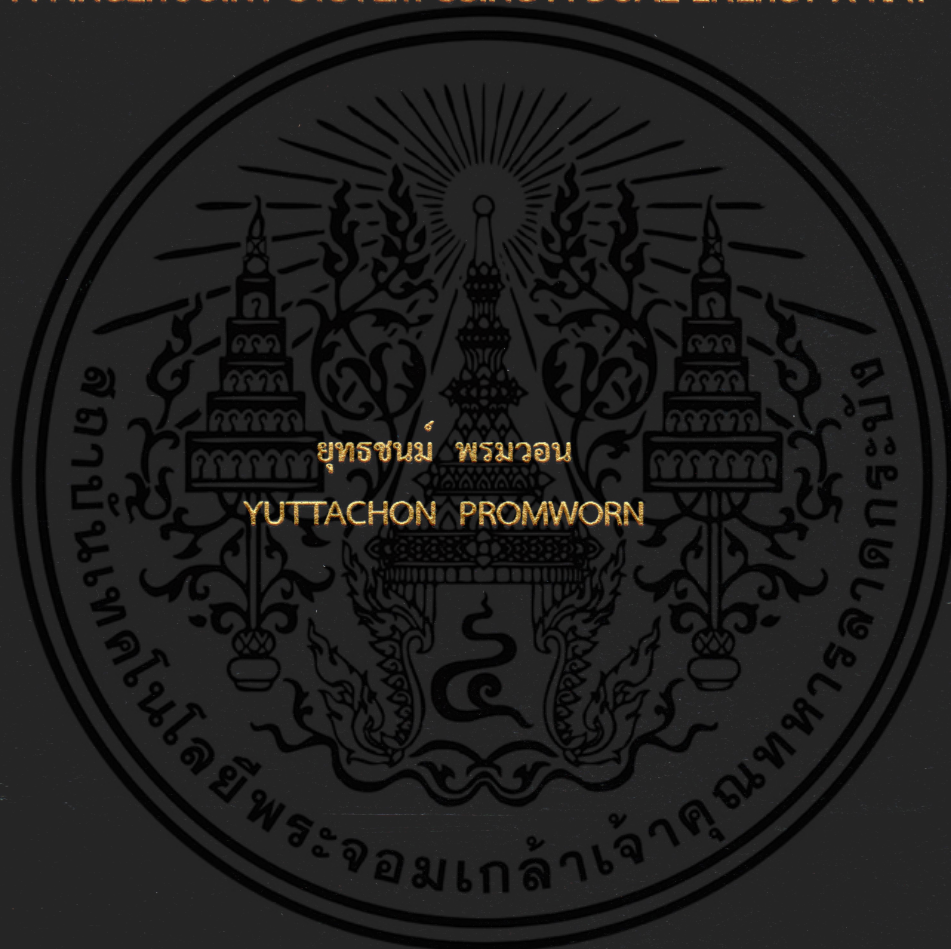


การพัฒนาระบบวัดความหนาแน่นของกระดูกแบบเคลื่อนที่บริเวณข้อนิ้ว  
โดยใช้วิธีเอ็กซเรย์สองระดับพลังงาน

DEVELOPMENT OF PORTABLE BONE MINERAL DENSITY MEASUREMENT  
AT A FINGER JOINT SYSTEM USING A DUAL ENERGY X-RAY



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์

คณะวิศวกรรมศาสตร์

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2558

KMITL-2015-EN-M-045-115

การพัฒนาระบบวัดความหนาแน่นของกระดูกแบบเคลื่อนที่บริเวณข้อนิ้ว  
โดยใช้วิธีเอ็กซเรย์สองระดับพลังงาน

DEVELOPMENT OF PORTABLE BONE MINERAL DENSITY MEASUREMENT  
AT A FINGER JOINT SYSTEM USING A DUAL ENERGY X-RAY



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
พ.ศ. 2558

KMITL-2015-EN-M-045-115

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

DEVELOPMENT OF PORTABLE BONE MINERAL DENSITY MEASUREMENT  
AT A FINGER JOINT SYSTEM USING A DUAL ENERGY X-RAY



A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT  
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF  
MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ENGINEERING  
FACULTY OF ENGINEERING  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG  
2015

KMITL-2015-EN-M-045-115

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



COPYRIGHT 2015

FACULTY OF ENGINEERING

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

คณะวิศวกรรมศาสตร์  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
ใบรับรองวิทยานิพนธ์

หัวข้อวิทยานิพนธ์ การพัฒนาระบบวัดความหนาแน่นของกระดูกแบบเคลื่อนที่บริเวณข้อนิ้วโดยใช้วิธีเอ็กซ์เรย์  
สองระดับพลังงาน

Thesis Title Development of Portable Bone Mineral Density Measurement at a Finger  
Joint System Using a Dual Energy X-ray

