกรณ์รับภาพ CCD มีอัตราสัญญาณต่อสิ่งรบกวน (Signal to noise ratio) สูงกว่า จึงมีสัญญาณรบกวนภาพน้อยกว่า CMOS
6. อุปกรณ์รับภาพ CCD มีช่วงตอบสนองคลื่นแสงกว้างกว่า คือ สามารถรับแสงได้ตั้งแต่ช่วงแสงเหนือม่วง (Ultraviolet - UV) ไปจนถึงแสงใต้แดง (Infrared - IR)
7. อุปกรณ์รับภาพ CMOS ใช้พลังงานน้อยก่วาอุปกรณ์รับภาพ CCD เนื่องจากต้องมีวงจรถ่ายโอนประจุและแปลงสัญญาณเพิ่มในระบบ

เนื่องจากอุปกรณ์รับภาพชนิดCMOS มีความไวต่อรังสีน้อยกว่าอุปกรณ์รับภาพชนิด CCD ในพื้นที่เท่ากัน จึงมีโอกาสเกิดพิกเซลสว่าง (hot pixel) ได้น้อยกว่าและทนต่อรังสีมากกว่าเมื่อได้รับรังสีในปริมาณเท่ากันในช่วงเวลาที่เท่ากัน ทำให้เกิดความสนใจที่จะนำเอากล้องดิจิทัลที่มีอุปกรณ์รับภาพเป็นชนิด CMOS ที่มีราคาถูกกว่ามาใช้สำหรับงานวิจัยนี้

2.8 การเกิดสัญญาณรบกวนในอุปกรณ์รับภาพ [14]

โครงสร้างของแต่ละพิกเซลของอุปกรณ์รับภาพเป็นโฟโตไดโอดที่มีลักษณะการทำงานที่คล้ายคลึงกับหัววัดรังสีชนิดสารกึ่งตัวนำ จากภาพที่ 2.11 แสดงโครงสร้างของวงจรในแต่ละพิกเซลของอุปกรณ์รับภาพชนิด CMOS ดังนั้นเมื่อแต่ละพิกเซลของอุปกรณ์รับภาพได้รับความร้อนหรือรังสีโดยตรงก็จะก่อให้เกิดเป็นสัญญาณรบกวน (Noise) ขึ้นในกระบวนการสร้างภาพ ซึ่งจะมีผลต่อคุณภาพของภาพอย่างมาก



ภาพที่ 2.11 โครงสร้างของวงจรพิกเซลแต่ละพิกเซลของอุปกรณ์รับภาพชนิดCMOS [14]

สัญญาณรบกวนที่มีผลต่อคุณภาพของภาพถ่ายรังสีเอกซ์แบ่งออกได้ ดังนี้

1. สัญญาณรบกวนที่เกิดจากอุณหภูมิ (Thermal noise) จะทำให้เกิดเป็นจุดเล็กๆ ที่มีความสว่างไม่มากกระจายเต็มภาพ สาเหตุอาจเกิดขึ้นได้จากหลายปัจจัย เช่น จากการทำงานอย่างต่อเนื่องเป็นเวลานานทำให้มีความร้อนสูงที่พิกเซลรับแสง สภาพอากาศร้อน ฟิลเตอร์ที่ใช้บนหน้าพิกเซลไวแสงกรองแสงไม่เท่ากัน เป็นต้น

2. สัญญาณรบกวนจาก Stuck pixel เกิดจากพิกเซลของอุปกรณ์รับภาพบางส่วนเกิดเป็นจุดสว่างขึ้นมาชั่วขณะ โดยไม่ขึ้นกับแสง ทั้งนี้อาจเกิดจากการทำงานผิดพลาดอุปกรณ์รับภาพ

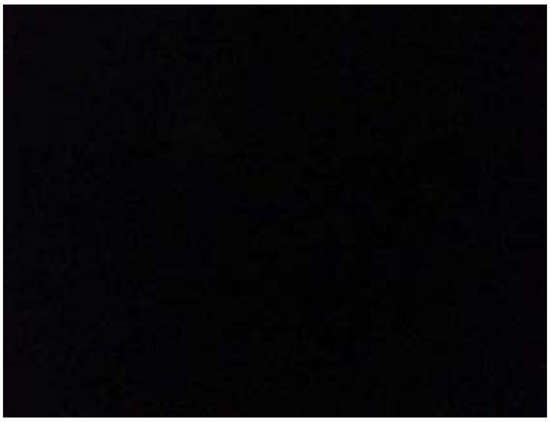
3. Dead pixel เกิดจากความเสียหายของพิกเซลของอุปกรณ์รับภาพจากการรับปริมาณรังสีสูงเป็นเวลานานจนทำให้ไม่สร้างสัญญาณภาพได้ถาวรและกลายเป็นจุดสีดำในภาพ

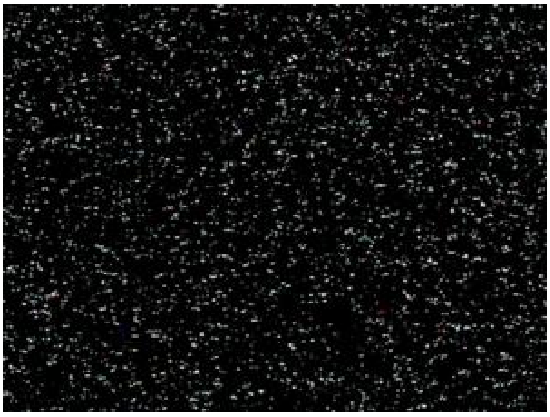
4. สัญญาณรบกวนที่เกิดจากการที่พิกเซลของอุปกรณ์รับภาพได้รับปริมาณรังสีมากเกินไปจนเกิดกระแสอิ่มตัวกลายเป็นพิกเซลสว่าง ซึ่งมีลักษณะเป็นจุดเล็กๆ สว่างกระจายเต็มภาพเป็นผลทำให้คุณภาพของภาพลดลง ซึ่งในกรณีนี้สามารถแก้ไขได้โดยการออกแบบระบบกำบังรังสีที่เหมาะสมให้กับระบบถ่ายภาพ

2.9 **ผลของพิกเซลสว่างที่มีต่อภาพถ่าย** [14]

พิกเซลสว่างที่เกิดขึ้นจะเป็นความสกปรกบนภาพ ตามปกติแล้วจะมีการเกิดพิกเซลสว่างและสัญญาณรบกวนเล็กน้อยเสมอจากผลของความร้อนและปริมาณรังสีในระดับแบกกราวด์ ถ้าไม่สังเกตจะไม่สามารถเห็น เนื่องจากมีปริมาณน้อยจึงกลมกลืนไปกับโทนสี แต่ในบริเวณรังสีสูงจะเกิด พิกเซลสว่างจำนวนมากจนเห็นได้ชัดและรบกวนคุณภาพของภาพ ดังแสดงในภาพที่ 2.12 เป็นภาพแสดงภาพที่เกิดพิกเซลสว่าง กรณีภาพ 2.12 ก. เมื่อถ่ายภาพในบริเวณที่ไม่มีการรบกวน

พื้นหลังภาพจนมืดสนิท กรณีภาพที่ 2.12 ข.เมื่อถ่ายภาพในบริเวณที่บริเวณรังสีสูงพื้นหลังภาพจะถูกรบกวนจนกระทบต่อคุณภาพของภาพ





(ก) ไม่มีการรบกวน (ข) เกิดพิกเซลสว่างจากผลของรังสี

ภาพที่ 2.12 ภาพแสดงการเกิดพิกเซลสว่างสาเหตุจากรังสี [14]

2.10 ผลของรังสีต่อกล้องดิจิทัล [14]

ได้มีการศึกษาพบว่าอุปกรณ์สารกึ่งตัวนำทุกชนิดมีความไวต่อการเปลี่ยนคุณสมบัติหรือเกิดการเสียหายเมื่อได้รับปริมาณรังสีสะสมระดับสูง หรือแม้แต่โครงสร้างรอยต่อของสารกึ่งตัวนำเมื่อได้รับรังสีตกกระทบจะเกิดกระแสรั่วไหล (Leakage current) ขึ้น ด้วยเหตุนี้การนำกล้องดิจิทัลมาใช้ในบริเวณระดับรังสีที่สูงจึงต้องคำนึงถึงผลกระทบของรังสีต่อกล้องดิจิทัล ตั้งแต่ระดับปริมาณรังสีที่ก่อให้เกิดพิกเซลสว่าง จนถึงปริมาณรังสีสูงถึงระดับการเกิด Dead pixel ที่ผ่านมามีงานวิจัยหลายฉบับได้แสดงให้เห็นถึง ผลกระทบของรังสีที่มีต่อส่วนประกอบของกล้อง ได้แก่ เลนส์ อุปกรณ์รับภาพ สายส่งสัญญาณและอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ เป็นต้น ผลกระทบของรังสีที่มีต่อกล้องดิจิทัลดังกล่าวจะส่งผลที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับปริมาณและชนิดอุปกรณ์

เช่นงานวิจัยเกี่ยวกับผลของรังสีต่ออุปกรณ์รับภาพ CCD โดยได้ทดลองการฉายรังสีโปรตอนและรังสีแกมมาจากโคบอลต์-60 บนอุปกรณ์รับภาพ CCD ที่ปริมาณรังสีในระดับก่อให้เกิดการแตกตัวประจุ (Total ionizing dose) จนถึงระดับปริมาณรังสีที่ทำให้เกิดความเสียหาย (Displace damage dose) ก่อให้เกิดผลกระทบต่อพารามิเตอร์ต่างๆ ของอุปกรณ์รับภาพชนิด CCD [11] ข้อมูลเหล่านี้เป็นข้อมูลสำคัญสำหรับการพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีที่พัฒนาด้วยที่ใช้อุปกรณ์รับภาพชนิด CCD และทดสอบด้วยการฉายรังสีแกมมาจากโคบอลต์-60 ที่ปริมาณรังสีที่ 0 krad , 7 krad , 20 krad , 50 krad, 70 krad และ 10^{11} krad ผลที่เกิดขึ้นแสดง

เปรียบเทียบในตารางที่ 2.7 ส่วนการทดลองฉายรังสีด้วยแหล่งโปรตอน พลังงาน 10.8 MeV แปรเปลี่ยนปริมาณรังสีจาก 0 Proton/cm^2, 10^9 Proton/cm^2, $3x10^9$ Proton/cm^2, 10^{10} Proton/cm^2, $3.4x10^9$ Proton/cm^2 และ 10^{10} Proton/cm^2 ผลที่เกิดแสดงเปรียบเทียบดังแสดงในตารางที่ 2.8 พบว่ากระแสรั่วไหลจะเพิ่มขึ้นและเมื่อความเข้มถึงระดับ 10^{11} Proton/cm^2 อุปกรณ์รับภาพจะเกิดความเสียหายถาวร

ตารางที่ 2.7 แสดงผลของรังสีแกมมาต่ออุปกรณ์รับภาพ CCD [11]

Parameter	Accumulated Ionizing Dose (krad)					
	0	7	20	50	70	10^{11}
Saturation Output Voltage (mV)	550	563.1	556.1	550.4	592.2	Function Failure
RMS noise (mV)	0.11	0.289	0.426	0.430	0.426	
Dynamic Range (dB)	73.6	65.8	62.3	62.1	62.8	
Noise Equivalent Exposure (Lx)	0.0081	0.021	0.025	0.033	0.036	
Saturation Equivalent Exposure (Lx)	34	36.9	35.9	36.1	18.2	
Fixed Pattern Noise (mV)	0.29	0.39	0.53	0.765	1.098	
Photon response Non-Uniformity (%)	4.59	4.56	4.70	4.58	1.878	
Vertical CTV (%)	99.9991	99.9991	99.9991	99.9992	99.9996	
Dark signal (mV)	4.37	3.73	1.80	7.42	43.47	

ตารางที่ 2.8 ผลของรังสีโปรตอนต่ออุปกรณ์รับภาพ CCD [11]

Parameter	Fluence of proton (Proton/cm^2)				
	0	10^9	3×10^9	10^{10}	10^{11}
Saturation Output Voltage (mV)	599.9	602.7	603.4	603.6	Function Failure
RMS noise (mV)	0.23	0.322	0.314	-1)	
Dynamic Range (dB)	68.3	65.4	65.7	-1)	
Noise Equivalent Exposure (Lx)	0.019	0.024	0.0252	-1)	
Saturation Equivalent Exposure (Lx)	41.35	41.97	43.29	-1)	
Fixed Pattern Noise (mV)	0.271	0.36	0.47	0.776	
Photon response Non-Uniformity (%)	4.04	3.97	3.94	-1)	
Vertical CTV (%)	99.999	-1)	-1)	99.9877	
Dark signal (mV)	4.6	5.05	4.14	17.5	

<u>หมายเหตุ</u> -1) ไม่มีการวัดค่า

2.11 **คุณภาพของภาพถ่ายรังสีเอกซ์** [4]

สำหรับการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เพื่อพิจารณาองค์ประกอบภายในของวัตถุได้โดยไม่ทำลายวัตถุตัวอย่างนั้น ภาพถ่ายด้วยรังสีเอกซ์ที่ดีจึงหมายถึงภาพที่สามารถแสดงรายละเอียดภายในของวัตถุได้ถูกต้องและชัดเจนง่ายต่อการตรวจสอบ คุณภาพของภาพถ่ายรังสีเอกซ์จึงมีความสำคัญอย่างมาก ซึ่งปัจจัยหลักที่มีผลต่อคุณภาพของภาพถ่ายรังสีเอกซ์มีดังนี้

1. ความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ (Tube voltage)

โดยค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์มีผลต่อพลังงานเฉลี่ยของลำรังสีเอกซ์คือเมื่อทำการเพิ่มค่าความต่างศักย์ที่จ่ายให้กับหลอดเอกซเรย์จะเป็นการเพิ่มพลังงานเฉลี่ยของลำรังสีเอกซ์ด้วย ทำให้ฟลักซ์ของโฟตอนรังสีเอกซ์เพิ่มขึ้น จะช่วยให้คุณภาพของภาพดีขึ้น

2. กระแสของหลอดเอกซเรย์ (Tube current)

ค่าของกระแสของหลอดเอกซเรย์จะเป็นสัดส่วนกับจำนวนของโฟตอนของรังสีเอกซ์ที่เกิดขึ้นจากหลอดเอกซเรย์ เนื่องจากค่ากระแสของหลอดเอกซเรย์ คือ อัตราที่อิเล็กตรอนวิ่งไปชนเป้าเพื่อผลิตรังสีเอกซ์ ซึ่งปกติอิเล็กตรอน 1 ตัวจะทำให้เกิดรังสีเอกซ์ 1 โฟตอน ดังนั้นการเพิ่มกระแสของหลอดเอกซเรย์จึงเป็นการเพิ่มจำนวนโฟตอนรังสีด้วย ส่งผลให้ได้คุณภาพของภาพที่ดีขึ้น

3. เวลา (Time)

เวลาที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีเอกซ์ที่นานขึ้นจะเป็นการเพิ่มโฟตอนของรังสีเอกซ์หรือค่าของกระแสหลอดเอกซเรย์-เวลา(mAs)มากขึ้น การที่มีโฟตอนรังสีเอกซ์มากขึ้นจะช่วยให้สัญญาณรบกวนลดลง ทำให้คุณภาพของภาพดีขึ้น

4. ขนาดของจุดโฟกัส (Focus spot)

การใช้หลอดเอกซเรย์ที่มีจุดโฟกัสขนาดเล็กจะได้ภาพที่มีความคมชัดสูง เนื่องจากเงามัวที่ขอบน้อยลง แต่หลอดเอกซเรย์ชนิดที่มีจุดโฟกัสขนาดเล็กจะไม่สามารถใช้งานที่กระแสสูงได้ ดังนั้นจำนวนโฟตอนรังสีเอกซ์จึงมีปริมาณที่น้อยทำให้มีโอกาสเกิดสัญญาณรบกวนที่สูงขึ้นและต้องใช้เวลาในการถ่ายภาพที่นานขึ้นด้วย

5. ขนาดของพิกเซล (Pixel size)

ถ้าพิกเซลของอุปกรณ์มีขนาดเล็กมากๆ จะทำให้ได้ภาพที่มีความละเอียดมาก เนื่องจากสามารถสร้างอุปกรณ์รับภาพที่มีการแยกแยะรายละเอียดสูง(High resolution)ได้ แต่ขนาดพิกเซลที่เล็กมากจะทำให้จำนวนโฟตอนต่อหนึ่งหน่วยพิกเซลมีปริมาณน้อยภาพที่ได้อาจเกิดมีสัญญาณรบกวนได้ง่าย ซึ่งในทางการแพทย์นั้นจะใช้อุปกรณ์รับภาพที่มีขนาดพิกเซลที่ไม่ใหญ่จนเกินไป

ปริมาณรังสีมีผลต่อคุณภาพของภาพ คือ มีการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของปริมาณรังสี จะส่งผลให้ค่าความเปรียบต่าง (Contrast) และ ปริมาณสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน (Signal to noise ratio, SNR) มีการเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย ดังนั้นการประเมินคุณภาพของภาพด้วยเทคนิคต่างๆ หลังจากทำการลดสัญญารบกวนที่เกิดขึ้นลงบางส่วน โดยทั่วไปจะพิจารณาในแง่ค่าความเปรียบต่าง (Contrast) ค่าความสามารถในการแยกแยะรายละเอียด (Resolution) ปริมาณสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวน ในการอธิบายความหมายของแต่ละส่วนนั้นมีวิธีที่แตกต่างกัน

2.12 การประเมินคุณภาพของภาพ [4, 14, 15]

2.12.1 ความเปรียบต่าง (Contrast)

ความเปรียบต่างเป็นความแตกต่างของพิกเซลสเกลสีเทา (Gray scale pixel) จึงเป็นค่าที่บ่งบอกคุณภาพของภาพอีกค่าหนึ่ง ซึ่งความเปรียบต่างจะทำให้มองเห็นส่วนต่างๆในภาพถ่ายรังสี (Radiographic image) ได้แตกต่างกัน เช่น ภาพถ่ายรังสีของส่วนอก จะเห็นปอดสีดำ กระดูกซี่โครงสีขาว เนื้อเยื่อสีเทา เป็นต้น ซึ่งความเปรียบต่างนั้นขึ้นอยู่กับ

Subject contrast คือความแตกต่างของความเข้มของรังสีที่ผ่านส่วนหนึ่งของตัวกลางเมื่อเทียบกับความเข้มที่ผ่านส่วนอื่นๆ เป็นต้นว่า x-ray photons มี attenuation เมื่อผ่านกระดูกมากกว่ากล้ามเนื้อ photons จะผ่านกระดูกน้อยกว่ากล้ามเนื้อ ความแตกต่างของจำนวน photons ใต้บริเวณทั้งสองคือ Subject contrast

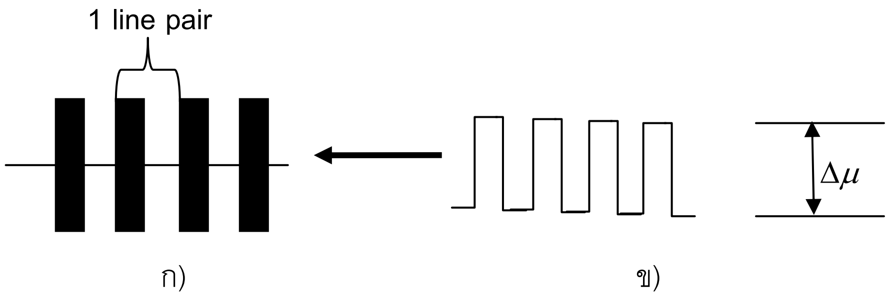
2.12.1 การแสดงรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution)