นักศึกษา นายยุทธชนม์ พรหมวน

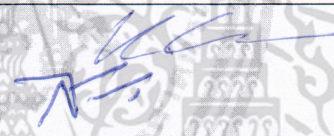

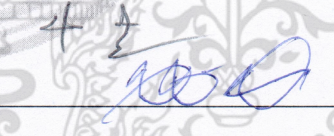
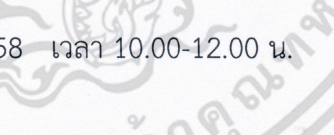
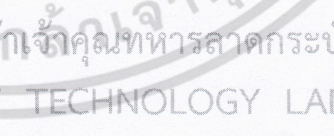
รหัสประจำตัว 55612703

ปริญญา วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา วิศวกรรมชีวการแพทย์

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

หมายเลขวิทยานิพนธ์ KMITL-2015-EN-M-045-115

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์		ลายมือชื่อ
ผศ.ดร.กิติพล	ชิตสกุล	
รศ.ดร.สุรพันธ์	เอื้อไพบุลย์	
รศ.ดร.มนัส	สังวรศิลป์	
ดร.สุรเดช	ตรีไตรลักษณ์	
รศ.ดร.ชูชาติ	ปิณฑวิรุจน์	

วัน / เดือน / ปี ที่สอบ วันอังคารที่ 14 กรกฎาคม พ.ศ. 2558 เวลา 10.00-12.00 น.  
สถานที่สอบ ณ อาคารเฉลิมพระเกียรติใหม่ ห้อง HM-402

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

คณะวิศวกรรมศาสตร์ รับรองแล้ว



(รองศาสตราจารย์ ดร. คมสัน มาลีสี)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษานั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
โดยไม่ได้รับอนุญาตจากคณะวิศวกรรมศาสตร์  
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง  
วันที่ 14 กรกฎาคม พ.ศ. 2558

หัวข้อวิทยานิพนธ์

การพัฒนาระบบวัดความหนาแน่นของกระดูกแบบเคลื่อนที่  
บริเวณข้อนิ้วโดยใช้วิธีเอ็กซเรย์สองระดับพลังงาน

นักศึกษา

นายยุทธชนม์ พรหมวน

รหัสประจำตัว

55612703

ปริญญา

วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชา

วิศวกรรมชีวการแพทย์

พ.ศ.

2558

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

### บทคัดย่อ

โรคกระดูกพรุน (Osteoporosis) เป็นโรคที่เกิดจากการที่กระดูกสูญเสียแคลเซียม ทำให้กระดูกค่อยๆบางลงเมื่อได้รับการกระแทก จนกระทั่งหักในที่สุด เป็นโรคที่พบมากในผู้หญิงวัยหมดประจำเดือน แต่ก็พบในผู้ชายเช่นกัน การวินิจฉัยโรคสามารถทำได้หลายวิธี ไม่ว่าจะเป็นการใช้คลื่นอัลตราซาวด์ การใช้แสงเลเซอร์ และการใช้เอ็กซเรย์ วิทยานิพนธ์นี้เกี่ยวข้องกับการใช้เอ็กซเรย์ในการวัดความหนาแน่นของกระดูก ซึ่งเป็นดัชนีบ่งชี้ถึงสถานะของโรคกระดูกพรุน ส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์เป็นการออกแบบหน่วยวัดปริมาณเอ็กซเรย์ที่ผ่านแผ่นทอมกระดูก ซึ่งสามารถปรับเทียบเป็นค่าความหนาแน่นของกระดูก หน่วยตรวจวัดประกอบด้วยแผ่นเรืองแสงเอ็กซเรย์ที่ประกบกับ CCD โดยการคับบั้งค์ผ่านไฟเบอร์ออปติก ส่วนแหล่งกำเนิดเอ็กซเรย์จะใช้เครื่องเอ็กซเรย์ที่มีอยู่ทั่วไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

<b>Thesis Title</b>	Development of Portable Bone Mineral Density Measurement at a Finger Joint System Using a Dual Energy X-ray
<b>Student</b>	Mr.Yuttachon Promworn
<b>Student ID.</b>	55612703
<b>Degree</b>	Master of Engineering
<b>Program</b>	Biomedical Engineering
<b>Year</b>	2015
<b>Thesis Advisor</b>	Assoc.Prof.Dr.Chuchart Pintavirooj

### ABSTRACT

Osteoporosis is the condition that often affects women after menopause but may also found in men. Osteoporosis involves a gradual loss of calcium, causing the bones to become thinner, more fragile and more likely to fracture. There are many techniques for measurement bone density, i.e. the important index for osteoporosis, including using ultrasound, laser and x-ray. This thesis measures bone density using x-ray technology which is standard measurement for bone density. An x-ray detector using x-ray phosphor coupled with CCD sensor was be designed and used with conventional x-ray apparatus to detect the x-ray absorption of bone which is later calibrated to bone density.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์เล่มนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาจาก รองศาสตราจารย์ ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ อาจารย์ที่ปรึกษา ซึ่งเป็นผู้ให้ความรู้ คำแนะนำ ช่วยแก้ปัญหาต่างๆ ตลอดจนให้การช่วยเหลือสนับสนุน ทำให้ข้าพเจ้าได้รับประสบการณ์ที่ดีมากมาย สามารถนำไปพัฒนาให้เกิดคุณประโยชน์แก่ตนเองและผู้อื่นต่อไป

ขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.มนัส สังวรศิลป์, ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อาทร สรรพานิช, ผู้ช่วยศาสตราจารย์ประสงค์ ฐุสรานนท์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์สมชาติ แตรตุลาการ ที่ได้ให้คำชี้แนะ และคำสั่งสอนที่ดีแก่ข้าพเจ้าเสมอมา

ขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์ธีระศักดิ์ จันทรวินเมธียง ที่คอยให้ความช่วยเหลือ และคำปรึกษาตลอด ตั้งแต่ขณะเรียนระดับปริญญาตรีจนถึงปัจจุบัน

ขอขอบคุณห้องปฏิบัติการ Biomedical Signal Image and System Laboratory (BIOSIS) สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ในการจัดทำวิทยานิพนธ์

สุดท้ายนี้ขอกราบขอบพระคุณบุพการี อันประกอบด้วยบิดา มารดา ที่คอยอบรมสั่งสอนให้ข้าพเจ้าเป็นคนดีของสังคม ตลอดจนสนับสนุนให้การศึกษาจนข้าพเจ้าประสบความสำเร็จ

ยุทธชนม์ พรมวอน

# สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย.....	I
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	II
กิตติกรรมประกาศ.....	III
สารบัญ.....	IV
สารบัญตาราง.....	VII
สารบัญรูป.....	VIII
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	2
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	2
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์.....	2
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ความรู้เกี่ยวกับโรคกระดูกพรุน.....	4
2.1.1 ปัจจัยเสี่ยงที่ก่อให้เกิดโรคกระดูกพรุน.....	4
2.1.2 การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน.....	6
2.1.3 อาการของโรคกระดูกพรุน.....	6
2.1.4 ภาวะของโรคกระดูกพรุน.....	7
2.1.5 อันตรายจากโรคกระดูกพรุน.....	7
2.1.6 วิธีการป้องกันโรคกระดูกพรุน.....	7
2.1.7 วิธีการรักษาโรคกระดูกพรุน.....	8
2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับการวัดความหนาแน่นกระดูก.....	9
2.2.1 ปัจจัยที่ควรคำนึงถึงในการใช้เครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกชนิดต่างๆ.....	9
2.2.2 การแปลผลการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก.....	10
2.2.3 ข้อห้ามใช้ของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก.....	11
2.2.4 วิธีการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก.....	12
2.3 ความรู้เกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์.....	18

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้อง IV งอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.3.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซเรย์ .....	18
2.3.2 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซเรย์ .....	19
2.3.3 การเกิดเอ็กซเรย์ .....	20
2.3.4 ประโยชน์และโทษของเอ็กซเรย์ .....	22
2.3.5 หน่วยวัดปริมาณรังสี .....	22
2.3.6 ผลของรังสีต่อสิ่งมีชีวิต .....	23
2.3.7 การป้องกันรังสี .....	24
2.3.8 การเตรียมตัวเมื่อต้องรับการตรวจรังสีวินิจฉัย .....	24
2.3.9 การประยุกต์ใช้เอ็กซเรย์ทางการแพทย์.....	25
2.3.10 การประยุกต์ใช้ทางด้านอื่น .....	25
2.4 ประเภทของเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ในการแพทย์ .....	25
2.4.1 คอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี (Computed Radiography, CR).....	25
2.4.2 ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี (Digital Radiography, DR) .....	30
2.4.3 ดิจิตอลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy).....	38
บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย .....	40
3.1 ทฤษฎีของการวัดความหนาแน่นกระดูกโดยใช้เอ็กซเรย์ 2 ระดับพลังงาน.....	40
3.2 หน่วยควบคุมแหล่งกำเนิดเอ็กซเรย์ .....	46
3.3 หน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ .....	47
3.4 โครงสร้างภายนอก .....	48
3.5 หน่วยควบคุมการทำงาน .....	48
3.6 ข้อมูลจำเพาะของระบบ .....	50
บทที่ 4 ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง .....	51
4.1 การทดสอบความผิดพลาดของการปรับเทียบ .....	51
4.1.1 การทดสอบความคงที่เมื่อมีการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ .....	51
4.1.2 การทดสอบความเป็นเชิงเส้น (linearity) .....	52
4.1.3 การทดสอบ uniformity .....	52
4.2 การปรับแต่งเครื่องเอ็กซเรย์เพื่อวัดความหนาแน่นและปริมาณแคลเซียมโดยวิธี 2 ระดับ พลังงาน.....	53

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.3 ผลการทดสอบวัดจริงกับผู้ทดลอง 4 คน.....	56
4.4 การหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากเครื่องวัดจริงกับค่าความ หนาแน่นของกระดูกที่ได้จากงานวิจัย.....	59
บทที่ 5 สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ .....	65
5.1 สรุปผลการทดลอง .....	65
5.2 ปัญหาและอุปสรรค.....	65
เอกสารอ้างอิง.....	66
ประวัติผู้เขียน.....	67
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่.....	68



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
2.1 การรักษาที่เหมาะสมสำหรับผลการตรวจความหนาแน่นของกระดูกแต่ละประเภท .....	12
3.1 แสดงข้อมูลจำเพาะของระบบ .....	50
4.1 แสดงค่าปริมาณแคลเซียมที่วัดได้จากแท่งแคลเซียมโดยวิธี DEXA .....	55
4.2 แสดงค่า BMD ที่ได้จากการทดลองเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากเครื่องจริง .....	59
4.3 แสดงตารางเตรียมข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์ .....	60
4.4 แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ และสัมประสิทธิ์ความแปรผัน ระหว่างค่า BMD ที่ได้จากการทดลองกับค่า BMD ที่วัดจากเครื่องจริง .....	61



# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 แสดงภาพกระดูกปกติและภาพกระดูกพรุน .....	4
2.2 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี Radiogrammetry .....	13
2.3 แสดงหลักการทำงานของ SPA/SXA.....	14
2.4 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA.....	15
2.5 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ lumbar spine .....	15
2.6 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ hip.....	16
2.7 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ distal forearm.....	16
2.8 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี QUS .....	17
2.9 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี QCT .....	18
2.10 แสดงภาพเอ็กซเรย์ภาพแรก .....	19
2.11 แสดงประเภทของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า .....	20
2.12 แสดงผังการทำงานของระบบคอมพิวเตอร์เอกซเรย์ (CR).....	26
2.13 แสดงโครงสร้างและลักษณะของอิมเมจเพลต .....	27
2.14 แสดงผลึกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์นำไปโดยด้วยยูเรเนียม .....	27
2.15 แสดงผังการทำงานของเครื่องอ่านภาพ.....	28
2.16 แสดงระบบเครื่องอ่านภาพ .....	28
2.17 แสดงผังการทำงานของเครื่องประมวลผลภาพ.....	29
2.18 แสดงผังการทำงานของเครื่องบันทึกภาพ.....	29
2.19 แสดงผังการทำงานของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมซึ่งใช้ตัวรับเอ็กซเรย์ เป็นซีซีดีร่วมกับเลนส์ .....	31
2.20 (a) การเรียงตัวของโฟโตไดโอดบนซีซีดีแบบเมตริก .....	31
(b) รูปร่างของซีซีดีที่ใช้งานจริง .....	31
2.21 แสดงภาพหน้าตัดโครงสร้างซีซีดีบริเวณโฟโตไดโอด 1 เซลล์ .....	32
2.22 (a) วงจรไบแอสกลับที่ป้อนให้กับโฟโตไดโอด.....	32
(b) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ไหลผ่านโฟโตไดโอดกับความเข้มแสงที่ได้รับ .....	32
2.23 แสดงกราฟคุณลักษณะของโฟโตไดโอด .....	33
2.24 แสดงผังการทำงานของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ที่เอฟที ที่เคลือบด้วยสารเรืองแสงเป็นตัวรับเอ็กซเรย์ .....	33
2.25 แสดงแผ่นเรืองแสงและที่เอฟทีในระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม .....	34
2.26 แสดงลักษณะโครงสร้างของแผ่นตัวรับเอ็กซเรย์แบบที่เอฟที.....	35
2.27 แสดงผังการทำงานของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง.....	37