Spatial resolution คือความสามารถของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ในการถ่ายภาพของวัตถุเล็กๆซึ่งอยู่ชิดกันมากให้แยกจากกันได้ชัดเจน โดยวิธีการหา Spatial resolution นั้นมีหลายวิธี แต่วิธีที่แพร่หลายคือการดูจำนวน line pairs ต่อความยาวเป็นมิลลิเมตร ที่สามารถเห็นได้ชัดเจน ซึ่งเป็นความสามารถสูงสุดที่ผู้ดูสามารถมองเห็นชัดเจน แต่ไม่ได้หมายความว่าจำนวน line pairs/mm. ต่ำกว่านั้นจะสามารถเห็นได้ชัดหรือไม่ และไม่แน่ว่าระบบถ่ายภาพนั้นจะสามารถบันทึกให้เห็นรายละเอียดของภาพซึ่งมีรูปร่างต่างๆกันโดยไม่ได้เป็นเส้นให้เห็นได้ชัด การพิจารณา

ว่าข้อมูลของ X-ray image ที่ได้ถ่ายทอดเป็น optical image สูญเสียไปเท่าใด สามารถดูได้จาก modulation transfer function

Modulation transfer function (MTF)

เป็นวิธีวัดผลของ sharpness และ resolution ที่มีต่อความชัดเจนของภาพที่เกิดขึ้นจากระบบถ่ายภาพ สามารถหาได้จากการทดสอบถ่าย line pairs ดังภาพ 2.13



ภาพที่ 2.13 ภาพของ line pairs และตัวอย่างโปรไฟล์ของ line pairs

การหาค่า MTF ทำโดยการอ่านค่าพิกเซลสว่างเฉลี่ยจากตำแหน่งแถวของข้อมูลในภาพ line pairs ดังรูป 2.13 (ข) ข้อมูลที่ได้จะอยู่ในรูปของโปรไฟล์ความถี่โดยวัดจากจำนวนแท่ง line pair ที่มองเห็นในหนึ่งมิลลิเมตร โดยความแตกต่างระหว่างค่าพิกเซลสว่างเฉลี่ยสูงสุดกับต่ำสุงที่ได้คือค่าความเปรียบต่าง ($\Delta\mu$) ของ line pair ซึ่งตามทฤษฎีค่าความเปรียบต่างจะคงที่ แม้ว่าความถี่ของ line pairs จะเพิ่มขึ้น แต่ในทางปฏิบัติค่าความเปรียบต่างจะค่อยๆลดลงเรื่อยๆ จนกระทั่งเป็นศูนย์ จากข้อมูลดังกล่าวสามารถนำมาคำนวณค่า MTF ได้จากสมการ 2.3 [15]

$$MTF = \frac{\Delta\mu}{\Delta\mu_{\max}} \qquad (2.3)$$

เมื่อ $\Delta\mu$ คือ ค่าความเปรียบต่างของโปรไฟล์ ณ ความถี่ของ line pairs ใดๆ

$\Delta\mu_{\max}$ คือ ค่าความเปรียบต่างสูงสุด

ถ้าพิจารณาสมการข้างต้นแล้วความถี่เส้นคู่สูงขึ้นจะส่งผลถึงค่าความเปรียบต่างลดลง และยังผลให้ค่า MTF ลดลงด้วย โดยถ้าค่า MTF เท่ากับ1 หรือ 100% แสดงว่าเป็นภาพที่มีความเหมือนชิ้นงานมาก และเมื่อค่า MTF น้อยลงแสดงว่าภาพมีความเหมือนวัตถุน้อยลงด้วย

บทที่ 3

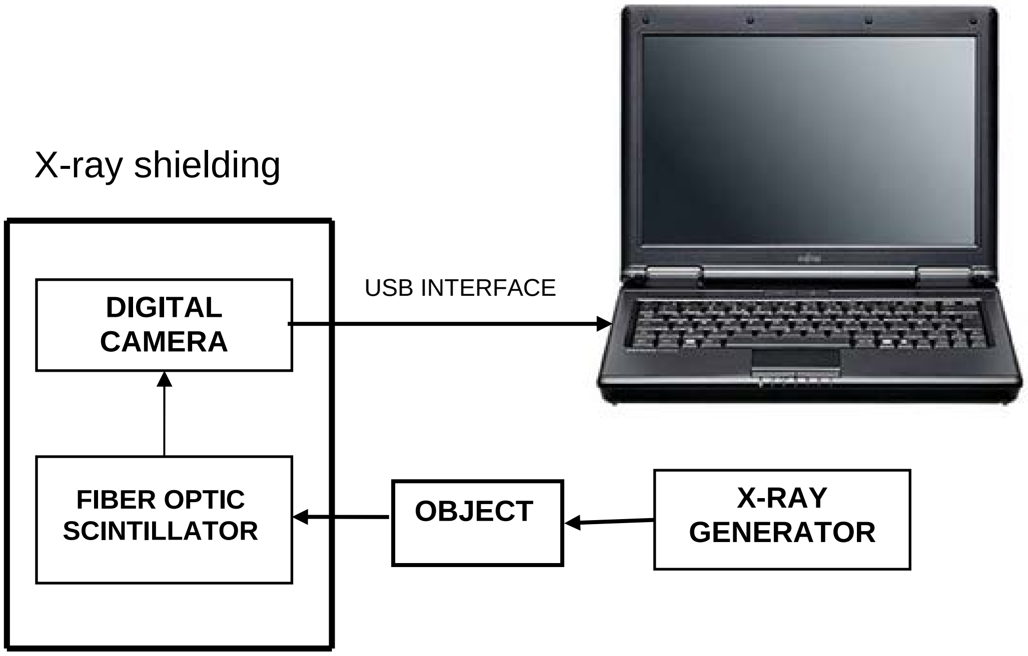
การพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ FOS ร่วมกับกล้องดิจิทัล

สำหรับการพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล เพื่อใช้สำหรับการถ่ายภาพรังสีเอกซ์ในทางการแพทย์และทางอุตสาหกรรม แต่เนื่องจากถูกจำกัดด้วยแผ่นสารเรืองรังสีที่มีขนาดเล็ก (50×50 mm^2) จึงเหมาะกับถ่ายชิ้นงานที่มีขนาดเล็กตาม เช่น นิ้วมือ, IC เป็นต้น ซึ่งแรงดันไฟฟ้าที่ใช้จะอยู่ประมาณ 30 kV ถึง 80 kV ดังนั้นจึงจำเป็นต้องใช้กล้องดิจิทัลที่ออกแบบให้มีลักษณะพิเศษเฉพาะ โดยสามารถทนต่อการทำลายของรังสี สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนภาพอันเนื่องมาจากผลของรังสีมาก และได้ภาพที่มีคุณภาพของภาพที่เหมาะสมกับการใช้งาน โดยการวิจัยและพัฒนามีขั้นตอนการดำเนินงานดังนี้

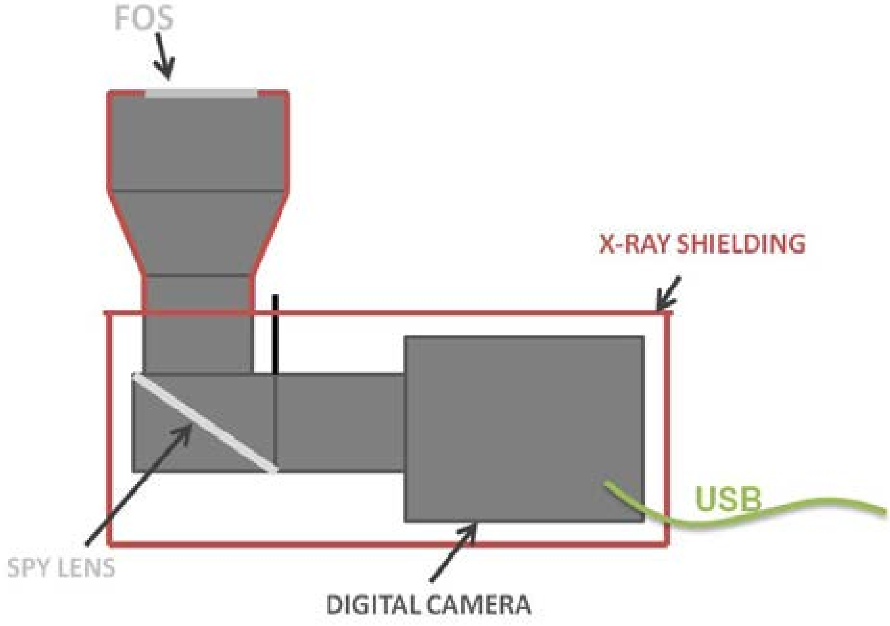
1. การออกแบบระบบถ่ายภาพ
2. การเลือกกล้องดิจิทัลและสารเรืองรังสี
3. การออกแบบกำบังรังสีกล้องดิจิทัล
4. การออกแบบอุปกรณ์ประกอบ ได้แก่ ปุ่มปรับโฟกัส
5. การออกแบบโปรแกรมใช้งานของระบบ
6. หลักการทำงานของระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์

3.1 การออกแบบระบบถ่ายภาพ

จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องทำให้ทราบข้อมูลทางเทคนิคในการพัฒนาระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์ ปัญหาที่ผ่านมาพบว่าระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์มีราคาสูงและมีปัญหาในเรื่องการซ่อมบำรุงและการหาอุปกรณ์ทดแทน จึงเกิดแนวคิดที่จะออกแบบระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์แบบประหยัด และการออกแบบโครงสร้างระบบให้มีความสามารถทนต่อรังสี ติดตั้งและเคลื่อนย้ายได้ง่ายและยังคงให้ภาพที่เหมาะสมกับการใช้งาน ด้วยข้อมูลความต้องการดังกล่าวจึงได้พัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัลซึ่งประกอบด้วยส่วนประกอบ 4 ส่วน คือ กล้องดิจิทัล ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ (FOS) คอมพิวเตอร์ และโครงสร้างกำบังรังสีสำหรับกล้องดิจิทัล ดังแสดงในภาพที่ 3.1 และออกแบบระบบในส่วนกล้องดิจิทัลและFOS ดังในภาพที่ 3.2



ภาพที่ 3.1 ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล



ภาพที่ 3.2 โครงสร้างระบบการถ่ายภาพของกล้องดิจิทัลและ FOS

จากโครงสร้างในภาพที่ 3.2 มีปัจจัยสำคัญทางเทคนิค คือ ตัวกล้องดิจิทัลต้องติดตั้งแข็งแรงไม่สั่นไหวขณะเคลื่อนย้ายและห่อหุ้มด้วยตะกั่วกำบังรังสีเพื่อลดการพิกเซลสว่างจากผลของรังสี และยังต้องสามารถควบคุมการทำงานของกล้องผ่าน USB ได้ สำหรับการคัดเลือกวัสดุและอุปกรณ์ที่ใช้ในการออกแบบจะต้องเป็นวัสดุที่สามารถจัดหาและสร้างขึ้นได้ง่าย

3.2 การเลือกกล้องดิจิทัลและสารเรืองรังสี

3.2.1 กล้องดิจิทัล

เนื่องจากการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์นั้นต้องการความละเอียดสูงและเป็นการถ่ายในที่ที่มีปริมาณแสงที่น้อย ซึ่งถ้าใช้กล้องชนิดคอมแพคจะได้ภาพที่มีสัญญาณรบกวนสูงและความคมชัดต่ำเนื่องจากอุปกรณ์รับภาพที่ใช้มีขนาดเล็ก

ในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้กล้องดิจิทัลชนิด SLR ที่ใช้อุปกรณ์รับภาพแบบ CMOS เนื่องจากมีราคาประหยัดและมีความไวต่อรังสีน้อยกว่าการใช้กล้องดิจิทัลที่มี CCD เป็นอุปกรณ์รับภาพ โดยเลือกกล้องดิจิทัล Canon รุ่น EOS 1000D ที่มีจำหน่ายในท้องตลาด และมีคุณสมบัติความละเอียดภาพ ความไวต่อแสง ระบบเลนส์เหมาะสมกับงาน โดยได้นำมาทดลองเพื่อหาข้อมูลเกี่ยวกับผลของรังสีต่ออุปกรณ์รับภาพแบบ CMOS

การพิจารณาเลือกกล้องดิจิทัล SLR ชนิด CMOS มาออกแบบระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์มีหลักการดังนี้

ก) ความไวต่อการถูกรบกวนภาพจากผลของรังสีที่ทำให้เกิดพิกเซลสว่างต่ำ

ข) ความละเอียดของการแสดงภาพสูง (จำนวนพิกเซลที่สูงกว่า 10 ล้านพิกเซล)

ค) ราคาที่ไม่สูงเกินไปเมื่อเปรียบเทียบกับกล้องดิจิทัล SLR ที่มีสมรรถนะสูง

ง) ขนาดเล็กและน้ำหนักเบา

3.2.2 แผ่นสารเรืองรังสี

รังสีเอกซ์จะถูกเปลี่ยนเป็นแสงในช่วงแสงที่ตามองเห็นด้วยแผ่นสารเรืองรังสีเอกซ์ ดังนั้นการเลือกสารเรืองรังสีเอกซ์ที่เหมาะสมจึงมีผลต่อคุณภาพของภาพ ซึ่งหมายถึงจะทำให้ภาพถ่ายที่ได้มีความละเอียดของความเข้มของลำรังสี (Spatial resolution) สามารถตรวจหารอยบกพร่องขนาดเล็กได้ จากตารางที่ 2.1 แสดงคุณสมบัติของสารเรืองรังสีแต่ละชนิด สารเรืองรังสีเอกซ์ชนิดซีเซียมไอโอดายเจือด้วยทัลเลียม (CsI(Tl)) ถูกเลือกนำมาใช้ในระบบนี้ เนื่องจากให้ค่าความสว่างที่สูง

(66,000 photons/MeV) และเมื่อทำอันตรกิริยากับรังสีให้แสงสีเขียวที่มีความยาวคลื่นสูงสุดประมาณ 550 นาโนเมตร ซึ่งเป็นช่วงความยาวคลื่นที่อยู่ในย่านที่อุปกรณ์รับภาพของกล้องดิจิทัลสามารถตรวจจับได้ และเพื่อลดการกระเจิงของแสงที่จะทำให้ได้ภาพที่ไม่คมชัดจึงเลือกใช้ FOS (Fiber optic scintillator ของHamamatsu รุ่น J6677) ที่มีโครงสร้างประกอบด้วยแผ่นไฟเบอร์ออฟติกขนาด 50×50 ตารางมิลลิเมตร เคลือบด้วยสารเรืองรังสีเอกซ์ชนิด CsI(Tl) หนา 150 ไมโครเมตร มีพื้นที่ทำงานจริง 47×47 ตารางมิลลิเมตร

3.3 การออกแบบกำบังรังสีสำหรับกล้องดิจิทัล

การออกแบบการป้องกันรังสีในกล้องดิจิทัลเพื่อลดการเกิดพิกเซลสว่างที่รบกวนพื้นภาพของระบบกล้องดิจิทัล

3.3.1 การคำนวณกำบังรังสีตะกั่วห่อหุ้มกล้องดิจิทัล

การออกแบบกำบังรังสีสำหรับระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์ในงานวิจัยนี้ต้องการที่จะลดรังสีที่ใช้งานประมาณ 40-150 keV จึงทำการคำนวณโดยอ้างอิงพลังงานรังสีเอกซ์สูงสุดที่ใช้

จากสมการแลมเบิร์ต-เบียร์ $I = I_0 e^{-\mu\chi}$

คำนวณหาค่า μ หรือ (μ/ρ)

จากตารางที่ 2.2 ค่า (μ/ρ) ของตะกั่ว (Pb) ที่พลังงานรังสีเอกซ์ 150 KeV ได้ดังนี้

ที่พลังงานรังสีเอกซ์ 150 KeV ค่า ($\frac{\mu}{\rho}$)	=	2.01	cm^2/g
และความหนาแน่นของตะกั่ว	=	11.34	g/cm^3
ดังนั้น ค่า μ	=	$2.01\ cm^2/g \times 11.34\ g/cm^3$	
	=	22.79	cm^{-1}

จากสมการ $I = I_0 e^{-\mu\chi}$

กำหนดให้ ค่า I เป็นความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ทะลุผ่านตัวกลางเนื้อเดียวออกมาเท่ากับ 1 %

ค่า I_0 เป็นความเข้มของรังสีเอกซ์ก่อนผ่านตัวกลางซึ่งมีพลังงานค่าเดียวเท่ากับ100% และค่า μ เป็นค่าเฉพาะของแผ่นตะกั่วเท่ากับ $22.79cm^{-1}$

จะได้ว่า
$$1 = 100e^{-\mu\chi}$$
$$1 = 100e^{-22.79\chi}$$
$$x = 0.202\ cm$$

จากผลการคำนวณตามสมการของแลมเบิร์ต-เบียร์ จะพบว่าใช้ความหนาของกำบังรังสีที่ประมาณ 2.02 มิลลิเมตร แต่อย่างไรก็ตามสำหรับระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์นี้ได้เลือกใช้ความหนาของกำบังรังสีที่มากกว่า 2.02 มิลลิเมตร สำหรับในกรณีของความไม่แน่นอนจากการรับรังสี ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงเลือกความหนาของกำบังรังสีที่ใช้ในระบบนี้เป็น 3 มิลลิเมตร

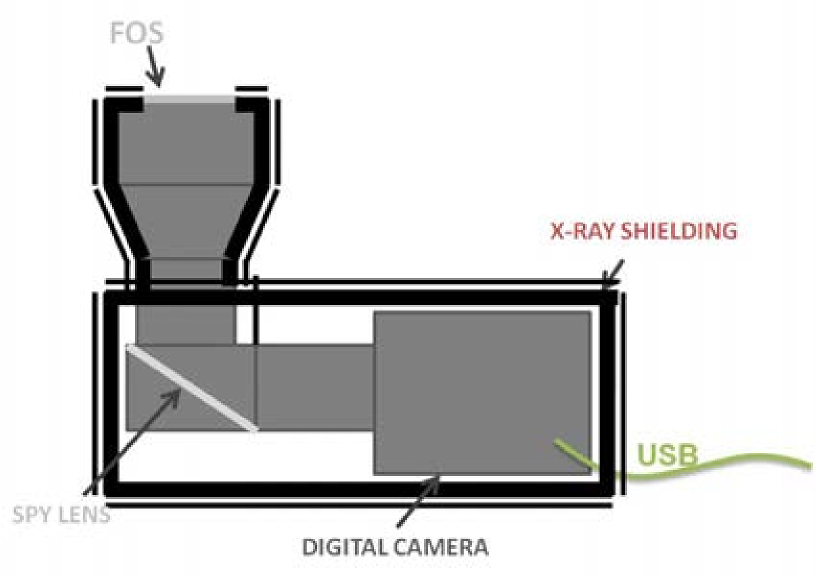
3.4 การออกแบบอุปกรณ์ประกอบของระบบ

อุปกรณ์ประกอบของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ ที่ต้องออกแบบและสร้าง ได้แก่ ระบบกำบังรังสีของกล้องดิจิทัล ระบบรับรังสีเอกซ์เพื่อสร้างภาพ กลไกการโฟกัส มีรายละเอียดการออกแบบดังนี้