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต่อ VIII ถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.28 แสดงโครงสร้างระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์ แบบโพโตคอนดัคเตอร์ทีเอฟที.....	37
2.29 แสดงความถี่ของระยะ spatial frequency และ DQE ของระบบดิจิทัล เรดิโอกราฟฟีเมื่อเทียบกับระบบอื่นๆ .....	37
2.30 แสดงผังการทำงานของเครื่องดิจิทัลพลูออโรสโคปี .....	38
3.1 แสดงการดุดกลืนรังสีเอกซ์ในวัสดุที่มีความหนา X .....	40
3.2 แสดงการฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดุดกลืนหลายค่า .....	41
3.3 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดุดกลืนเชิงมวลของกระดูกที่ระดับพลังงานต่างๆ.....	42
3.4 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดุดกลืนเชิงมวลของเนื้อเยื่อที่ระดับพลังงานต่างๆ.....	43
3.5 แสดงการกำจัดเนื้อเยื่อโดยลบภาพเอ็กซ์เรย์ที่ระดับพลังงานสูงกับต่ำ เพื่อนำไปคำนวณ หาค่า BMD และ BMC .....	45
3.6 แสดงหลอดเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้.....	46
3.7 แสดงหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์.....	47
3.8 แสดงการทำงานของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ .....	47
3.9 แสดงการเปรียบเทียบระบบหาความหนาแน่นกระดูกที่ออกแบบและสร้างขึ้นจริง .....	48
3.10 แสดง ET-OPTO RELAY4 และ Arduino รุ่น Uno .....	48
3.11 แสดงการทำงานของระบบ .....	49
3.12 แสดงการจัดวางของระบบ.....	49
4.1 แสดงผลการทดลองของการทดสอบความคงที่ของการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำ.....	51
4.2 แสดง stepwedge ที่ใช้ทำการทดสอบความเป็นเชิงเส้น .....	52
4.3 แสดงผลที่ได้จากการทดลองความเป็นเชิงเส้น.....	52
4.4 แสดงภาพการตอบสนองของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์เมื่อใช้แผ่นอลูมิเนียม 1 แผ่น .....	53
4.5 แสดงภาพการตอบสนองของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์เมื่อใช้แผ่นอลูมิเนียม 2 แผ่น .....	53
4.6 แสดงแพนทอม 10 ชั้นที่มีปริมาณแคลเซียมแตกต่างกัน .....	54
4.7 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ของแพนทอมเมื่อใช้พลังงานต่ำ.....	54
4.8 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ของแพนทอมเมื่อใช้พลังงานสูง .....	54
4.9 แสดงกราฟเปรียบเทียบปริมาณแคลเซียมที่มีอยู่จริงกับปริมาณที่วัดได้ .....	55
4.10 แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการวัดบริเวณข้อนิ้วด้วยวิธี DEXA.....	56
4.11 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 1 .....	57
4.12 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 2.....	57

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.13 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 3.....	58
4.14 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 4.....	58
4.15 แสดงเครื่องวัดความหนาแน่นของกระดูกที่ใช้ในการทดลอง (GE รุ่น DPX-NT).....	59
4.16 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่า BMD ที่ได้จากการทดลอง กับค่า BMD ที่ได้จากเครื่องวัดจริง .....	62
4.17 แสดงตารางและกราฟค่า BMD ค่าใหม่ด้วยการแทนค่า a และ b ในสมการทำนาย เปรียบเทียบกับค่า BMD ที่วัดได้จากเครื่องวัดจริง.....	62
4.18 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 1.....	63
4.19 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 2.....	63
4.20 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 3.....	64
4.21 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 4.....	64

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

# บทที่ 1

## บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัย และโครงสร้างวิทยานิพนธ์

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันประชากรโลกมีอัตราส่วนของประชากรสูงอายุมากขึ้น โดยเฉพาะในประเทศที่มีมาตรฐานการสาธารณสุข และการดูแลสุขภาพในระดับดี เช่น สหรัฐอเมริกา ยุโรปเหนือ และญี่ปุ่น ประเทศต่าง ๆ เหล่านี้กำลังเผชิญกับปัญหาค่าใช้จ่ายในการให้การรักษาพยาบาลผู้สูงอายุ โดยปัญหาหนึ่งที่นำมาซึ่งการสูญเสียค่าใช้จ่ายอย่างมากทั้งในแง่การรักษาพยาบาล และในแง่การดูแล คือ เรื่องกระดูกหักในผู้สูงอายุ ซึ่งส่วนใหญ่จะพบที่กระดูกสันหลัง (Vertebral column) กระดูกสะโพก (Ilium) กระดูกต้นขา (Femur) และกระดูกข้อมือ (Carpal) โดยเป็นโรคที่เกิดกับกระดูกที่มีการลดลงของความหนาแน่นของมวลกระดูก ส่งผลให้กระดูกมีโอกาสหักได้ง่าย โดยเฉพาะกระดูกสันหลัง ข้อสะโพก ข้อมือ และกระดูกต้นแขนบริเวณหัวไหล่ ซึ่งอาการของโรคจะรบกวนชีวิตตลอดเวลา โดยไม่มีอาการเตือนล่วงหน้ามาก่อน ผู้ป่วยจะรู้ตัวเมื่อกระดูกเกิดการหักแล้ว

ตัวเลขจากการศึกษาประชากรทั้งโลกพบว่า สตรีมีโอกาสกระดูกหักจากโรคนี้น่ามากถึง 30-40% ในขณะที่ผู้ชายมีโอกาส 13% จากการสำรวจพบว่า จำนวนการหักของกระดูกสะโพกเพิ่มมากขึ้นจาก 1.7 ล้านในปี 1990 และจะเพิ่มมากขึ้นเป็น 6.3 ล้านในปี 2050 ซึ่งจะพบได้มากในประชากรส่วนใหญ่ที่อยู่ในทวีปเอเชีย