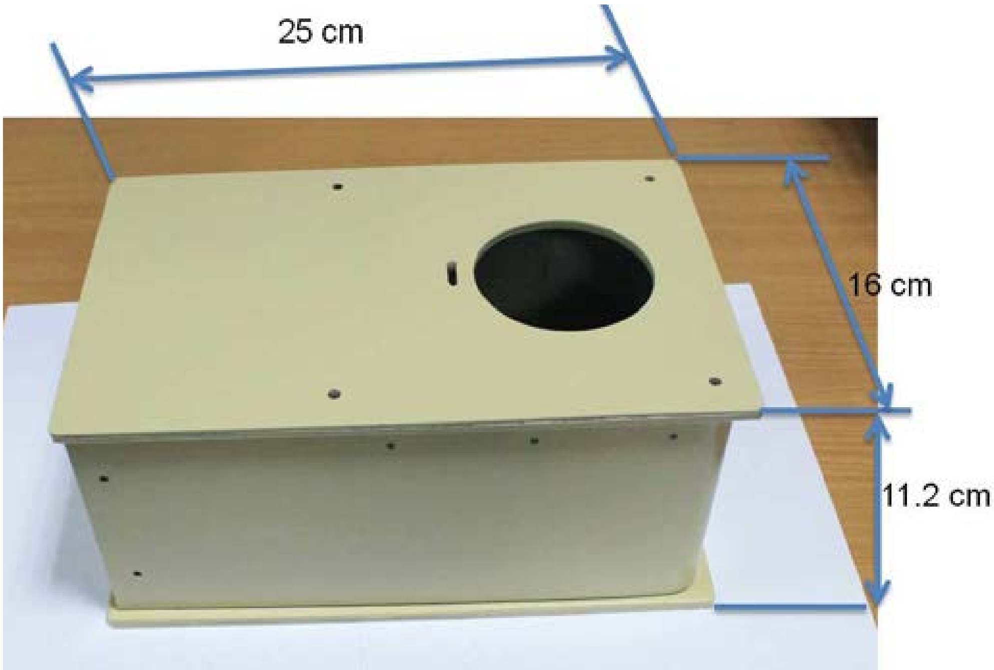
1. ระบบกำบังรังสีของกล้องดิจิทัล
2. ระบบรับรังสีเอกซ์เพื่อสร้างภาพ
3. กลไกการปรับโฟกัส
4. การป้องกันการสะท้อนของแสง
5. การเพิ่มความแข็งแรงของโครงสร้าง

3.4.1 ระบบกำบังรังสีของกล้องดิจิทัล

ระบบกำบังรังสีจะทำหน้าที่ในการลดทอนอัตราปริมาณรังสีจากบริเวณปฏิบัติงานให้เข้าสู่อุปกรณ์รับภาพและอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ของกล้องดิจิทัลให้ต่ำลง เพื่อลดการเกิดพิกเซลสว่างและสัญญาณรบกวนที่ภาพ จากความต้องการดังกล่าวจึงสามารถออกแบบโครงสร้างตามรูปทรงล้อมรอบของกำบังรังสี ซึ่งสอดคล้องกับการติดตั้งกล้องดิจิทัลดังแผนภาพที่ 3.3 โดยในการออกแบบจะเลือกใช้ตะกั่วเป็นวัสดุกำบังรังสี และความหนาของตะกั่วที่ให้ได้จากผลการคำนวณในข้อ 3.3.1 โดยหลังการออกแบบได้จัดสร้างกำบังรังสีกล้องดิจิทัลขึ้น มีขนาดความสูง 11.2 เซนติเมตร มีขนาดความกว้างและความยาวเป็น 16 และ 25 เซนติเมตร ตามลำดับและมีน้ำหนักรวมเป็น 6 กิโลกรัม ดังภาพที่ 3.4



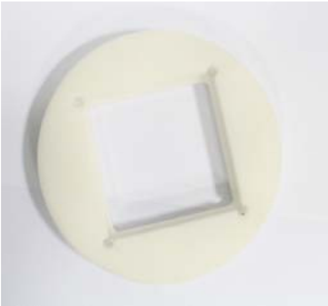
ภาพที่ 3.3 แผนภาพรูปทรงแผ่นตะกั่วล้อมรอบกำบังรังสีกล้องดิจิทัลที่ออกแบบโดย
ภายนอกเป็นโครงสร้างแผ่นอะลูมิเนียม



ภาพที่ 3.4 ภาพถ่ายกำบังรังสีของกล้องดิจิทัล

3.4.2 ระบบรับรังสีเอกซ์เพื่อสร้างภาพ

ส่วนประกอบในระบบรับรังสีเอกซ์นั้นประกอบด้วย FOS, Polyoxymethlene (POM) และท่อ PVC ชนิดข้อต่อลด โดยการออกแบบ POM เพื่อในการยึดแผ่น FOS กับกล้องดิจิทัลโดยผ่าน Spy lens กับท่อ PVC ชนิดข้อต่อลดเป็นดังภาพที่3.5 และประกบส่วนประกอบทั้ง 3 เข้ากันเป็นระบบรับรังสีเอกซ์ดังภาพที่ 3.6 เพื่อป้องกันการกระเจิงของรังสีจึงต้องนำเอาแผ่นตะกั่วที่มีความหนาเท่ากับที่คำนวณได้ในหัวข้อ 3.3.1 มาพันรอบด้านข้างของท่อข้อต่อลด, ผิวบนของ POM และข้างบนรอบท่อข้อต่อลด



ภาพที่ 3.5 ภาพถ่าย POM ที่ถูกออกแบบ

ภาพที่3.6 ระบบรับรังสีเอกซ์เพื่อสร้างภาพ

3.4.3 กลไกควบคุมระยะโฟกัส

กลไกควบคุมระยะโฟกัสของกล้องดิจิทัลออกแบบให้ง่ายต่อการใช้งานและถอดปรับ จึงเลือกใช้กระบวนการทางกลในลักษณะก้านต่อตัวเชื่อมระบบเกลียวของ Spy lens ที่เชื่อมต่อกับระบบปรับโฟกัสของกล้องดิจิทัลที่สามารถควบคุมการปรับโฟกัสได้ ในการออกแบบวัสดุเลือกใช้สกรูเหล็กขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2.5 มิลลิเมตร ยาว 4 เซ็นติเมตร ออกแบบให้ยึดเกาะกับระบบเกลียวของ Spy lens ที่เชื่อมต่อกับระบบปรับโฟกัสของกล้องดิจิทัลดังที่ได้แสดงในภาพที่ 3.7

ก) ภาพด้านข้างกลไก ข) ภาพด้านหน้ากลไก

ภาพที่ 3.7กลไกการปรับโฟกัส

3.4.4 การป้องกันการสะท้อนของแสง

การสะท้อนของแสงหลังจากสารเรืองรังสีทำอันตรกิริยากับรังสีเอกซ์โดนผิวของโครงสร้างจากวัสดุที่มีความเงาจึงทำให้เกิดการสะท้อนซึ่งส่งผลกับภาพคือจะทำให้ภาพที่ได้จะเกิดสัญญาณรบกวนขึ้นได้ ดังนั้นเพื่อป้องกันจึงต้องทำการพ่นสีดำด้านบนผิวของวัสดุที่ทำให้เกิดการสะท้อนของแสงอย่างท่อ PVC และนำผ้าสีดำด้านปิดทับที่ POM ดังภาพที่ 3.8 ก) POM และ ข) ภายในท่อ PVC

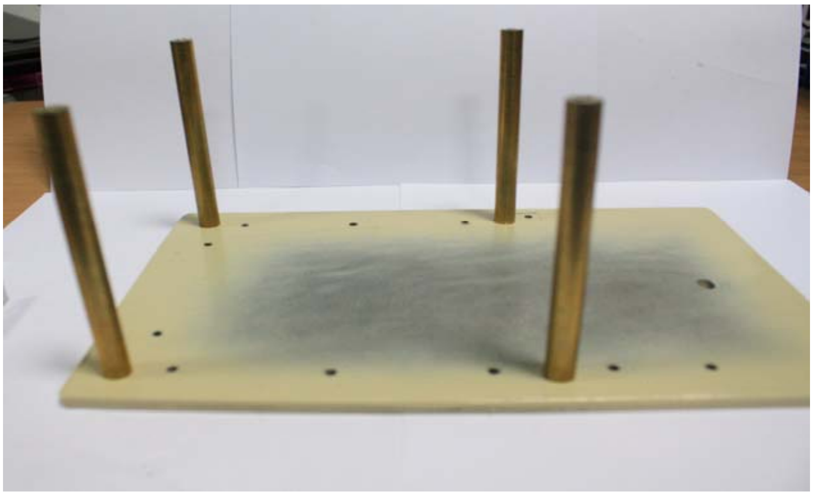
3.4.5 การเพิ่มความแข็งแรงของโครงสร้าง

เนื่องจากโครงสร้างโดยรอบของระบบนั้นใช้แผ่นตะกั่วที่หนาซึ่งสามารถคงทนรูปร่างเดิมได้แต่ไม่แข็งแรง จึงแก้โดยการประกบกับแผ่นอะลูมิเนียมบาง 2 มิลลิเมตรและนำเอาแท่งโลหะทองเหลืองที่มีความแข็งแรงสูงมีเส้นผ่าศูนย์กลางเป็น 9.5 มิลลิเมตร และความยาว 100 มิลลิเมตรจำนวน 4 แท่งมาช่วยเพิ่มความแข็งแรงของโครงสร้าง ดังภาพที่ 3.9

ก) POM

ข) ภายในท่อ PVC

ภาพที่ 3.8 การป้องกันการสะท้อนของแสง



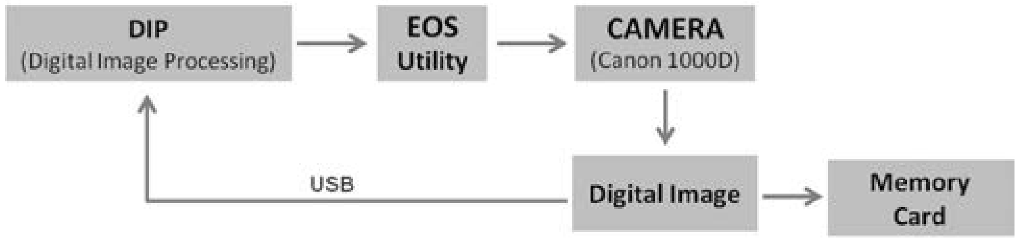
ภาพที่3.9 ภายถ่ายแท่งโลหะทองเหลืองจำนวน 4 แท่งเพื่อเพิ่มความแข็งแรงให้กับโครงสร้างของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์

3.5 การออกแบบโปรแกรมของระบบ

โปรแกรม DIP (Digital image processing) เป็นโปรแกรมที่ได้พัฒนาขึ้น โดยเขียนด้วยโปรแกรม Visual Basic 6++ เป็นโปรแกรมที่ทำหน้าควบคุมการทำงานของระบบผ่านโปรแกรมควบคุมกล้องดิจิทัล และ ปรับปรุงภาพดิจิทัล

3.5.1 หลักการควบคุมการทำงานของระบบ

หลักการทำงานของโปรแกรม DIP ในการควบคุมระบบผ่านโปรแกรม EOS Utility ซึ่งเป็นโปรแกรมควบคุมการทำงานของกล้องดิจิทัล เป็นดังภาพที่ 3.10 โดยเริ่มจากการเรียกใช้โปรแกรม DIP เรียกโปรแกรม EOS Utility ไปควบคุมการทำงานของกล้องในการถ่ายภาพโดยสามารถถ่ายภาพแบบ Real-time หรือใกล้เคียง Real-time ได้ จากนั้นภาพจะถูกประมวลผลโดยกระบวนการของกล้องดิจิทัลได้มาซึ่งภาพดิจิทัล บันทึกข้อมูลยัง Memory card และส่งผ่านข้อมูลภาพดิจิทัลไปยังคอมพิวเตอร์ผ่านทาง USB แล้วโปรแกรม DIP จึงเรียกข้อมูลภาพดิจิทัลนั้นมาทำการปรับปรุงโดยอาศัยฟังก์ชันต่างๆ ที่พัฒนาขึ้น



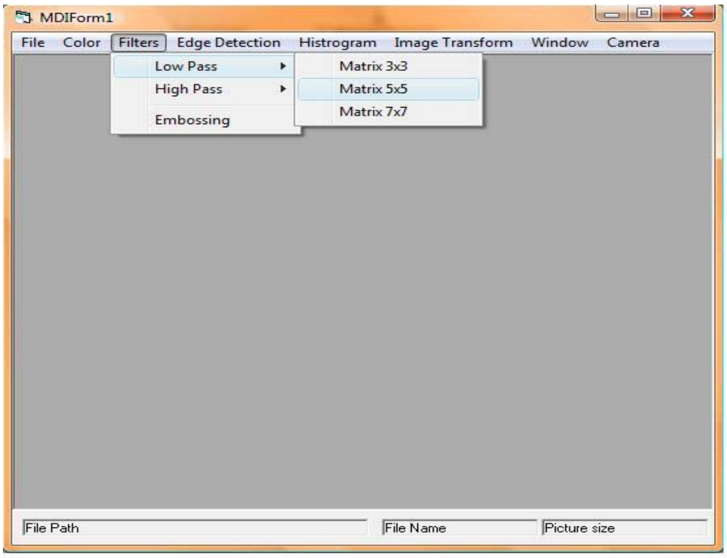
ภาพที่ 3.10 หลักการทำงานของโปรแกรม DIP ในการควบคุมระบบผ่านโปรแกรม EOS Utility

3.5.2 การปรับปรุบภาพโดยโปรแกรม DIP

เป็นการอาศัยเทคนิค API(Application programming interface) ในการเข้าไปอ่านข้อมูลตัวเลขของภาพดิจิทัล โดยมีหลักการทำงานในการปรับปรุงภาพเป็นดังภาพที่ 3.11 โปรแกรมนี้ได้ออกแบบและพัฒนาให้มีฟังก์ชันทางภาพดิจิทัลหลากหลาย เช่น การปรับปรุงความสว่าง (Brightness), ความเปรียบต่าง (Contrast), การปรับค่าสเกลสี (Color scale), การใช้ฟิลเตอร์ฟังก์ชันทั้ง การกรองความถี่ต่ำ (Low pass filter) และการกรองความถี่สูง (High pass

filter), การตัดขอบ (Edge detection) และแสดงกราฟฮีสโทแกรม (Histogram) เป็นต้น หลังจากปรับปรุงภาพแล้วจึงจัดเก็บข้อมูล โดยแสดงภาพหน้าต่างของโปรแกรม DIP เป็นไปดังภาพที่3.12 และ 3.13

ภาพที่ 3.11 หลักการทำงานโปรแกรม DIP ในการปรับปรุงภาพดิจิทัล



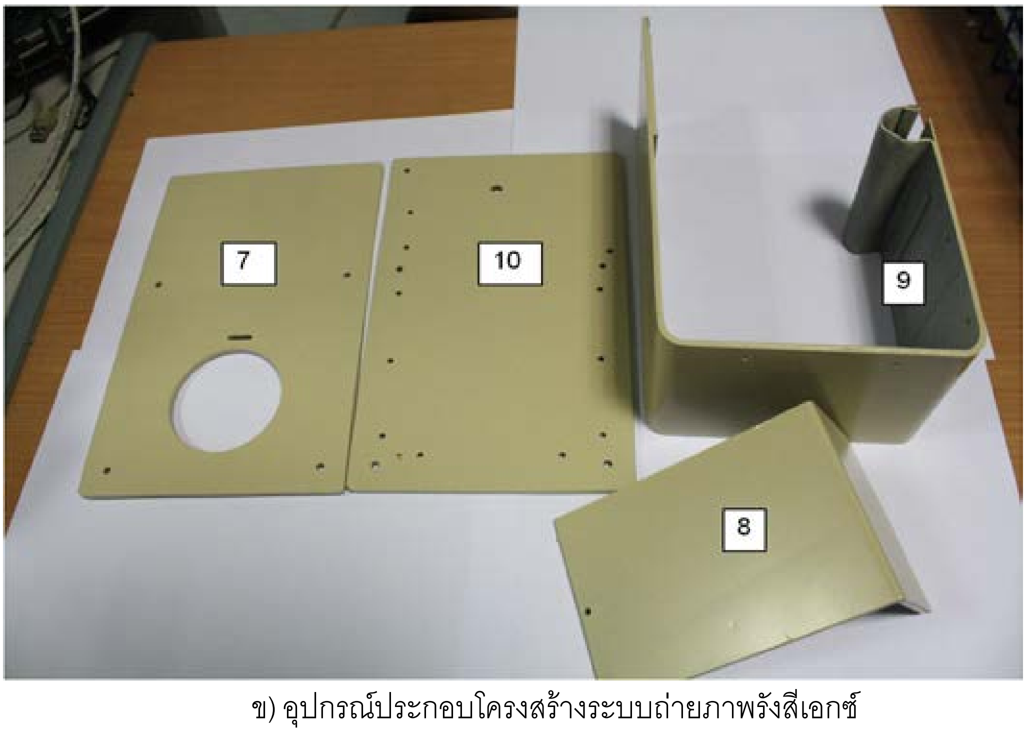
ภาพที่ 3.12 ภาพหน้าต่างของโปรแกรม DIP ที่พัฒนาขึ้น

ภาพที่ 3.13 ภาพถ่ายโปรแกรม DIP ที่พัฒนาขึ้น

3.6 การประกอบระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์

ชิ้นส่วนอุปกรณ์ของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัลที่ออกแบบและสร้างขึ้นประกอบด้วยรายการดังปรากฏในตารางที่ 3.1 และชิ้นส่วนอุปกรณ์ของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์สร้างขึ้นแสดงในภาพที่ 3.14 ชิ้นส่วนและอุปกรณ์ที่สร้างขึ้นได้นำมาประกอบเป็นระบบที่สมบูรณ์ โดยแสดงการติดตั้งภายในโครงห่อหุ้ม ผลการพัฒนาระบบพบว่าระบบมีถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์มีขนาดสัดส่วน 16 x 25x 25.9 ลูกบาศก์เซนติเมตร (กว้างxยาวxสูง) น้ำหนักรวม 8.7 กิโลกรัม จากระบบที่ประกอบสมบูรณ์แล้วจะนำไปทดสอบสมรรถนะของระบบต่อไป

ก) อุปกรณ์ประกอบระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์



ข) อุปกรณ์ประกอบโครงสร้างระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์

ภาพที่ 3.14 ชิ้นส่วนอุปกรณ์ของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์

3.7 ทำงานของระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์

เริ่มจากการเปิดโปรแกรม DIP แล้วเลือกที่ Camera จากนั้นจะปรากฏโปรแกรมควบคุมการทำงานของกล้อง EOS Utility แล้วกดชัตเตอร์ ภาพที่ได้จากการกดชัตเตอร์จะถูกบันทึกทั้งที่ Memory card และส่งผ่านไปยังคอมพิเตอร์แบบพกพา แล้วจึงเรียกภาพนั้นมาปรับปรุงที่โปรแกรม DIP ตามความเหมาะสมต่อการใช้งาน โดยเลือกที่ File แล้ว Open จากนั้นก็เลือกรูป สุดท้ายทำการจัดเก็บข้อมูลที่ได้ทำการปรับปรุงเพื่อให้สามารถเรียกข้อมูลกลับมาใช้ใหม่ได้ ภาพที่ 3.15 แสดงภาพถ่ายระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล

ตารางที่ 3.1 รายการชิ้นส่วนอุปกรณ์ของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์

รายการชิ้นส่วน	**ขนาด (เซ็นติเมตร)**
1. กล้องดิจิทัล Canon EOS 1000D	9.75×12.6× 5.8 (กว้าง x ยาว x หนา)
2. FOS จาก Hamamatsu	50×50 (กว้าง x ยาว x หนา)
3. Spy lens	6 ×8.5 (เส้นผ่าศูนย์กลาง x ยาว)
4. POM	9×0.8 (เส้นผ่าศูนย์กลาง x หนา)
5.ท่อต่อลดทำจาก PVC +ตะกั่วรอบ	(เส้นผ่าศูนย์กลางวงนอก x ยาว×หนา) ด้านกว้าง 10.7× 6.5 × 0.7 ด้านลด 7.5× 4×0.7
6.ท่อ PVC	6 ×5.5×2.5 (เส้นผ่าศูนย์กลางวงนอก x ยาว× หนา)
แผ่นอะลูมิเนียมประกบกับตะกั่ว แบ่งเป็น 7. แผ่นโครงด้านบนเจาะรู 8. แผ่นโครงด้านหลัง 9. แผ่นโครงด้านข้าง 10.แผ่นโครงด้านล่าง	0.4 (หนา) 16×25 (กว้าง x ยาว) 10×23.3 (กว้าง x ยาว) 10×53.8 (กว้าง x ยาว) 16×25 (กว้าง x ยาว)
11. สกรูปรับโฟกัส	0.25×4 (เส้นผ่าศูนย์กลาง x ยาว)
12. แท่งโลหะตันจำนวน 4 แท่ง	0.95×10 (เส้นผ่าศูนย์กลาง x ยาว)