รายงานขององค์การอนามัยโลก (WHO) พบว่าโรคกระดูกพรุนเป็นปัญหาทางสาธารณสุขอันดับสองรองจากโรคหัวใจและหลอดเลือด ซึ่งโรคกระดูกพรุนจะเกิดได้ 1 ใน 3 ของผู้หญิงช่วงอายุ 60 ถึง 70 ปี และ 2 ใน 3 ที่อายุมากกว่า 80 ปี นั่นคือจะมีผู้หญิงมากกว่า 200 ล้านคนทั่วโลกที่ทุกข์ทรมานจากโรคกระดูกพรุน ผลเสียที่ตามมาของโรคนี้นี้คือ ทำให้คนไข้ที่กระดูกหักเคลื่อนไหวไม่ได้ต้องนอนอยู่บนเตียงตลอดเวลา มีโอกาสเป็นโรคร้ายแรงต่าง ๆ ตามมาอีกมาก อาทิเช่น โรคเรื้อรังของระบบหายใจ แผลกดทับ ทางเดินปัสสาวะอักเสบ การติดเชื้อ และอาจเสียชีวิตในที่สุด ในกรณีที่สามารถผ่าตัดรักษาได้ ผลของการรักษาอาจไม่หายขาดจนกลับมาเป็นปกติหรือไม่สามารถทำงานตามเดิมได้ จึงทำให้เสียทั้งทรัพยากรของทั้งครอบครัวและส่วนรวม

### 1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

เป็นที่รู้กันว่าค่าใช้จ่ายในการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก รวมทั้งยาที่ใช้ในการรักษามีราคาแพง รวมไปถึงเครื่องมือที่ใช้ในการตรวจวัดส่วนมากจะมีขนาดใหญ่ ทำให้ผู้คนที่อยู่ห่างไกลจากสถานบริการสุขภาพสามารถเข้าถึงได้ยาก และโรคกระดูกพรุนเป็นโรคที่ไม่มีอาการบ่งบอกล่วงหน้า การวัดความหนาแน่นของกระดูก 2 ครั้ง ห่างกัน 1-2 ปี จึงเป็นทางเลือกหนึ่งที่จะช่วยให้สามารถคาดการณ์หรือพยากรณ์โรคกระดูกพรุนได้ อีกทั้งยังเป็นวิธีที่ช่วยประกอบการตัดสินใจในการป้องกันเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

และวางแผนการรักษาโรคกระดูกพรุนได้ง่ายขึ้น ดังนั้นเราจึงออกแบบระบบที่สามารถใช้วัดความหนาแน่นของกระดูกบริเวณกระดูกนิ้วมือ ซึ่งเป็นระบบง่าย ๆ มีราคาถูก สามารถเคลื่อนย้ายไปในสถานที่ต่าง ๆ ที่ยากต่อการเข้าถึงได้สะดวก เพราะมีขนาดเล็กและน้ำหนักเบา นอกจากนี้เครื่องยังทำงานได้โดยไม่ต้องใช้แหล่งจ่ายไฟจากภายนอก และสามารถวัดค่าความหนาแน่นของกระดูกได้ผลอย่างถูกต้องและแม่นยำในระดับที่น่าพอใจ

### 1.3 สมมติฐานของการศึกษา

จากการศึกษาในเบื้องต้น เครื่องวัดความหนาแน่นกระดูกส่วนมากจะมีขนาดใหญ่ ราคาแพง และจำเป็นต้องใช้แหล่งกำเนิดไฟฟ้าภายนอก ดังนั้นเราจึงมีแนวคิดที่จะพัฒนาระบบวัดความหนาแน่นของกระดูกให้มีขนาดเล็กลง ราคาถูก และสามารถใส่แบตเตอรี่เป็นแหล่งกำเนิดไฟฟ้า เพื่อสะดวกในการเคลื่อนย้ายไปในสถานที่ต่าง ๆ ได้ง่าย โดยได้ทำการเลือกแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ที่มีขนาดเล็ก มีราคาถูก สามารถใส่แบตเตอรี่ได้ และเปลี่ยนการตรวจวัดกระดูกบริเวณประสาทส่วนกลาง เช่น กระดูกสันหลัง กระดูกสะโพก ซึ่งประกอบไปด้วยปริมาณของเนื้อเยื่อมาก เป็นการวัดกระดูกในส่วนที่มีขนาดเล็กนั้นคือกระดูกบริเวณนิ้วมือแทน ซึ่งเป็นส่วนที่มีปริมาณเนื้อเยื่อน้อย ทั้งนี้เพื่อให้ผู้ที่ได้รับการตรวจวัดรู้เท่าทันโรคกระดูกพรุน สามารถป้องกันตัวเองได้อย่างทันท่วงที อีกทั้งยังช่วยลดค่าใช้จ่ายในการตรวจวัดได้อีกด้วย