ภาพที่ 3.15 ภาพถ่ายระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ ร่วมกับกล้องดิจิทัล

บทที่ 4

การดำเนินการและผลการวิจัย

การดำเนินงานวิจัยประกอบด้วยการทดสอบระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัลมีลำดับขั้นดังนี้

1. การทดสอบเงื่อนไขของกล้องดิจิทัลสำหรับการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์
2. การทดสอบการตอบสนองของพลังงานรังสีเอกซ์ต่อระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์
3. การทดสอบหาความเปรียบต่าง
4. การทดสอบการแสดงรายละเอียดของภาพ
5. การทดสอบโปรแกรมปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น
    5.1 การทดสอบการหาขอบของภาพ (Edge detection)
    5.2 การทดสอบการกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter)
    5.3 การทดสอบการกรองความถี่ต่ำผ่าน (Low pass filter)
6. การทดสอบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์กับชิ้นงานตัวอย่างชนิดต่างๆ

4.1 การทดสอบเงื่อนไขของกล้องดิจิทัลสำหรับการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์

สำหรับการพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นนั้นเป็นการนำเอากล้องดิจิทัลมาประยุกต์ใช้งานดังนั้นจึงจำเป็นต้องเลือกเงื่อนไขของกล้องดิจิทัลที่เหมาะสมสำหรับงานถ่ายภาพทางรังสี เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการใช้งานไม่ว่าจะเป็นทางอุตสาหกรรมและทางการแพทย์

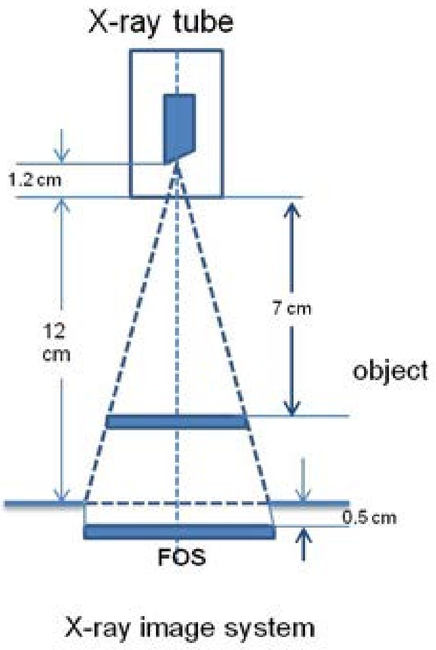
เครื่องมือและอุปกรณ์ทดสอบ :

1. เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์แบบไมโครโฟกัสเอกซเรย์ของ Hamamatsu Model 6732-01
2. ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น
3. โปรแกรม DIP ที่พัฒนาขึ้น
4. ชิ้นงานมาตรฐาน เป็น DIN 62FE

วิธีการทดสอบ: จัดอุปกรณ์ดังภาพที่ 4.1 โดยติดตั้งระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นจัดให้แผ่นวัดรังสีเอกซ์อยู่ในแนวระดับเดียวกับแนวลำรังสีจากเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ ที่ระยะห่างระหว่างระบบถ่ายภาพที่พัฒนาขึ้นกับเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์เท่ากับ 12 เซนติเมตร และระยะจากเครื่องกำเนิดรังสีถึงชิ้นงานเท่ากับ 7 เซนติเมตร ในการทดสอบหาเงื่อนไขของกล้องดิจิทัล คือ การตั้งค่าปรับความไวแสง (ISO) และ รูรับแสง ทำโดยตั้งค่าแรงดันไฟฟ้าของเครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์และกระแสคงที่ 50 kV และ 50 μA ใช้เวลาในการถ่ายเป็น 10 s

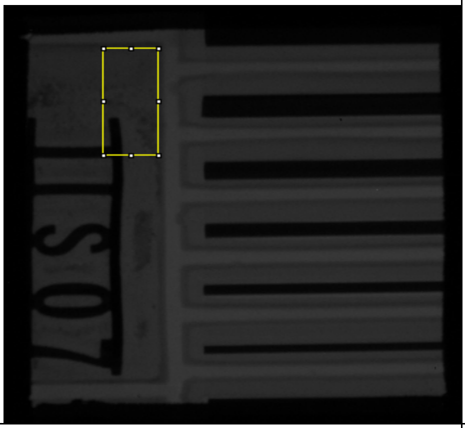
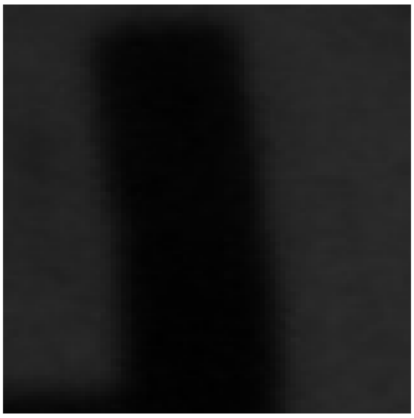
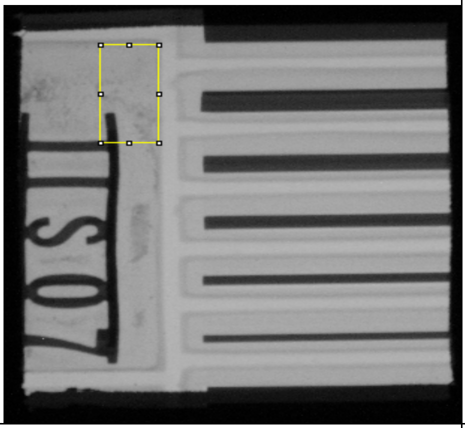
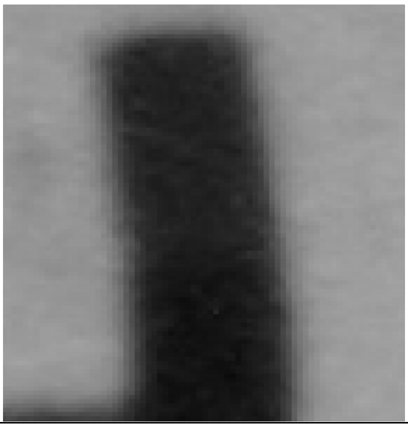
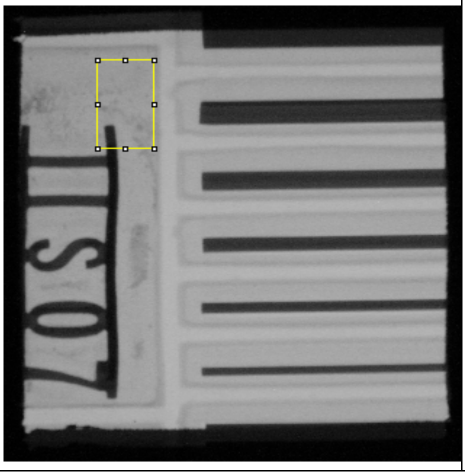
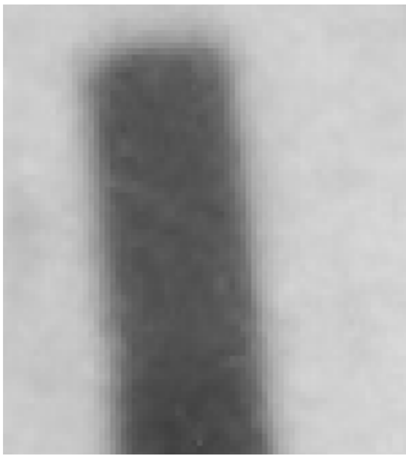
การตั้งค่า ISO สำหรับระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เริ่มโดยการยึดหลักการถ่ายภาพในที่ที่มีแสงน้อยที่ใช้รูรับแสง 5.0 [12] แล้วจึงเปลี่ยนค่า ISO ตั้งแต่ 100, 800 และ 1600 จากนั้นนำภาพที่ได้มาเปรียบเทียบเพื่อหา ISO ที่เหมาะสมดังตารางที่ 4.1

หลังจากได้ค่า ISO ที่เหมาะสมโดยดูจากคุณภาพของภาพจากนั้นตั้งค่าของ ISO ที่ตำแหน่งนั้น (ISO = 100) แล้วจึงทำการปรับเปลี่ยนค่ารูรับแสงตั้งแต่ 4.5, 5 และ 5.6 จากนั้นจึงบันทึกภาพนาน 10 วินาที พร้อมหารูรับแสงที่เหมาะสมกับระบบที่พัฒนาขึ้น จะได้ผลตามตารางที่ 4.2



ภาพที่ 4.1 การจัดระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เพื่อหา Condition ของกล้องดิจิทัล

ตารางที่ 4.1 ภาพที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ด้วยเงื่อนไขของกล้องดิจิทัลที่ ISO 100, 800 และ 1600

ค่า ISO	ภาพถ่ายเอกซเรย์	ภาพขยาย
100		
800		
1600		

ผลการทดสอบเมื่อปรับค่า ISO เพิ่มขึ้นผลที่ได้ภาพมีความสว่างขึ้นแต่รายละเอียดของภาพลดลงซึ่งสำหรับงานทางรังสีนั้นต้องการรายละเอียดของภาพที่ดีดังนั้นจึงเลือกใช้ค่าISO ที่ 100

ตารางที่ 4.2 ที่ได้จากการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ด้วยเงื่อนไขของกล้องดิจิทัลที่รูรับแสง 4.5, 5.0 และ 5.6

ค่า F	ภาพถ่ายภาพเอกซเรย์
4.5	
5.0	
5.6	

ผลการทดสอบเมื่อปรับค่ารูรับแสงเพิ่มขึ้นผลที่ได้ภาพมีความสว่างลดลงและไม่มีผลต่อรายละเอียดของภาพเนื่องจากเป็นการถ่ายภาพที่ระนาบเดียวกันดังนั้นในงานวิจัยจึงเลือกค่ารูรับแสงเป็น 4.5 และค่า ISO เป็น 100 ในการถ่ายภาพรังสีเอกซ์

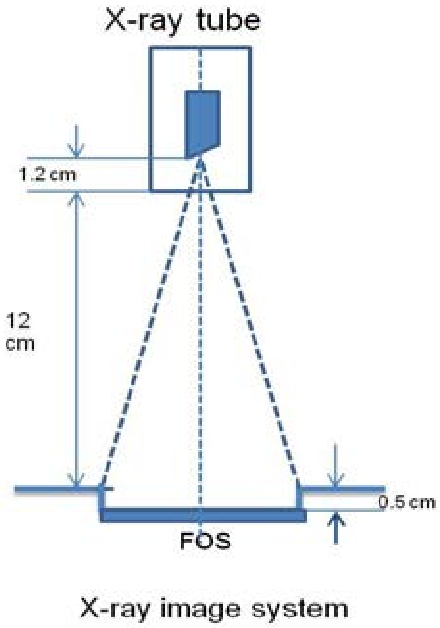
4.2 การทดสอบการตอบสนองของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ต่อพลังงานรังสีเอกซ์

ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นนั้น ต้องทดสอบการตอบสนองของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ต่อพลังงานรังสีเอกซ์ เพื่อดูช่วงการทำงานของระบบในการสร้างภาพในช่วงพลังงานต่างๆโดยแสดงออกมาในเทอมค่าพิกเซลสว่างเฉลี่ย (Mean pixel value) ที่เกิดขึ้นในแต่ละช่วงของพลังงานรังสีเอกซ์

เครื่องมือและอุปกรณ์ทดสอบ :

1. เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์แบบไมโครโฟกัสเอกซเรย์ของ Hamamatsu Model 6732-01
2. ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น
3. โปรแกรม DIP ที่พัฒนาขึ้น

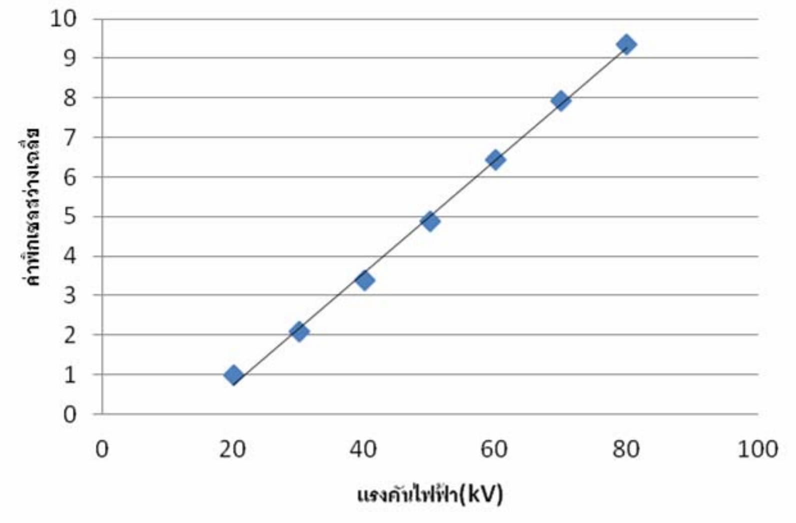
วิธีทำการทดสอบ : ทำการจัดระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ดังภาพที่ 4.2 โดยจัดให้เป็นการถ่ายภาพแบบไม่ต้องมีชิ้นงาน เพื่อทดสอบการตอบสนองของระบบต่อพลังงานรังสีเอกซ์ที่ใช้ในงานถ่ายภาพโดยใช้ค่าแรงดันไฟฟ้าตั้งแต่ 30 ถึง 80 kV โดยให้กระแสหลอด 50 μA ใช้เวลาในการถ่าย 1 s พร้อมทั้งคำนวณหาค่าพิกเซลสีสว่างเฉลี่ย ผลที่ได้เป็นดังตารางที่ 4.3 แล้วจึงนำข้อมูลทั้งหมดมาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซลสีสว่างเฉลี่ยกับค่าแรงดันไฟฟ้าที่ตั้ง (ตั้งแต่ 20 kV ถึง 80kV) ดังภาพที่ 4.3



ภาพที่ 4.2 การจัดระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เพื่อทดสอบการตอบสนองของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น

ตารางที่ 4.3 การตอบสนองของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นต่อแรงดันไฟฟ้า

kV	Mean pixel valve
20	1.003
30	2.089
40	3.394
50	4.893
60	6.423
70	7.915
80	9.357

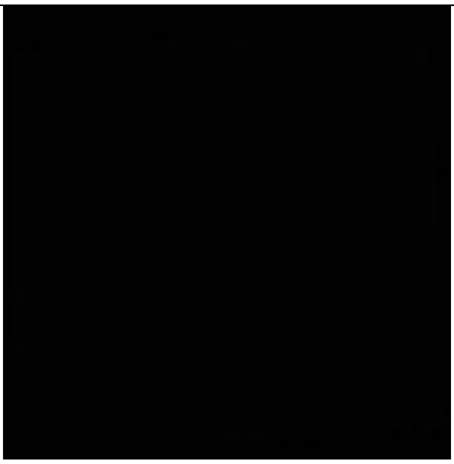
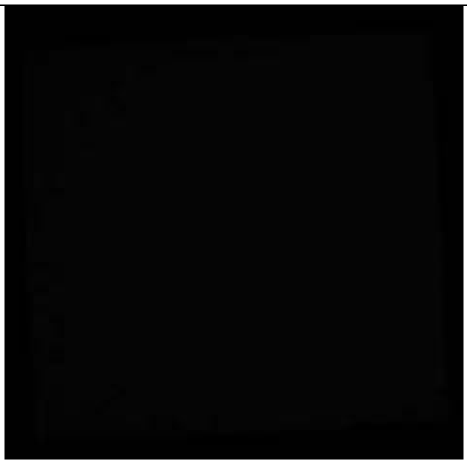


ภาพที่ 4.3 กราฟความสัมพันธ์ของค่าแรงดันไฟฟ้าตั้งแต่ 20 kV ถึง 80 kV ต่อระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล

ซึ่งได้ความสัมพันธ์เป็นเชิงเส้นตรง คือ แปรตามกันเมื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าค่าพิกเซลสีสว่างเฉลี่ยมีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้นเมื่อเพิ่มแรงดันไฟฟ้าในช่วงที่ใช้สำหรับงานวิจัยนี้ระบบที่ถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนานั้นตอบสนองไปด้วยกัน พร้อมกันนี้ได้เลือกข้อมูลภาพจากผลการทดลองที่ 30, 50 และ 70 kV มาเปรียบเทียบให้เห็นถึงความเข้มของแสงที่ได้เมื่อเวลา 1 s และกระแส 50 μA เท่ากันตามตารางที่ 4.2

จากตารางที่ 4.4 ภาพถ่ายรังสีเอกซ์ที่แรงดันไฟฟ้าที่ต่างๆ โดยเฉพาะที่ 30 kV หากมองจากภาพจะไม่สามารถบอกถึงผลของรังสีได้ (ภาพมืด) ที่สามารถตรวจจับได้นั้น แต่เมื่อนำภาพมาหาค่าพิกเซลสว่างเฉลี่ยนั้นกลับหาค่าได้ แสดงให้เห็นว่ากล้องดิจิทัลมีความสามารถในการตรวจจับสัญญาณได้ดี ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงนำกล้องดิจิทัลมาประยุกต์ใช้ในงานทางรังสี

ตารางที่ 4.4 ผลการตอบสนองของรังสีเอกซ์ที่แรงดันไฟฟ้าต่างๆ ต่อระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น

รายละเอียด	ภาพที่ได้จากการถ่าย
แรงดันไฟฟ้า 30 kV ,กระแสหลอด 50 μA และเวลา 1 s	
แรงดันไฟฟ้า 50 kV ,กระแสหลอด 50 μA และเวลา 1 s	
แรงดันไฟฟ้า 70 kV ,กระแสหลอด 50 μA และเวลา 1 s	

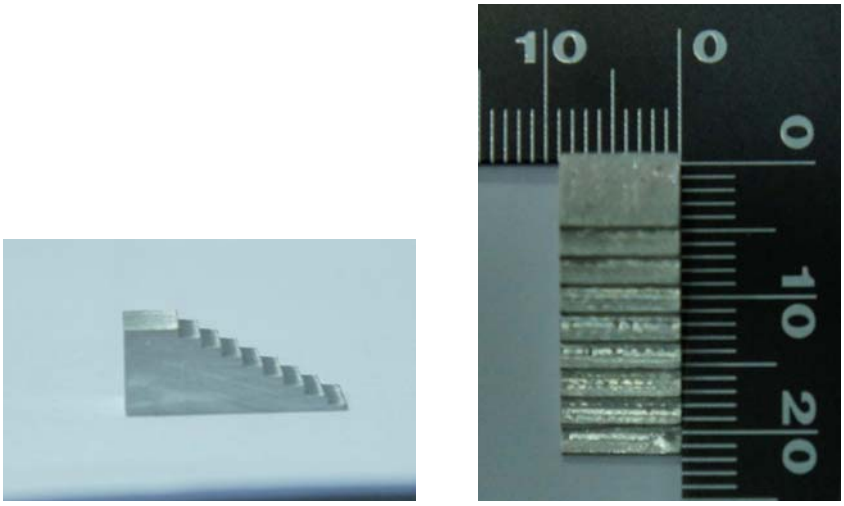
4.3 การทดสอบความเปรียบต่างของระบบ

ความเปรียบต่างเป็นความแตกต่างของพิกเซลสเกลสีเทา (Gray scale pixel) จึงเป็นค่าที่บ่งบอกคุณภาพของภาพอีกค่าหนึ่ง ซึ่งความเปรียบต่างจะทำให้มองเห็นส่วนต่างๆในภาพถ่ายรังสี (Radiographic image) ได้แตกต่างกัน เช่น ภาพถ่ายรังสีของส่วนอก จะเห็นปอดสีดำ กระดูกซี่โครงสีขาว เนื้อเยื่อสีเทา เป็นต้น

เครื่องมือและอุปกรณ์ทดสอบ :

1. เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์แบบไมโครโฟกัสเอกซเรย์ของ Hamamatsu Model 6732-01
2. ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น
3. โปรแกรม DIP ที่พัฒนาขึ้น
4. Aluminum step wedge

สำหรับงานวิจัยนี้ได้ทำการออกแบบ Aluminum step wedge เพื่อใช้เป็นชิ้นงานสำหรับหาความเปรียบต่างของระบบ โดยทำจากอะลูมิเนียมหนา 8.8 มิลลิเมตร กว้าง 9 มิลลิเมตร และช่วงความยาวจาก 21.65 มิลลิเมตร ที่ฐานด้านล่าง และ 5.3 มิลลิเมตร ที่ด้านบน ดังภาพที่ 4.4

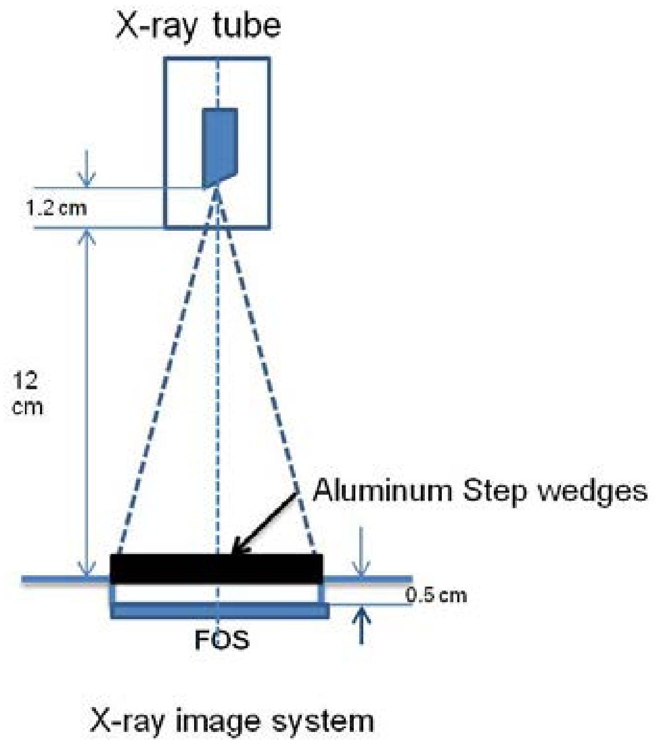


ก) ภาพด้านข้าง ข) ภาพด้านบน

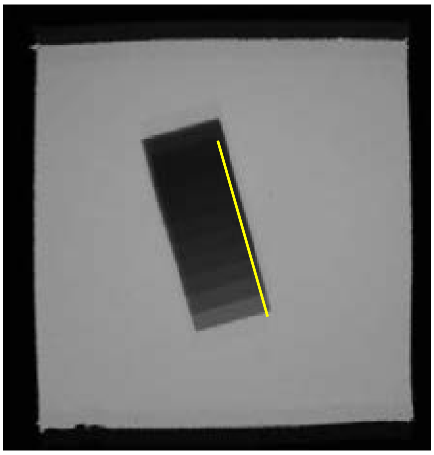
ภาพที่ 4.4 ภาพถ่าย Aluminum step wedge

วิธีการทดสอบ: จัดตำแหน่งการถ่ายดังภาพที่ 4.5 จากนั้นตั้งค่าแรงดันไฟฟ้าที่ 65 kv กระแสหลอด 60 μA และเวลาที่ใช้ในการถ่าย 10 s ได้ภาพดังรูปที่ 4.6 และแสดงโปรไฟล์ดังรูปที่ 4.7 จากนั้นทำการคำนวณหาค่าความเปรียบต่างโดยพิกเซลสว่างเฉลี่ยของแต่ละชั้นลบออกจากค่าพิกเซลสว่างเฉลี่ยของพื้นหลัง เป็นการหาค่าความต่างเปรียบของ Aluminum step wedge เทียบกับพื้นหลังได้ดังตารางที่ 4.5

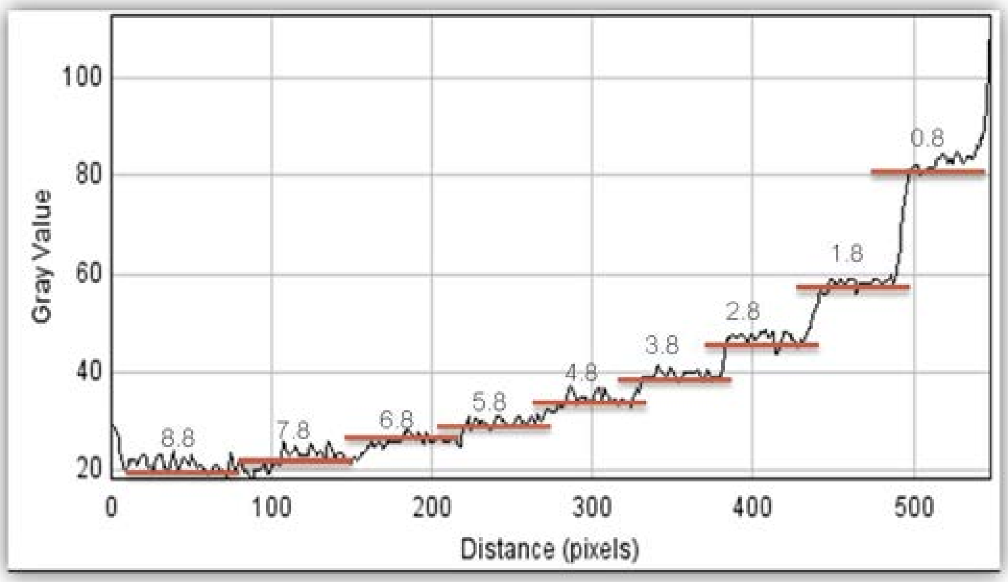
จากผลการคำนวณทำให้เราทราบถึงค่าความเปรียบต่างของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น พร้อมกับความสามารถของระบบในเชิงสามารถถ่ายภาพที่มีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน พร้อมทั้งคำนวณหาค่าเฉลี่ยดูดกลืนรังสีเอกซ์ (Mean X-ray absorbance) ได้ตามความสัมพันธ์ดังสมการที่ 4.1[16] และจากตารางที่ 4.6 แสดงความหนาแน่นของร่างกายมนุษย์ทำให้สามารถเปรียบเทียบค่าความเปรียบต่างเมื่อนำเอาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นมาประยุกต์ใช้



ภาพที่ 4.5 การจัดระบบถ่ายภาพ Aluminum Step wedge



ภาพที่ 4.6 ภาพถ่าย Aluminum step wedge จากระบบที่พัฒนาขึ้น

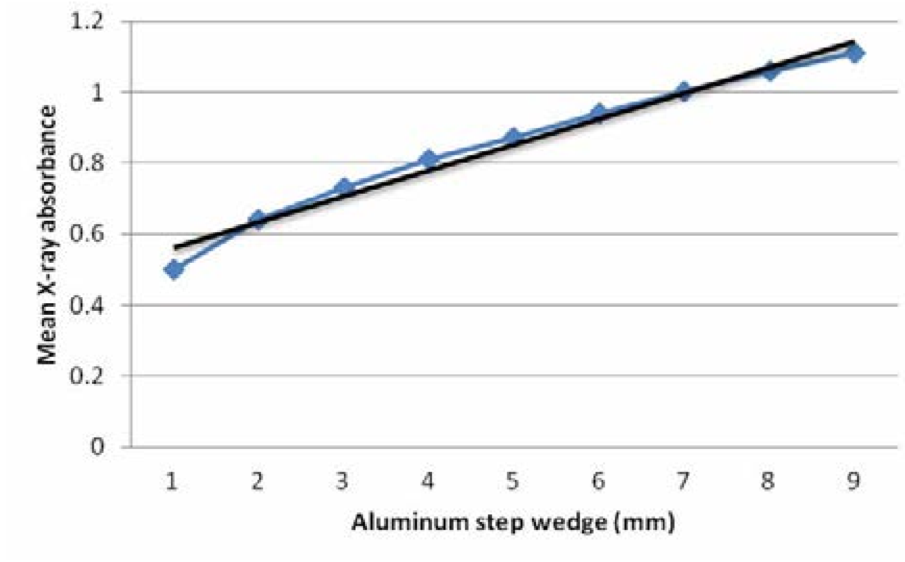


ภาพที่ 4.7 โปรไฟล์ของภาพถ่ายเอกซเรย์ของ Aluminum step wedge จากระบบถ่ายภาพที่พัฒนาขึ้น

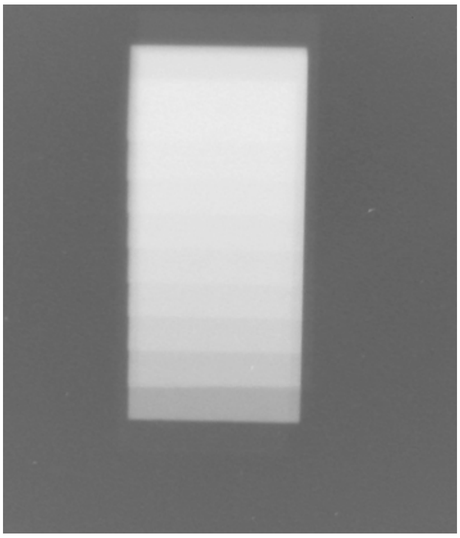
$$A = -\log_{10}(1 - \frac{G}{255}) \quad \text{.....................................(4.1)}$$

โดยค่า A เป็น Absorbance คือค่าของ $\ln\frac{I_0}{I}$ นั่นเอง และค่า G เป็น Grey scale value ได้ความสัมพันธ์ตามภาพที่ 4.8

แต่เนื่องจากสมการนี้ได้ถูกนำไปใช้กับฟิล์มในทางทันตกรรม ซึ่งค่าG นั้นจึงให้ความหมายที่แตกต่างกัน คือบริเวณที่เป็นสีขาวให้สเกลเป็น 255 คือบริเวณที่ไม่ได้รับรังสีแต่ในงานวิจัยนี้บริเวณที่ได้รับรังสีจะเป็นสีขาว ดังนั้นจึงต้องทำการกลับสีของภาพจากดำเป็นขาวได้เป็นดังภาพที่ 4.9 และคำนวณหา Gray scale ใหม่ จากนั้นจึงหาค่า A เหมือนกันพร้อมทั้งนำมาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่ากลางของการดูดกลืนรังสีเอกซ์กับชันความหนาของ Aluminum step wedge ได้ตามภาพที่ 4.8



ภาพที่ 4.8 ความสัมพันธ์ของความหนาของ Step wedge กับ ค่ากลางของรังสีเอกซ์ที่ดูดกลืน



ภาพที่ 4.9 ภาพของ Aluminum step wedgeที่ผ่านกระบวนการ Convert

ตารางที่ 4.5 ค่าความเปรียบต่าง ณ ความหนาต่างๆของ Aluminum Step Wedge

ที่ความหนา (มิลลิเมตร)	**ค่าเฉลี่ยพิกเซลสีเทาของระบบที่พัฒนาขึ้น**	**ค่าเปรียบต่างของ**Aluminum step wedge
0.8	83.6	67.3
1.8	58.0	92.5
2.8	46.9	103.3
3.8	39.3	111.0
4.8	34.6	115.8
5.8	30.0	120.5
6.8	26.0	124.5
7.8	23.5	127.3
8.8	20.7	130.1

จากตารางที่ 4.5 ทำให้รู้ค่าความเปรียบต่างของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น โดยค่าความเปรียบต่างที่น้อยสุดคือ 67.3 ที่แรงดันไฟฟ้า 65 kV และจากภาพที่ 4.7 นั้นเมื่อความหนาเพิ่มขึ้นปริมาณรังสีเอกซ์ที่ชิ้นงานดูดกลืนนั้นก็เพิ่มขึ้น

ตารางที่ 4.6 ค่าความหนาแน่นของวัสดุทางรังสีวินิจฉัย [4]

Mass Density of Material Important to Diagnostic Radiology	
Substance	Mass Density (kg/m^3)
HUMAN TISSUE	
Lung	320
Fat	910
Soft tissue	1,000
Bone	1,850
CONTRAST MATERIAL	
Air	1.3
Barium	3,500
Iodine	4,930
OTHER	
Calcium	1,550
Concrete	2,350
Molybdenum	10,200
Lead	11,350
Rhenium	12,500
Tung state	19,300

4.4 การทดสอบการแสดงรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution)

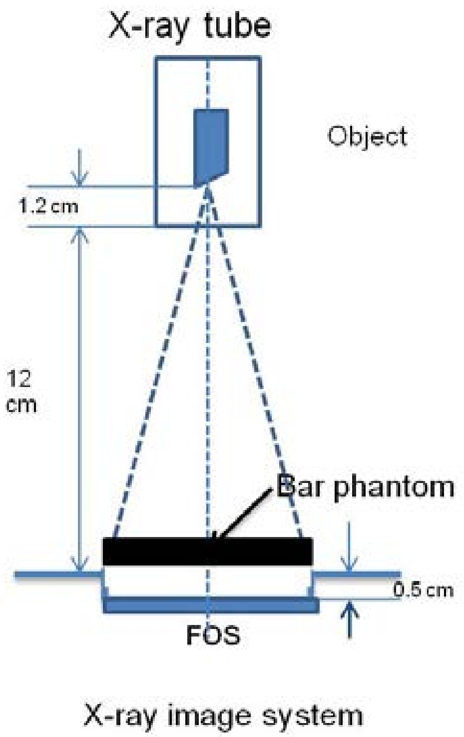
ซึ่ง Spatial resolution คือความสามารถของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ในการถ่ายภาพของวัตถุเล็กๆซึ่งอยู่ชิดกันมากให้แยกจากกันได้ชัดเจน

เครื่องมือและอุปกรณ์ทดสอบ

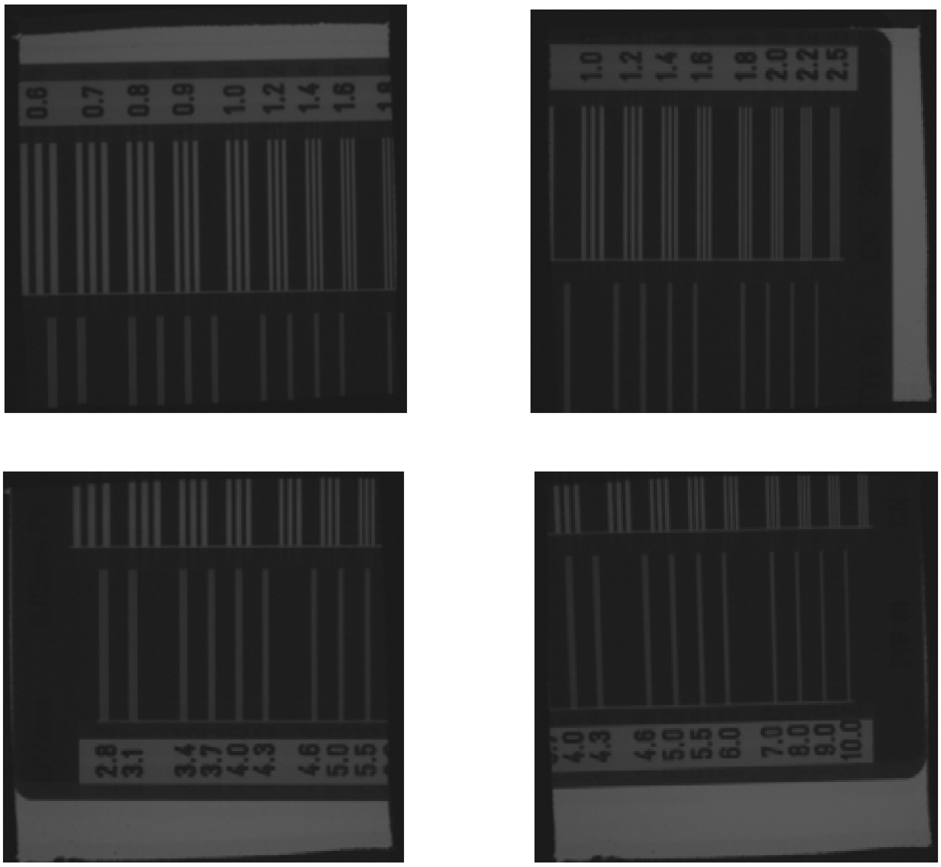
1. เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์แบบไมโครโฟกัสเอกซเรย์ของ Hamamatsu Model 6732-01
2. ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น
3. โปรแกรม DIP ที่พัฒนาขึ้น
4. Bar phantom ทำจากตะกั่วหนา 0.05 มิลลิเมตร model TYP 81 CN 2690 ดังภาพที่ 4.10

วิธีการทดสอบ: การทดสอบนั้นต้องทำการจัดระบบตามภาพที่ 4.11 หลักคือต้องจัดให้ Bar phantom นั้นอยู่ชิดกับแผ่นรับรังสี (FOS) มากที่สุด แต่เนื่องจาก Bar phantom มีขนาดใหญ่กว่า FOS จึงต้องแบ่งถ่ายออกเป็นเซ็ตซึ่งแต่ละเซ็ตนั้นจะตั้งเงื่อนไขเหมือนกันคือที่ 50 kV กระแสหลอด 60 µA และเวลาที่ใช้ในการถ่าย 10 s เนื่องจากข้อจำกัดของระบบที่พัฒนาขึ้นนั้นทำให้ไม่สามารถวาง Bar phantom ให้ชิดกับ FOS ได้จากภาพที่ 4.9 ดังนั้นจึงมีกำลังขยาย 1.02 เกิดขึ้น โดยเซ็ตแรกเน้นที่ 0.6 ถึง 1.0 line pair/มิลลิเมตร, เซ็ตที่สองที่ 1.2 ถึง 2.5 line pair / มิลลิเมตร , เซ็ตที่สามที่ 2.8 ถึง 4.3 line pair/ มิลลิเมตร และเซ็ตที่สี่ที่ 4.6 ถึง 10 line pair/มิลลิเมตร โดยการถ่ายทั้งแกน X และแกน Y ดังภาพที่4.12

ภาพที่ 4.10 ภาพถ่าย Bar phantom



ภาพที่ 4.11 การจัดระบบถ่ายภาพเพื่อถ่าย Bar phantom



ภาพที่ 4.12 ภาพถ่ายเอกซเรย์ของ Bar phantom ที่แกน Y และแกน X

การพิจารณาความสามารถของระบบโดยการดูจากจำนวน line pairs/มิลลิเมตร. ที่สามารถมองเห็นได้จากภาพถ่ายรังสีเอกซ์จากระบบที่พัฒนาขึ้น จำนวน 3.1 line pairs/มิลลิเมตร. หรือ 0.322 มม.ต่อ 1 เส้นคู่ (Spatial resolution) จากทดสอบโดยอาสาสมัครจำนวน 5 คนได้ผลตามตารางที่ 4.7 ซึ่งจำนวน line pairs/มิลลิเมตร. ที่ได้เป็นความสามารถสูงสุดที่ผู้ดูสามารถมองเห็นชัด แต่ไม่ได้หมายความว่าจำนวน line pair/มิลลิเมตร ต่ำกว่านั้นจะสามารถเห็นได้ชัดหรือไม่ ดังนั้นจึงคำนวณหาค่า MTF