### 1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

เพื่อให้งานวิจัยนี้บรรลุวัตถุประสงค์ การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนที่นิยมและมีความแม่นยำที่สุดคือวินิจฉัยจากการวัดความหนาแน่นของกระดูก (Bone Mineral Density Measurement) โดยใช้เครื่อง DEXA (Dual Energy X-ray Absorptiometry) ซึ่งจะต้องใช้แหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ที่มีสองระดับ แต่แหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ที่เราเลือกใช้นั้นเป็นแบบไม่สามารถเปลี่ยนพลังงานได้ ดังนั้นจึงต้องทำให้ได้พลังงานสองระดับโดยใช้แผ่นอลูมิเนียมเป็นตัวปรับเปลี่ยนระดับพลังงานแทน

### 1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

งานวิจัยนี้จะทำการศึกษา และดำเนินการพิสูจน์สมมติฐานของงานวิจัย ด้วยแนวคิดที่ได้นำเสนอขึ้นมาภายใต้วัตถุประสงค์ที่กำหนดไว้ ซึ่งจะแสดงให้เห็นว่า เทคนิคหรือระบบที่ไม่ซับซ้อนของงานวิจัยนี้สามารถนำมาใช้งานได้จริง ทั้งนี้ในการนำเสนอการวัดความหนาแน่นของแคลเซียมบริเวณกระดูกโดยใช้วิธีเอ็กซ์เรย์สองระดับพลังงาน เราจะทำการตรวจวัดที่กระดูกนิ้วมือ แล้วนำมาคำนวณค่า BMD (Bone Mineral Density) และ BMC (Bone Mineral Content) เปรียบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐานที่ใช้วัดจริงในโรงพยาบาล

### 1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 5 บท โดยแต่ละบทมีหัวข้อและเนื้อหาดังต่อไปนี้  
บทที่ 1 บทนำ กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์และจุดมุ่งหมาย

สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย และขอบเขตของงานวิจัย  
เอกสารนี้เป็นลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี หากมีข้อสงสัยหรือต้องการข้อมูลเพิ่มเติม กรุณาติดต่อฝ่ายบริการลูกค้า โทร. 02-259-9999 หรือ e-mail: service@kmutt.ac.th  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง กล่าวถึงความรู้พื้นฐานทั่วไปที่ควรทราบในการวัดความหนาแน่นของกระดูก อธิบายถึงความสำคัญ ข้อบ่งชี้ทางคลินิก หลักการทั่วไปของการตรวจ ปัจจัยที่ควรคำนึงถึงในการใช้เครื่อง รวมถึงการเลือกตำแหน่งที่จะตรวจวัด และข้อห้ามของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย กล่าวถึงวิธีการที่ใช้ในการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก คุณสมบัติของเอ็กซเรย์ หลักการพื้นฐาน คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้อง เพื่อนำมาใช้ในการหาค่าความหนาแน่นของกระดูก และการแปลผลค่าที่คำนวณได้ ในส่วนของระบบที่ใช้จะกล่าวถึงส่วนประกอบหลัก

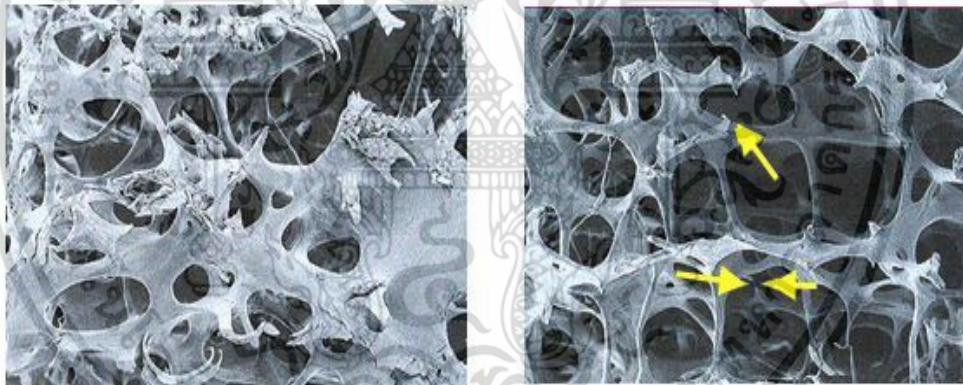
บทที่ 4 ผลการทดลอง กล่าวถึงการปรับแต่งเครื่องเอ็กซเรย์ โดยใช้แท่งแคลเซียมที่มีปริมาณแคลเซียมแตกต่างกัน 10 ค่า คือ 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 และ 10 กรัม ทำการวัดหาปริมาณแคลเซียมทั้งหมด ทดลองวัดหาค่าความหนาแน่นของกระดูกที่นิ้วมือของผู้ทดสอบ แล้วนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความหนาแน่นกระดูกจริงที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย กล่าวถึงผลสรุปจากการเปรียบเทียบการวัดความหนาแน่นกระดูกจากระบบของเราเปรียบเทียบกับระบบที่ใช้ในการวัดจริงตามโรงพยาบาล พร้อมทั้งวิจารณ์ถึงข้อดี ข้อเสีย และแนวทางการวิจัยที่สามารถพัฒนาต่อไปได้

## บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 ความรู้เกี่ยวกับโรคกระดูกพรุน

โรคกระดูกพรุนเป็นภาวะที่กระดูกมีความแข็งแรงทนทานลดลง อันเนื่องมาจากเนื้อกระดูกบางลงจนเป็นเหตุให้กระดูกเปราะ แตก ยุบตัว และหักง่าย แม้ได้รับการกระทบกระแทกเพียงเล็กน้อย สาเหตุของโรคกระดูกพรุนมีหลายอย่าง แต่ที่พบมากที่สุดคือเกิดจากสตรีวัยหมดประจำเดือนที่ขาดฮอร์โมนเอสโตรเจนจากรังไข่ สตรีหมดประจำเดือนไม่ว่าจะหมดตามธรรมชาติหรือเพราะผ่าตัดตัดรังไข่ออกทั้งสองข้างจะทำให้กระดูกมีการสึกกร่อนมากขึ้น การที่เนื้อกระดูกน้อยลงนี้อาจเป็นมากพอจะทำให้กระดูกเปราะจนเป็นโรคกระดูกพรุน นอกจากนั้นในปัจจุบันคนส่วนใหญ่มีอายุยืนยาวขึ้น ขณะที่กระดูกเสื่อมสภาพไปตามอายุ อีกทั้งสังคมปัจจุบันมีส่วนส่งเสริมให้กระดูกมีสภาพเสื่อมเร็วกว่าที่ควร อาทิเช่น การใช้ชีวิตในสังคมเมืองไม่ค่อยได้มีการออกกำลังกาย การสูบบุหรี่ การดื่มสุรา การรับประทานอาหารแคลเซียมต่ำ สิ่งเหล่านี้ล้วนเป็นปัจจัยส่งเสริมให้เกิดโรคกระดูกพรุนจนเป็นเหตุให้กระดูกหักได้ง่าย เมื่อเกิดกระดูกหักจะเกิดความเจ็บปวด ไม่สามารถทำงานได้ตามปกติ อาจเกิดภาวะทุพพลภาพตามมาได้



รูปที่ 2.1 แสดงภาพกระดูกปกติ (ซ้าย) และภาพกระดูกพรุน (ขวา)

#### 2.1.1 ปัจจัยเสี่ยงที่ก่อให้เกิดโรคกระดูกพรุน

ปัจจัยในการก่อให้เกิดโรคกระดูกพรุนนั้น มีทั้งปัจจัยที่เราสามารถควบคุมหรือหลีกเลี่ยงไม่ให้เกิดขึ้นได้ และปัจจัยทางธรรมชาติที่ต้องปล่อยให้ผ่านไปแบบนั้น ซึ่งสามารถสรุปได้ดังนี้

1. ปริมาณแคลเซียมที่ได้รับ แคลเซียมเป็นธาตุที่สำคัญมากในการสร้างมวลกระดูก คนที่ได้รับแคลเซียมเพียงพอสะสมมาตั้งแต่เด็กมักจะมีมวลกระดูกมากกว่า มีโอกาสเป็นภาวะกระดูกพรุนน้อยกว่า จากงานวิจัยพบว่าคนไทยกินแคลเซียมเพียงเฉลี่ยคนละ 300-400 มิลลิกรัมต่อวัน ในขณะที่ความเป็นจริงควรกินประมาณ 1,200-1,500 มิลลิกรัมต่อวัน

2. ชาติพันธุ์ จากการสำรวจจะพบภาวะกระดูกพรุนในชาวเอเชียสูงมาก ซึ่งมีประมาณครึ่งหนึ่งของปริมาณทั่วทั้งโลก โดยเฉพาะในประเทศฮ่องกงและสิงคโปร์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการเรียนเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. พันธุกรรม จากการศึกษาพบว่าคนไทยส่วนใหญ่ร้อยละ 85 มียีนที่เกี่ยวข้องกับการดูดซึมแคลเซียม จึงสามารถดูดซึมแคลเซียมได้ดีกว่าคนต่างชาติ หากมองในลำดับญาติ หากญาติทางฝ่ายมารดาเคยเป็นภาวะกระดูกพรุนและกระดูกหัก เราก็จะมีความเสี่ยงสูงที่จะเกิดภาวะกระดูกพรุนไปด้วย

4. เพศ กระดูกพรุนพบได้เพศหญิงต่อชายในอัตราส่วนสามต่อหนึ่ง โดยเพศชายมีความหนาแน่นของมวลกระดูกที่แขน ขา ข้อมือน้อยกว่าเพศหญิง ส่วนบริเวณกระดูกสันหลังไม่ต่างกัน

5. อายุ เมื่อเข้าสู่วัยทองทั้งผู้หญิงและผู้ชายจะมีความหนาแน่นของมวลกระดูกต่ำลง

6. น้ำหนักตัว คนผอมจะมีมวลกระดูกน้อย และกระดูกพรุนง่ายกว่าคนอ้วน