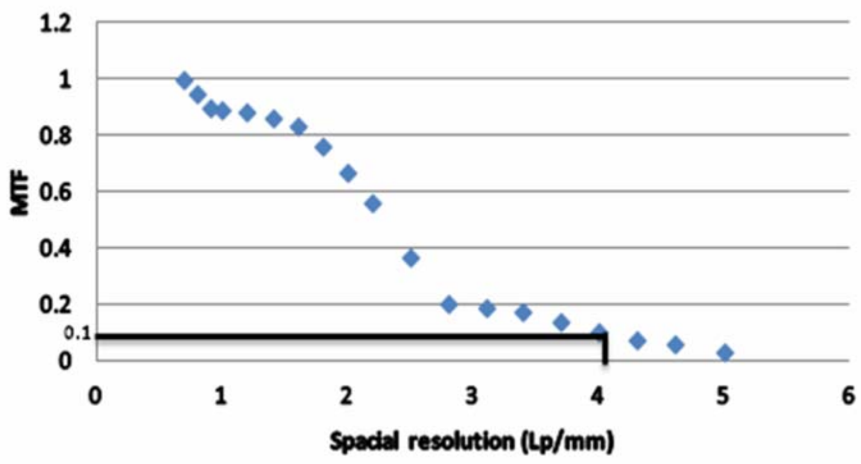
Modulation transfer function (MTF) เป็นวิธีวัดผลของ sharpness และ resolution ที่มีต่อความชัดเจนของภาพ ที่ได้จากระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น ซึ่งคำนวนได้จากภาพถ่าย Bar phantom มาเขียนกราฟได้ตามภาพที่ 4.13 โดยนำจำนวน Line pairs/มิลลิเมตร แต่ละ line pairs/มิลลิเมตร มาทำโปรไฟล์จะได้เป็นรูป Square wave response function (SWRF) ซึ่งสามารถใช้อ้างอิงในการหาค่า MTF ได้ [15] จากนั้นหาค่าเฉลี่ยของพิกเซลแทบ

สว่าง $\overline{P_b}$ ลบออกจากค่าเฉลี่ยของพิกเซลแทบมืด $\overline{P_d}$ แล้วจึงหารด้วยค่าผลต่างของค่าเฉลี่ยของพิกเซลแทบสว่าง $\overline{P_b}(0.6)$ กับค่าเฉลี่ยของพิกเซลแทบมืด $\overline{P_d}(0.6)$ ที่ 0.6 line pairs/มิลลิเมตร ดังสมการ(4.2)

$$MTF = \frac{\overline{P_b} - \overline{P_d}}{\overline{P_b}(0.6) - \overline{P_d}(0.6)} \quad \text{.................................(4.2)}$$

ตารางที่ 4.7 แสดงผลจากการทดสอบภาพถ่ายรังสีเอกซ์ของ Bar phantom

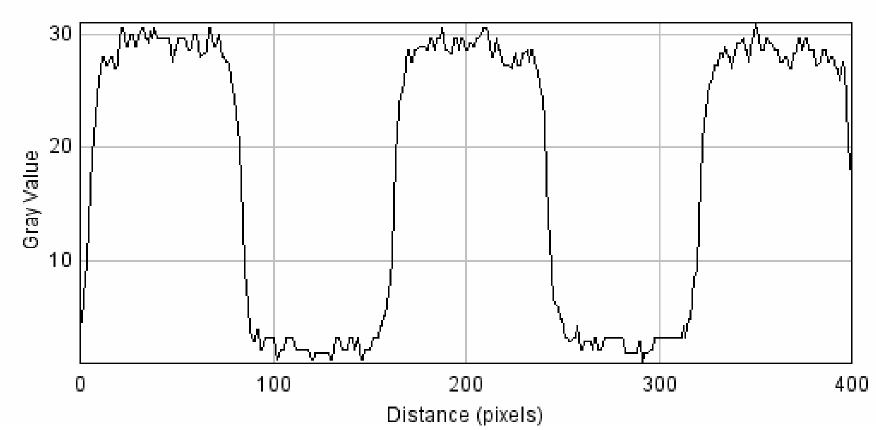
ลำดับที่	1	2	3	4	5
จำนวน (Line pairs /mm.)	2.8	**3.1**	**3.1**	2.5	**3.1**
หรือ mm/lp	0.357	**0.322**	**0.322**	0.4	**0.322**



ภาพที่ 4.13 กราฟค่า MTF ที่จำนวน line pairs/มิลลิเมตร ต่างๆ

ระบบถ่ายภาพที่พัฒนานั้นเหมาะกับงานถ่ายชิ้นงานขนาดเล็กเพราะสามารถถ่ายภาพกำลังขยายได้จากการใช้เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์แบบไมโครโฟกัส โดยทำการถ่ายที่กำลังขยาย 6.23 เท่า คือจากระยะชิ้นงานถึงจุดโฟกัส (แหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์) 22 มิลลิเมตร และจากจุดโฟกัสถึงแผ่นวัดรังสีเอกซ์เป็น 137 มิลลิเมตร ใช้ 50 kV ใช้เวลาในการถ่ายภาพนาน 10 s และให้กระแสหลอด 50 μA ดังภาพที่ 4.14 และเมื่อนำภาพมาทำโปรไฟล์ดังภาพที่ 4.15 จะเห็นถึงการแยกกันอย่างชัดเจนของ Line pair แต่ละคู่ จากนั้นนำข้อมูลมาคำนวณหาค่า Contrast ได้ 30

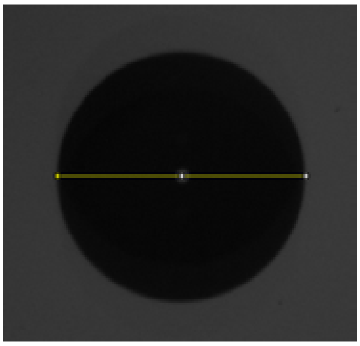
ภาพที่ 4.14 ภาพถ่ายที่กำลังขยาย 6.14 เท่าของ Bar phantom ที่ตำแหน่ง1.0 lp/มิลลิเมตร

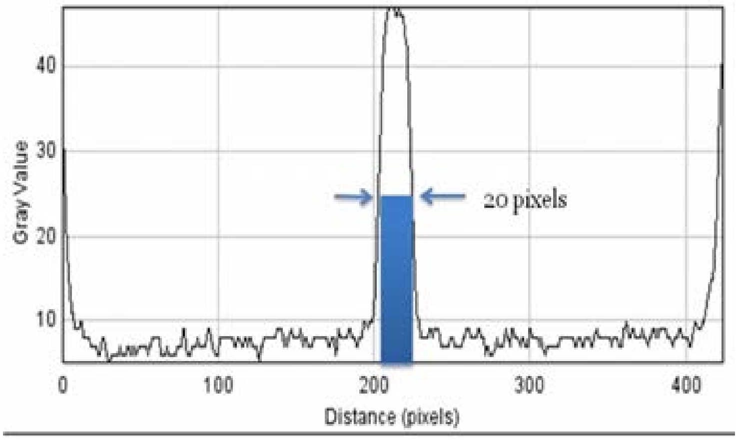


ภาพที่ 4.15 โปรไฟล์ของภาพขยาย ณ ขนาดที่ 1.0 line pairs/มิลลิเมตร

4.5 การทดสอบหาขนาดพิกเซล

วีธีการทดสอบ: จัดระบบถ่ายภาพโดยระยะห่างระหว่างแหล่งกำเนิดถึงตัวชิ้นงานเป็นระยะ1 เซนติเมตร และจัดชิ้นงานให้ตรงกับลำรังสีจากนั้นตั้ง 30 kV กระแสหลอด 50 μA เวลาที่ใช้ในการถ่าย 15 วินาที แล้วจึงนำภาพที่ได้มาคำนวณหาขนาดพิกเซลเนื่องจากชิ้นงานที่นำมาทดสอบนั้นเราทราบถึงขนาดของชิ้นงานโดยขนาดของรูบริเวณกลางของวัตถุนั้นมีขนาด 150 ไมโครเมตร จากนั้นนำมาเขียนโปรไฟล์ความสัมพันธ์ระหว่างพิกเซลสเกลสีเทา (Gray value) กับระยะของพิกเซล (Pixels) ดังภาพที่ 4.16 แล้วทำ FWHM (Full width at half maximum) เพื่อหาจำนวนพิกเซลของรูบริเวณกลางของชิ้นงาน





ก) ตำแหน่งที่ทำโปรไฟล์ ข) ตำแหน่ง FWHM เพื่อหาระยะของภาพ

ภาพที่ 4.16 ภาพถ่ายรังสีเอกซ์ของชิ้นงานที่นำมาหาขนาดพิกเซลจากระบบถ่ายภาพที่พัฒนาขึ้น ก) ตำแหน่งที่นำมาทำโปรไฟล์ และ ข) หาตำแหน่ง FWHM จากโปรไฟล์ของภาพถ่ายรังสี

จากภาพที่ 4.16 จะได้ว่าระยะรูบริเวณกลางจากภาพถ่ายรังสีมีจำนวน 20 พิกเซล และเราทราบขนาดจริงของชิ้นงานทำให้ทราบถึงขนาดพิกเซลได้ดังนี้

ขนาดภาพ 20 พิกเซลมีขนาดจริง 150 ไมโครเมตร

เพราะฉะนั้นขนาด 1 พิกเซลมีขนาดจริง 150/20 = 7.5 ไมโครเมตร

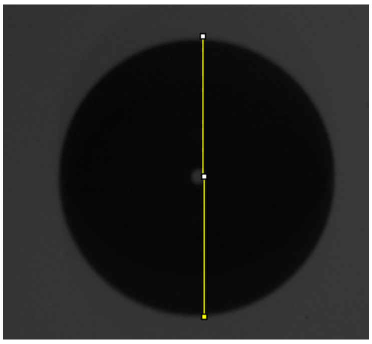
4.6 การทดสอบโปรแกรมปรับปรุงคุณภาพของภาพถ่ายรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้น

วีธีการทดสอบ: จัดระบบถ่ายภาพโดยระยะห่างระหว่างแหล่งกำเนิดถึงตัวชิ้นงานเป็นระยะ1 เซนติเมตร และจัดชิ้นงานให้ตรงกับลำรังสีจากนั้นตั้ง 30 kV กระแสหลอด 50 μA เวลาที่ใช้ในการถ่าย 15 วินาที แล้วจึงนำภาพที่ได้มาปรับปรุงด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นดังนี้

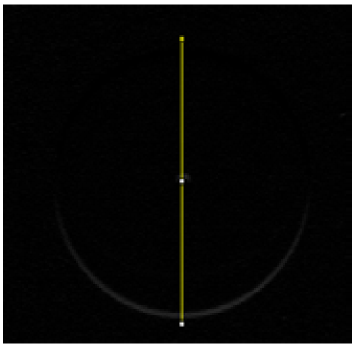
4.6.1 **การทดสอบการหาขอบของภาพ** (Edge detection)

เป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพด้วยกระบวนการในการหาขอบของภาพก็เพื่อจะเน้นที่ขอบของภาพให้มีความเด่นชัดมากขึ้น

ทำการเลือกถ่ายภาพรังสีเอกซ์จากระบบที่พัฒนาขึ้นเพื่อทำการทดสอบการหาขอบของภาพโดยวิธี Sobel operator จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น และทำการเปรียบเทียบกับภาพก่อนผ่านกระบวนการ Edge detection ตามที่แสดงในภาพที่ 4.17 และภาพที่ 4.18

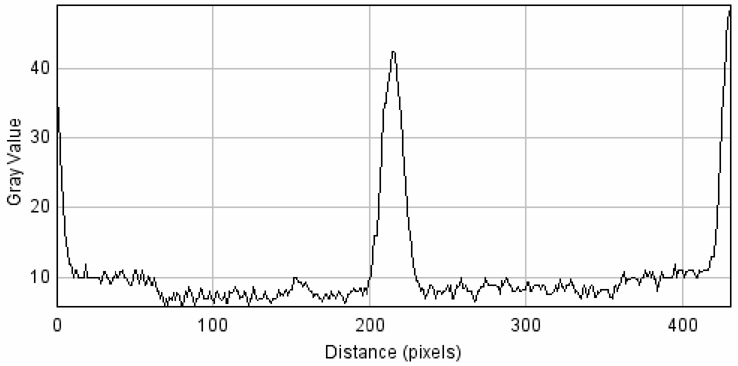


ก) ก่อนทำการปรับปรุง

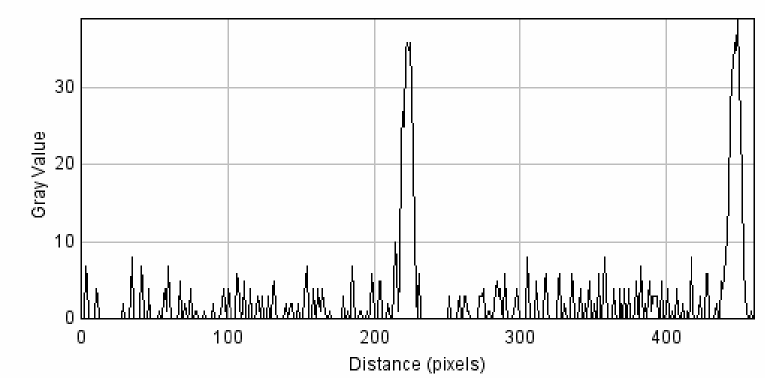


ข) หลังผ่านกระบวนการปรับปรุง

ภาพที่4.17 ผลของกระบวนการ Edge detection โดยวิธีของ Sobel Operator



ก) ก่อนปรับปรุงขอบภาพ



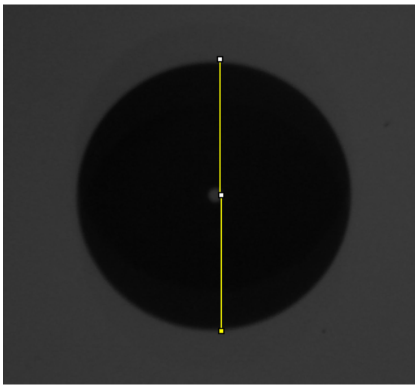
ข)   หลังการปรับปรุงขอบภาพ

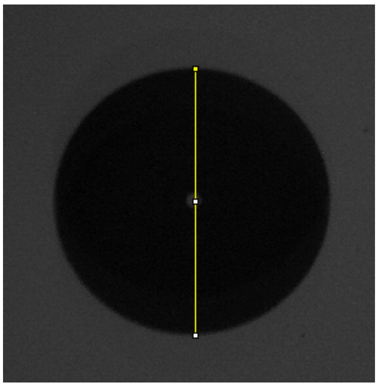
ภาพที่ 4.18 แสดงโปรไฟล์ของภาพเอกซเรย์ ก) ก่อนปรับปรุง ข) หลังการปรับปรุง ด้วยกระบวนการEdge detection

4.6.2 **การทดสอบการกรองความถี่สูงผ่าน** (High pass filter)

เป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพด้วยกระบวนการกรองความถี่สูงผ่าน เพื่อปรับปรุงค่าของความต่างเปรียบของภาพถ่ายรังสีเอกซ์

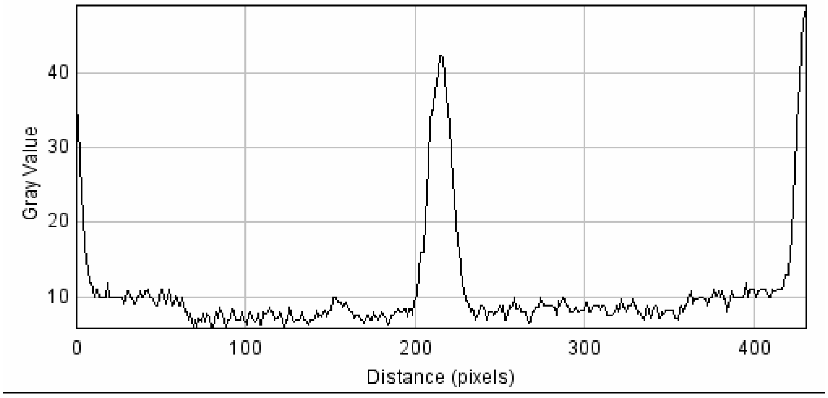
ทำการเลือกถ่ายภาพรังสีเอกซ์ที่ต้องการทดสอบโดยกระบวนการกรองความถี่สูงผ่าน หลังจากนั้นทำการปรับปรุงคุณภาพโดยการกรองความถี่สูงผ่าน แล้วจึงนำภาพก่อนและหลังผ่านการปรับปรุงมาเปรียบเทียบ ดังแสดงที่ภาพที่ 4.19 และ 4.20



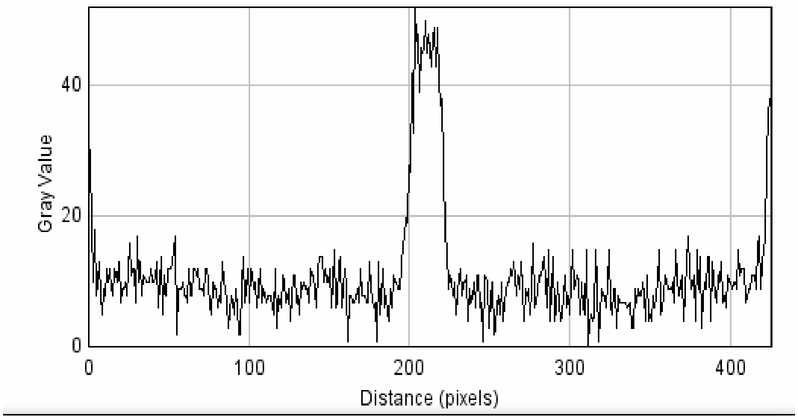


ก) ก่อนทำการปรับปรุง   ข) หลังผ่านกระบวนการปรับปรุง

ภาพที่ 4.19 ผลของกระบวนการ High pass filter



ก) ก่อนปรับปรุงภาพขอบภาพ



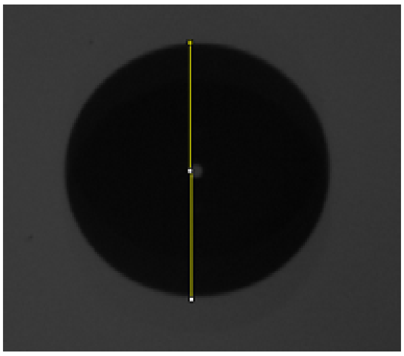
ข) หลังการปรับปรุงสัญญาณ

ภาพที่ 4.20 โปรไฟล์ของภาพเอกซเรย์ ก) ก่อนปรับปรุง ข) หลังการปรับปรุง ด้วยกระบวนการ High pass filter

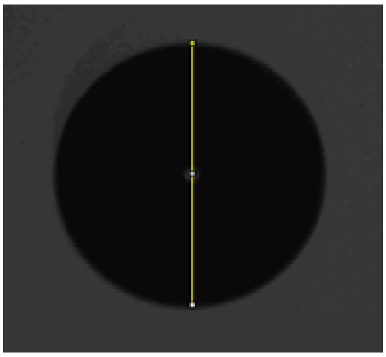
4.6.3 **การทดสอบการกรองความถี่ต่ำผ่าน** (Low pass filter)

เป็นการปรับปรุงคุณภาพของภาพด้วยกระบวนการกรองความถี่ต่ำผ่านเพื่อที่จะลดสัญญาณรบกวนของภาพ ซึ่งภาพที่ได้หลังจากผ่านกระบวนการกรองความถี่ต่ำผ่านจะให้ภาพที่นุ่มนวลมากขึ้น จึงนำมาใช้แก้ปัญหาเรื่อง White spot

ทำการเลือกถ่ายภาพรังสีเอกซ์ที่ต้องการทดสอบโดยกระบวนการกรองความถี่ต่ำผ่าน หลังจากนั้นทำการปรับปรุงคุณภาพโดยการกรองความถี่ต่ำผ่านแล้วจึงนำภาพก่อนและหลังผ่านการปรับปรุงมาเปรียบเทียบ ดังแสดงภาพที่ 4.21 และ 4.22

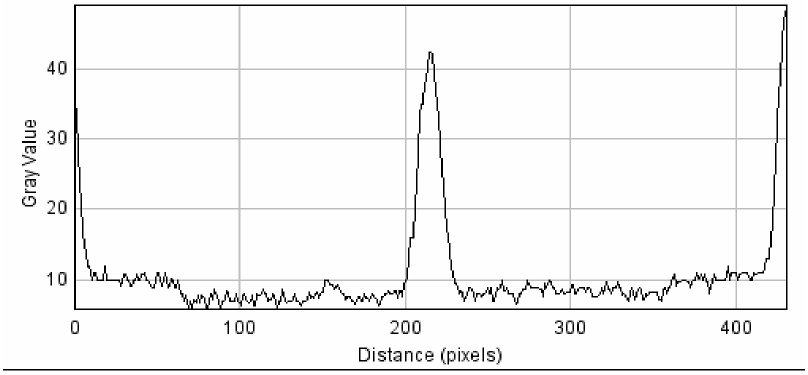


ก) ก่อนทำการปรับปรุง

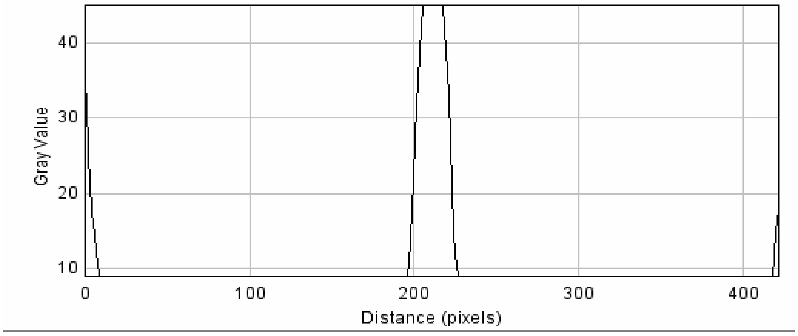


ข) หลังผ่านกระบวนการปรับปรุง

ภาพที่ 4.21 ผลของกระบวนการ Low pass filter



ก) ก่อนการปรับปรุงภาพ



ข) หลังการปรับปรุงภาพแต่ลดรายละเอียดของภาพ

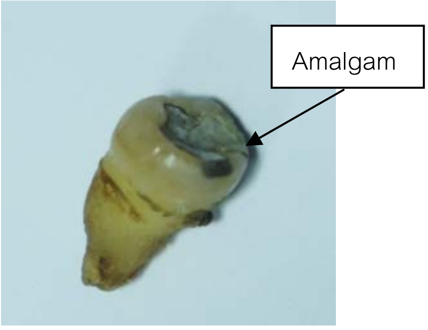
ภาพที่ 4.22 โปรไฟล์ของภาพเอกซเรย์ ก) ก่อนปรับปรุง ข) หลังการปรับปรุง ด้วยกระบวนการ Low pass filter

4.7 การทดสอบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์กับชิ้นงานตัวอย่างต่าง ๆ

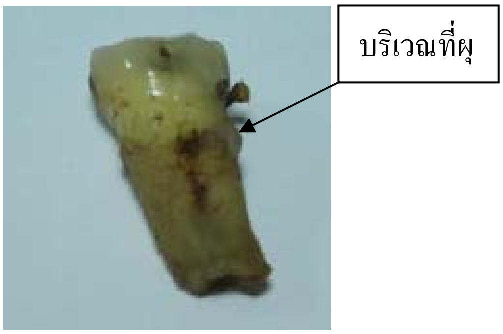
สำหรับการทดสอบถ่ายภาพรังสีเอกซ์โดยระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นนั้นจะแบ่งการทดสอบเป็น 2 แบบ คือ การทดสอบถ่ายภาพทางอุตสาหกรรมและการทดสอบถ่ายภาพทางการแพทย์

4.7.1 การทดสอบถ่ายภาพทางการแพทย์ (ทันตกรรม)

เป็นการทดสอบสำหรับการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เพื่อใช้ในทางการแพทย์(ทันตกรรม) โดยถ่ายภาพชิ้นงานตัวอย่าง คือ ฟัน เป็นดังภาพที่ 4.23 เพื่อใช้วิเคราะห์ดูโครงสร้าง และความผิดปกติของฟัน โดยใช้แรงดันไฟฟ้า 65 kV ถ่ายภาพด้วยแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์แบบไมโครโฟกัส กระแสหลอด 60 μA และตั้งเวลาในการถ่ายนาน10 s ได้ภาพตัวอย่างชิ้นงานดังตารางที่ 4.8



ก) ฟันกรามที่อุดด้วย Amalgam



ข) ฟันกรามที่ผุ

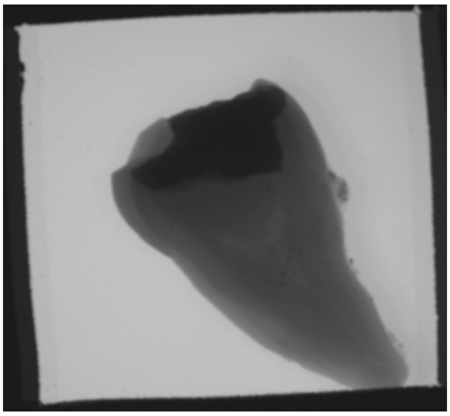
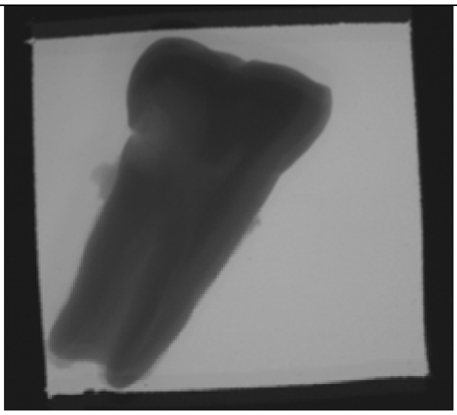
ภาพที่ 4.23 ภาพถ่ายฟันกรามทั้ง 2 ซี่ ก) ฟันกรามที่อุดด้วย Amalgam และ ข) ฟันกรามที่ผุ

4.7.2 การทดสอบถ่ายภาพทางอุตสาหกรรม

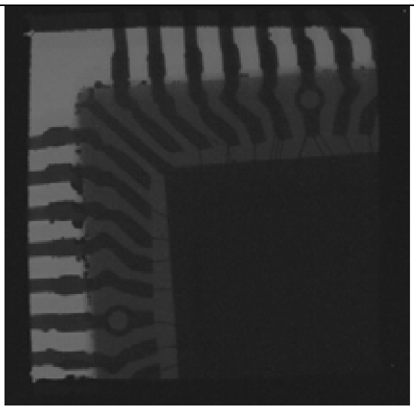
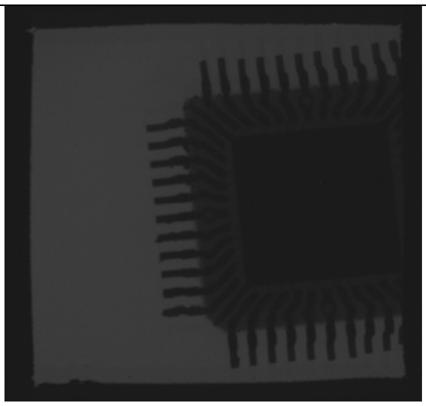
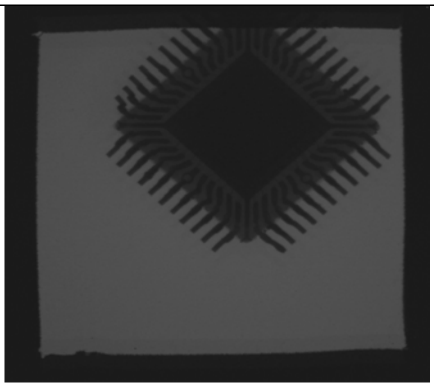
เป็นการทดสอบสำหรับการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์เพื่อใช้ในทางอุตสาหกรรม โดยถ่ายภาพอุปกรณ์อีเล็กทรอนิกส์คือ MICROCHIC PIC 16LF877-041/PQ มีขนาด12.2×12.2 มิลลิเมตร เป็นดังภาพที่ 4.24 เพื่อใช้ดูลายของ wire born โดยใช้พลังงานรังสีเอกซ์ 45 kV โดยค่าพลังงานที่ให้นั้นอ้างอิงจากคู่มือ ของเครื่องถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์แบบไมโครโฟกัส จากกระแสหลอด 50 μA และตั้งค่า Exposure time 10s โดยการยึดตำแหน่งของแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์กับแผ่นรับรังสีคงที่แล้วปรับระยะถ่ายภาพที่ละ1 cm ที่ตัวอย่างดังตารางที่4.9

ภาพที่ 4.24 ภาพถ่าย Microchip pic

ตารางที่ 4.8 แสดงภาพถ่ายรังสีเอกซ์ของฟันเพื่อดูความผิดปกติของฟัน

ฟัน	กำลังขยาย (เท่า)	ภาพถ่ายรังสีเอกซ์
ฟันกรามที่อุดด้วยAmalgam	1.67	
ฟันกรามที่ผุด้านข้าง	1.67	

ตารางที่ 4.9 แสดงผลจากการปรับระดับระยะห่างที่เหมาะกับภาพถ่ายIC

ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ถึงชิ้นงานตัวอย่าง (cm)	กำลังขยาย (เท่า)	ภาพถ่ายรังสีเอกซ์จากระบบถ่ายภาพที่พัฒนา
1	8.05	
2	5.07	
3	4.28	

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัย อภิปรายผล และข้อเสนอแนะ

5.1 สรุปและอภิปรายผลการวิจัย

จากการพัฒนาระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์อย่างง่ายโดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล โดยเลือกใช้กล้องดิจิทัลชนิดซีมอสมาออกแบบตัวกล้องมองภาพ เนื่องจากมีราคาประหยัดและไวต่อการตอบสนองรังสีน้อยกว่าจึงทนต่อรังสีและเกิดพิกเซลสว่างรบการพื้นหลังภาพน้อยกว่ากล้องดิจิทัลชนิดซีซีดีจากผลการทดลองสามารถสรุปได้ดังนี้

5.1.1 ผลการทดสอบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่ฟังก์ชันต่างๆของกล้องดิจิทัล ทำให้เลือกฟังก์ชันที่เหมาะสมของกล้องดิจิทัล EOS 1000D นั้นอยู่ที่ ISO 100 ปรับรูรับแสงเป็น 4.5 โดยที่ฟังก์ชันนี้จะให้ภาพดีที่สุดในการถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์

5.1.2 ผลการศึกษาการตอบสนองของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นต่อพลังงานรังสีเอกซ์ พบว่ามาเขียนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าพิกเซลสีสว่างที่ได้จากการถ่ายด้วยระบบที่พัฒนาขึ้นกับแรงดันไฟฟ้าของรังสีเอกซ์จะได้ความสัมพันธ์เป็นเส้นตรง หรือแปรผันตรงกันนั้นคือ ในช่วง kV ตั้งแต่ 20 ถึง 80 kV นั้นระบบจะตอบสนองต่อ kV ตลอด

5.1.3 ผลจากการทดสอบความเปรียบต่าง (Contrast) โดยการใช้ Aluminum step wedge ซึ่งใช้ในทางการแพทย์ (ทันตกรรม) เพื่อบอกถึงคุณภาพของระบบในการแยกความแตกต่างของสเกลสีเทาออกจากกัน ได้ค่าความเปรียบต่างที่น้อยสุดเมื่อเทียบกับพื้นหลังเป็น 67.3

5.1.4 จากการทดสอบคุณภาพของภาพที่ได้จากระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนาขึ้นนั้นจะดูในเทอมของ การแสดงรายละเอียดของภาพ โดยอาศัยเครื่องมือมาตรฐานมาทำการวัดคือ bar phantom ทำให้สรุปได้ว่าระบบที่พัฒนาขึ้นนั้นมีความสามารถในการแยกแยะรายละเอียดของภาพที่สามารถมองเห็นได้ 0.322 มิลลิเมตรต่อ 1 เส้นคู่ และเมื่อนำมาหาค่า MTF ที่ 10% ได้ 4lp/mm.

5.1.5 การทดสอบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์นั้นทั้งทางอุตสาหกรรม เช่น การถ่ายภาพ IC โดยแสดงภาพถ่าย MICROPHIC PIC 16LF877-041/PQ 004700F ที่มีขนาดเล็ก 12.2×12.2 mm ที่กำลังขยายต่างๆ เพื่อดูลายเส้นเชื่อมภายใน เนื่องจากแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ที่ใช้ในระบบ

ถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์นี้เป็นแบบไมโครโฟกัสที่มี focal spot 8µm และการถ่ายภาพทางการแพทย์ (ทันตกรรม) เช่น การถ่ายฟันเพื่อดูความผุของกระดูก ภาพที่ได้จะเห็นถึงความผิดปกติของฟันโดยบริเวณที่มีรังสีผ่านนั้นจะให้สีสว่างส่วนบริเวณที่รังสีไม่สามารถทะลุผ่านนั้นจะเห็นเป็นสีเข้มเช่นบริเวณที่มี Amalgam จากรูปจะเห็นถึงความแตกต่างอย่างชัดเจน

5.1.6 การปรับปรุบคุณภาพของภาพที่ได้จากการถ่ายภาพขึ้นอยู่กับจุดประสงค์ในแต่ละงานซึ่งวิธีการปรับปรุงมีหลายวิธี แต่บางครั้งการปรับปรุงภาพอาจจะทำให้เกิดปัญหาขึ้นได้ ดังนั้นการเลือกใช้วิธีการปรับปรุงภาพจะต้องรู้ถึงผลที่ตามมาและความเหมาะสมของภาพที่นำมาปรับปรุงภาพโดยใช้การตรวจหาขอบภาพแบบ Sobel อาจก่อปัญหาเรื่องความเด่นชัดของสัญญาณรบกวนหลังการทำการปรับปรุงภาพคุณภาพของภาพ ในส่วนการปรับปรุงภาพด้วยการกรองความถี่สูงผ่าน (High pass filter) ก็อาจจะส่งผลต่อสัญญาณรบกวนเพราะการปรับปรุงภาพแบบนี้ถึงแม้จะเป็นการเพิ่มความเด่นชัดของภาพ แต่ก็จะทำให้ส่วนของสัญญาณรบกวนมีความเด่นชัดมากขึ้นตามไปด้วย ดังนั้นการเลือกวิธีการปรับปรุงภาพนั้นขึ้นอยู่กับจุดประสงค์ของการใช้งาน

5.1.7 การออกแบบระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์โดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัลทำให้ได้ระบบที่มีขนาด 16 x 25 x 20.0 เซนติเมตร น้ำหนักประมาณ 8.7 กิโลกรัม จึงง่ายต่อการเคลื่อนย้าย

5.2 วิจารณ์ผลการวิจัย

5.2.1 เนื่องจากระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่พัฒนานั้นสามารถถ่ายภาพได้เฉพาะชิ้นงานตัวอย่างที่มีขนาดเล็ก จึงทำให้การใช้งานนั้นถูกจำกัด

5.2.2 ในการทดสอบนั้นเนื่องจากใช้เครื่องกำเนิดเอกเรย์แบบไมโครโฟกัสที่ให้แรงดันไฟฟ้าอยู่ในช่วงที่ต่ำคือ 20- 80 kV ดังนั้นจึงเหมาะกับงานที่ต้องใช้แรงดันไฟฟ้าต่ำๆ

5.2.3 การควบคุมทิศทางที่เป็นระบบกลที่ควบคุมด้วยกลไกง่ายๆ จะช่วยให้ระบบไม่ซับซ้อน สะดวกต่อการเคลื่อนย้าย แต่ต้องเสียเวลาในการปรับ

5.2.4 โปรแกรมที่ออกแบบมานั้นจะรองรับแค่ไฟล์นามสกุล.bmp เท่านั้น ซึ่งไฟล์สกุล. bmp นั้นจะเป็นไฟล์ภาพที่พิกเซลไม่ถูกบีบอัดจึงมีขนาดไฟล์ที่ใหญ่และง่ายต่อการจัดการข้อมูลภาพ แต่รูปที่ได้จากระบบที่พัฒนานั้นภาพจากกล้องดิจิทัลจะส่งผ่านมายังคอมพิวเตอร์ในรูปของไฟล์ .jpg ดังนั้นก่อนนำภาพดิจิทัลมาปรับปรุงภาพโดยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นนั้นต้องทำการแปลงไฟล์ของรูปเสียก่อนให้อยู่ในไฟล์. bmp

5.2.5 จากการทดลองใช้ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ที่ได้พัฒนาขั้นนั้นจำเป็นต้องอยู่ภายใต้การดูแลจากผู้เชี่ยวชาญ เพื่อความปลอดภัย

5.3 ข้อเสนอแนะ

5.3.1 ระบบควรออกแบบให้สามารถถ่ายชิ้นตัวอย่างที่ใหญ่ได้ จะทำให้สามารถใช้ประโยชน์ได้มากกว่า แต่หากต้องการพัฒนาระบบถ่ายภาพรังสีเอกซ์นี้ต่อก็สามารถนำมาปรับปรุงเปลี่ยนแปลง เช่น การเปลี่ยนแผ่นวัดรังสีใหม่ให้มีขนาดที่ใหญ่กว่าเดิม เพื่อประโยชน์ที่มากขึ้น

5.3.2 ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ สิ่งสำคัญในการออกแบบ คือ การกำบังรังสีเนื่องจากรังสีมีผลต่ออุปกรณ์รับภาพ ซึ่งส่งผลต่อคุณภาพของภาพ และการป้องกันการ Scatter ของรังสีที่สามารถส่งผลถึงคุณภาพของภาพด้วย

5.3.3 การใช้สีดำด้านที่ทาด้านในของระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์นั้นต้องให้แน่ใจว่าด้านในที่ทานั้นจะต้องไม่เกิดการกระเจิงของแสงซึ่งจะรบกวนภาพที่ได้

5.3.4 ระบบถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์อย่างง่ายโดยใช้ไฟเบอร์ออปติกซินทิลเลเตอร์ร่วมกับกล้องดิจิทัล ยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในงานปฏิบัติการรังสีสูงอื่นได้อีกด้วย

รายการอ้างอิง

[1] Bushberg, J.T. THE ESSENTIAL PHYSICS OF MEDICAL IMAGING, 2nd EDITION, New York: Lippincott William & Wilkins, 2002

[2] Korner, M. Advance in Digital Radiography: Physical Principle and System Overview. RadioGraphics journal [Online]. 2007. Available from: http://radiographics.rsna.org/content/27/3/675.full.pdf+html [2011,July 25]

[3] กฤตยา มนุญปิจุ. เอ็กซเรย์ฟิสิกส์. กรุงเทพมหานคร: คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี, 2524

[4] Stewart, C.B. Radiologic Science for Technologists. 8th EDITION, United States: Elsevier Mosby, 2004

[5] Jeong, M.H., and others. Development of a Portable Digital Radiographic System based on FOP-coupled CMOS Image Sensor and Its Performance Evaluation. IEEE Trans., Vol.52.NO. 5, October, 2005:1766-1772

[6] Le, Tang., and others. Portable digital pulsed X-ray imaging system.,Nucl.Instr. And Meth, A547, 2005:690-694

[7] เอกรัฐ ฤทธิเนียม. การพัฒนากล้องถ่ายภาพรังสีเอกซ์โดยใช้ FOS ชนิดเทเปอร์ร่วมกับ CCD. วิทยานิพนธ์ปริญญามหาบัณฑิต, สาขาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี ภาคนิวเคลียร์เทคโนโลยี คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวทยาลัย,2004.

[8] Valais, I.G., and others. Luminescence Properties of (Lu,Y)2SiO5:Ce and Gd2SiO5:Ce Single Crystal Scintillators Under X-ray Excitation for Use in Medical Imaging Systems., IEEE Trans. Nucl. Sci., Vol.54. No1, February, 2007:11-18

[9] Cavouras, D. An experimental method to determine the effective luminescence efficiency of scintillator-photodetector combinations used in X-ray medical imaging system., The British Journal of Radiology, Vol 71, July, 1998:766-772

[10] Uffmann, M. Digital radiograghy: The balance between image quality and required radiation dose, European Journal of Radiology, Vol 72, 2009: 202-208

[11] Tan, J. X-Ray Radiation Effects on CMOS Image Sensor In-Pixel Devices,in International Conference on Solid State Devices and Materials in Tokyo:2010:299-300

[12] ศุภสิทธิ์ นาคเสน, กล้อง DIGITAL ฉบับสมบรูณ์, 1st . กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์อินโฟเพรส, 2003.

[13] Hmamatsu. An X-ray imaging device for the next generation [Online]. 2009. Available from: http://jp.hamamastu.com/products/x-ray/pd038/index_en.html. [2011, May 29]

[14] สมาน อิงไธสง, การพัฒนาระบบมองภาพทนรังสีสูงสำหรับงานตรวจสอบใต้น้ำควบคุมระยะไกล, วิทยานิพนธ์ปริญญามหาบัณฑิต, สาขาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี ภาคนิว เคลียร์เทคโนโลยี คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวทยาลัย, 2010.

[15] ประสิทธิ์ สิริทิพย์รัศมี,การพัฒนาเทคนิคการเก็บข้อมูลแบบรวมเฟรมสำหรับการคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟีโดยใช้ระบบโทรทัศน์, วิทยานิพนธ์ปริญญามหาบัณฑิต, สาขาวิชานิวเคลียร์เทคโนโลยี ภาคนิวเคลียร์เทคโนโลยี คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวทยาลัย,2001.

[16] Steven, G., and others. Radiopacity of dental materials using a digital X-ray system. Dental Materials, Vol 22, 2006:765-770

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

กล้องดิจิทัล EOS 1000D
จาก CANON

ข้อมูลรายละเอียดของกล้อง EOS 1000D จาก CANON [15]

หน่วยความจำ	
อุปกรณ์รับภาพ	CMOS Sensor size 22.2×14.8
ความละเอียดใช้งาน	10.1 ล้านพิกเซล
ความละเอียดเซ็นเซอร์	10.5 ล้านพิกเซล
เลนส์	
ความยาวโฟกัส	ชุด kit เลนส์ EF-S 18-55 mm F/3.5-5.6
รูรับแสง	ชุด kit เลนส์ EF-S 18-55 mm F/3.5-5.6
ชัตเตอร์	
ความเร็วชัตเตอร์	1/4000 sec min shutter : 30 sec+ Bulb
ถ่ายภาพต่อเนื่อง	3fps
ระบบเกี่ยวกับแสง	
ความไวแสง (ISO)	Auto, 100,200,400,800,1600
หน่วยความจำ	
หน่วยความจำที่ใช้	SD/SDHC/MMC Card
ไฟล์และการเชื่อมต่อ	
ไฟล์ภาพนิ่ง	JPEG (EXIF 2.21), RAW
เชื่อมต่อคอมพิวเตอร์	
เชื่อมต่อทีวี	USB 2.0 (Hi-speed)
น้ำหนัก	502 g

ภาคผนวก ข

การใช้ฟังก์ชัน API

การเขียนโค้ดควบคุมการทำงานของ Module เป็นดังนี้

```
Option Explicit
Public indeks As Integer
Public iCancel As Boolean
Public currDir As String
Public picforms(0 To 99) As New frmPicture
Public fpath As String
Public fname As String
Public hBMPSour(0 To 99) As Long
Public hDCSour(0 To 99) As Long
Public hBMPDest(0 To 99) As Long
Public hDCDest(0 To 99) As Long

Declare Function BitBlt Lib "gdi32" (ByVal hDestDC As Long, ByVal x As Long, _
ByVal y As Long, ByVal nWidth As Long, ByVal nHeight As Long, ByVal hSrcDC As
Long, _
ByVal xSrc As Long, ByVal ySrc As Long, ByVal dwRop As Long) As Long

Declare Function CreateCompatibleBitmap Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long, ByVal
nWidth As _
Long, ByVal nHeight As Long) As Long
Declare Function CreateCompatibleDC Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long) As Long
Declare Function DeleteDC Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long) As Long
Declare Function DeleteObject Lib "gdi32" (ByVal hObject As Long) As Long
Declare Function SelectObject Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long, ByVal hObject As Long)
As Long
```

Get pixel, Set pixel ด้วยฟังก์ชัน API

```
Public Type RGBTRIPLE
    rgbtBlue As Byte
    rgbtGreen As Byte
```

```
    rgbtRed As Byte
End Type

Private Type PALETTEENTRY
    peRed As Byte
    peGreen As Byte
    peBlue As Byte
    peFlags As Byte
End Type

Public Type BITMAP
    bmType As Long
    bmWidth As Long
    bmHeight As Long
    bmWidthBytes As Long
    bmPlanes As Integer
    bmBitsPixel As Integer
    bmBits As Long
End Type

Public Declare Function GetBitmapBits Lib "gdi32" (ByVal hBitmap As Long, _
ByVal dwCount As Long, lpBits As Any) As Long

Public Declare Function SetBitmapBits Lib "gdi32" (ByVal hBitmap As Long, _
ByVal dwCount As Long, lpBits As Any) As Long

Public Declare Function GetObject Lib "gdi32" Alias "GetObjectA" (ByVal hObject As
Long, _
ByVal nCount As Long, lpObject As Any) As Long


Private Declare Function GetNearestPaletteIndex Lib "gdi32" (ByVal hPalette As Long,
_
```

```
ByVal crColor As Long) As Long

Private Declare Function GetPaletteEntries Lib "gdi32" (ByVal hPalette As Long, ByVal
_
wStartIndex As Long, ByVal wNumEntries As Long, lpPaletteEntries As
PALETTEENTRY) As Long

Private Declare Function RealizePalette Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long) As Long

Private Declare Function GetSystemPaletteEntries Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long, _
ByVal wStartIndex As Long, ByVal wNumEntries As Long, _
lpPaletteEntries As PALETTEENTRY) As Long

Private Declare Function ResizePalette Lib "gdi32" (ByVal hPalette As Long, _
ByVal nNumEntries As Long) As Long

Private Declare Function SetPaletteEntries Lib "gdi32" (ByVal hPalette As Long, _
ByVal wStartIndex As Long, ByVal wNumEntries As Long, _
lpPaletteEntries As PALETTEENTRY) As Long

Private Const Size_of_palate = 2 ^ 8

Private Declare Function GetDeviceCaps Lib "gdi32" (ByVal hdc As Long, _
ByVal nIndex As Long) As Long

Private Declare Sub CopyMemory Lib "kernel32" Alias "RtlMoveMemory" (destination
As Any, _
Source As Any, ByVal length As Long)

Public Sub GetImagePixels(ByVal Image As PictureBox, ByRef pixels() _
As RGBTRIPLE, ByRef Color_dept As Integer)

Dim Temp_Picture As Long
```

```
Dim Picture_Detail As BITMAP
Dim Pixels_data() As Byte
Dim Palete_entry(0 To Size_of_palate - 1) As PALETTEENTRY
Dim Palete_index As Integer
Dim Object_Width As Integer
Dim Object_Height As Integer
Dim x As Integer
Dim y As Integer
Dim Pixels_data_16bits As Long

    Temp_Picture = Image.Image
    GetObject Temp_Picture, Len(Picture_Detail), Picture_Detail
    Color_dept = Picture_Detail.bmBitsPixel

'   Debug.Print "BITMAP Data  "
'   Debug.Print "bmType        "; bm.bmType
'   Debug.Print "bmWidth       "; bm.bmWidth
'   Debug.Print "bmHeight      "; bm.bmHeight
'   Debug.Print "bmWidthBytes "; bm.bmWidthBytes
'   Debug.Print "bmPlanes      "; bm.bmPlanes
'   Debug.Print "bmBitsPixel  "; bm.bmBitsPixel

    If (Color_dept = 8) Or _
       (Color_dept = 16) Or _
       (Color_dept = 24) Or _
       (Color_dept = 32) _
    Then

        ReDim Pixels_data(0 To Picture_Detail.bmWidthBytes - 1, 0 To _
        Picture_Detail.bmHeight - 1)

        GetBitmapBits Temp_Picture, Picture_Detail.bmWidthBytes * _
        Picture_Detail.bmHeight, Pixels_data(0, 0)
```

```
 Else

    MsgBox ("Error # " & CStr(Err.Number) & " " & Err.Description)
    Err.Clear

  End If

  Object_Width = Picture_Detail.bmWidth
  Object_Height = Picture_Detail.bmHeight

  ReDim pixels(0 To Object_Width - 1, 0 To Object_Height - 1)
  Select Case Color_dept
    Case 8

      For y = 0 To Object_Height - 1
        For x = 0 To Object_Width - 1

            Palete_index = Pixels_data(x, y)
            pixels(x, y).rgbtRed = Palete_entry(Palete_index).peRed
            pixels(x, y).rgbtGreen = Palete_entry(Palete_index).peGreen
            pixels(x, y).rgbtBlue = Palete_entry(Palete_index).peBlue

        Next x
      Next y

    Case 16
      For y = 0 To Object_Height - 1
        For x = 0 To Object_Width - 1

            Pixels_data_16bits = Pixels_data(x * 2, y) + Pixels_data(x * 2 + 1, y)
* 256&

            pixels(x, y).rgbtBlue = Pixels_data_16bits Mod 32
```

```
                    Pixels_data_16bits = Pixels_data_16bits \ 32
                    pixels(x, y).rgbtGreen = Pixels_data_16bits Mod 64
                    Pixels_data_16bits = Pixels_data_16bits \ 64
                    pixels(x, y).rgbtRed = Pixels_data_16bits

                Next x
            Next y

        Case 24

            For y = 0 To Object_Height - 1
                CopyMemory pixels(0, y), Pixels_data(0, y), Object_Width * 3
            Next y

        Case 32
            For y = 0 To Object_Height - 1
                For x = 0 To Object_Width - 1

                    pixels(x, y).rgbtBlue = Pixels_data(x * 4, y)
                    pixels(x, y).rgbtGreen = Pixels_data(x * 4 + 1, y)
                    pixels(x, y).rgbtRed = Pixels_data(x * 4 + 2, y)

                Next x
            Next y

    End Select
End Sub
```

เพิ่มคำสั่งในส่วนของการใส่ค่าคืนให้ pixels จากภาพเข้าในโมดูล API

```
Public Sub SetImagePixels(ByVal Image As PictureBox, ByVal Color_dept As Integer, _
pixels() As RGBTRIPLE)
```

```
Dim wid_bytes As Long
Dim Object_Width As Integer
Dim Object_Height As Integer
Dim x As Integer
Dim y As Integer
Dim Pixels_data() As Byte
Dim hpal As Long
Dim Pixels_data_16bits As Long

    Object_Width = UBound(pixels, 1) + 1
    Object_Height = UBound(pixels, 2) + 1

    Select Case Color_dept
        Case 8
            wid_bytes = Object_Width
        Case 16
            wid_bytes = Object_Width * 2
        Case 24
            wid_bytes = Object_Width * 3
        Case 32
            wid_bytes = Object_Width * 4
        Case Else

            MsgBox ("Error # " & CStr(Err.Number) & " " & Err.Description)
            Err.Clear

    End Select

    If wid_bytes Mod 2 = 1 Then wid_bytes = wid_bytes + 1
    ReDim Pixels_data(0 To wid_bytes - 1, 0 To Object_Height - 1)

    Select Case Color_dept
        Case 8
```

```
    hpal = Image.Picture.hpal

    For y = 0 To Object_Height - 1
        For x = 0 To Object_Width - 1

                Pixels_data(x, y) = (&HFF And _
                 GetNearestPaletteIndex(hpal, RGB(pixels(x, y).rgbtRed, _
         pixels(x, y).rgbtGreen, pixels(x, y).rgbtBlue) + &H2000000))

        Next x
    Next y

Case 16
    For y = 0 To Object_Height - 1
        For x = 0 To Object_Width - 1

         If pixels(x, y).rgbtRed > &H1F Then pixels(x, y).rgbtRed = &H1F
    If pixels(x, y).rgbtGreen > &H3F Then pixels(x, y).rgbtGreen = &H3F
        If pixels(x, y).rgbtBlue > &H1F Then pixels(x, y).rgbtBlue = &H1F

           Pixels_data_16bits = pixels(x, y).rgbtBlue + 32 * (pixels(x, y) _
                .rgbtGreen + CLng(pixels(x, y).rgbtRed) * 64)

          Pixels_data(x * 2, y) = (Pixels_data_16bits Mod 256) And &HFF
          Pixels_data(x * 2 + 1, y) = (Pixels_data_16bits \ 256) And &HFF

        Next x
    Next y

Case 24

    For y = 0 To Object_Height - 1
```

```
            CopyMemory Pixels_data(0, y), pixels(0, y), Object_Width * 3
        Next y

    Case 32
        For y = 0 To Object_Height - 1
            For x = 0 To Object_Width - 1

                    Pixels_data(x * 4, y) = pixels(x, y).rgbtBlue
                    Pixels_data(x * 4 + 1, y) = pixels(x, y).rgbtGreen
                    Pixels_data(x * 4 + 2, y) = pixels(x, y).rgbtRed

            Next x
        Next y

    End Select

    SetBitmapBits Image.Image, wid_bytes * Object_Height, _
        Pixels_data(0, 0)
    Image.Refresh
End Sub
```

ภาคผนวก ค

ค่า $\frac{\mu}{g}$ ของแผ่นตะกั่วสำหรับการคำนวณ X-ray Shielding

ตารางแสดงค่า μ ของแผ่นตะกั่ว [14]

Table 3.3b Linear attenuation coefficients of selected elements, cm^{-1}

Energy, kV	Chromium (Z=24)	Cobalt (Z=27)	Copper (Z=29)	Iron (Z=26)	Lead (Z=82)	Magnesium (Z=12)	Manganese (Z=25)
50	11.0	18.8	22.9	15.2	65.0	0.561	12.6
100	2.29	3.53	4.10	2.93	62.0	0.292	2.52
150	1.29	1.80	1.98	1.54	21.8	0.242	1.36
200	0.992	1.32	1.39	1.15	10.7	0.216	1.03
300	0.769	0.970	0.997	0.866	4.29	0.186	0.788
400	0.662	0.827	0.837	0.740	2.49	0.165	0.679
500	0.595	0.740	0.742	0.662	1.72	0.150	0.608
1000	0.426	0.525	0.524	0.471	0.798	0.109	0.435
2000	0.302	0.374	0.374	0.334	0.524	0.0768	0.309
4000	0.232	0.291	0.295	0.260	0.484	0.0548	0.238
6000	0.212	0.271	0.277	0.239	0.505	0.0467	0.219
10000	0.202	0.264	0.272	0.233	0.570	0.0399	0.211
15000	0.209	0.275	0.285	0.241	0.643	0.0374	0.217
30000	0.231	0.311	0.327	0.270	0.807	0.0369	0.243

ภาคผนวก ง

MICROFOCUS X-RAY SOURCE
จาก HAMAMASTU

GENERAL

Parameter	Value	Unit
Target Voltage	20 to 80	kV
Target Current	0 to 100	μA
Maximum Output Power	8	W
Focal Spot Size	8	μm
Beam Angle	39	Degree
Minimum Distance Focus/Object	12	Mm
Environmental X-ray Dose Leakage	5×10^{-3}	mS v/h Max.
Operation	Continuous	-

X-RAY TUBE UNIT

Parameter	Description
X-ray Tube	Sealed Type
Cooling Method	Forced air cooling
Window Material	Beryllium (150 μmt)
Target Material	Tungsten
Cathode Material	Dispenser Cathode
Window Position	End-window
High Voltage Power Supply	Built-in Type
Operation/Storage Temperature	+10 to +50 ºc/0 to +50ºc
Operation / Storage Humidity	93% RH Max.
Weight	Approx. 5.2 kg

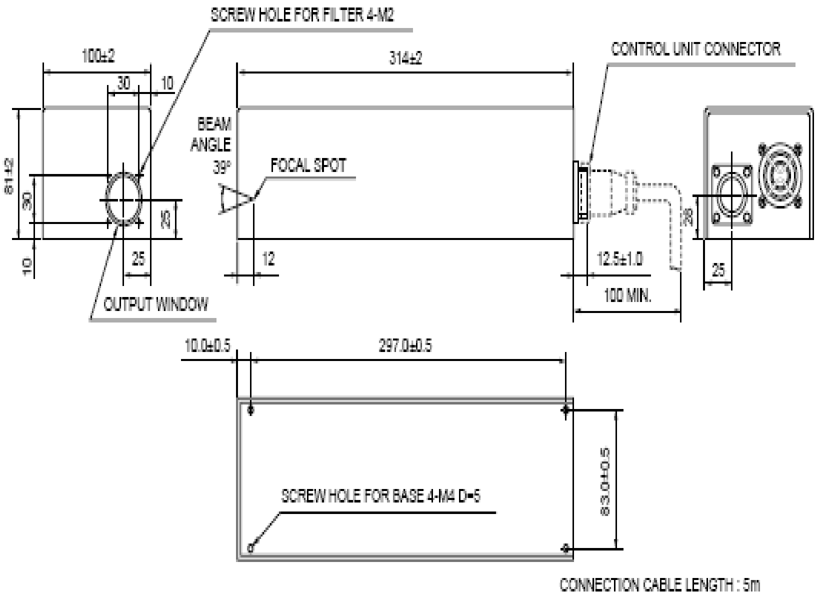
X-RAY CONTROL UNIT

Function	Target Voltage / current Pre-set, Auto Warm-up
Protection	Safety Interlock
External Control	RS-232C
Operation/ Storage Temperature	0 to + 40 ^{o}c
Operation/ Storage Humidity	93% RH Max.
Power Consumption	30W Max.
Input Voltage	24 Vdc
Weight	Approx. 6kg

DIMENSIONAL OUTLINE (Unit:mm)

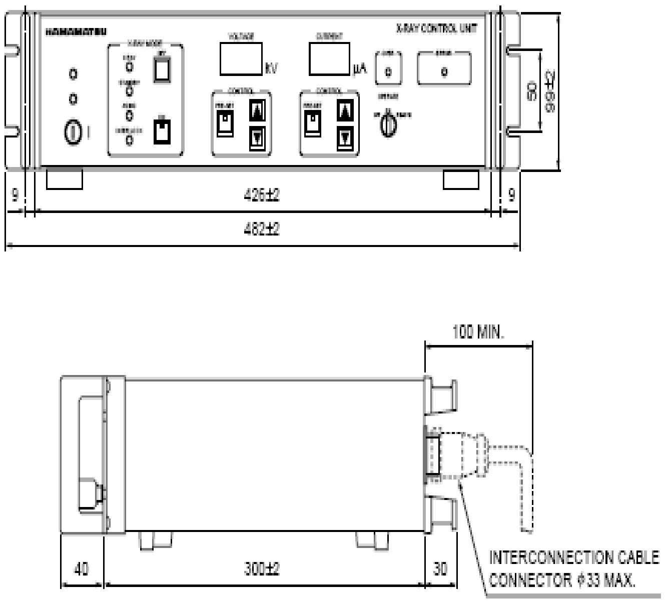
L6731-01 80kV TYPE

X-RAY TUBE UNIT



TLSOA0045EA

X-RAY CONTROL UNIT



TLSOA0044EB

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นางสาว สุธีรา สุนันตา เกิดเมื่อวันที่ 29 กันยายน พ.ศ. 2527 สำเร็จการศึกษา ปริญญาตรีวิทยาศาสตร์บัณฑิต สาขากายอุปกรณ์ คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ในปี พ.ศ. 2551 และในปีเดียวกันได้เข้าศึกษาต่อในหลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมชีววเวช (สหสาขาวิชา) คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย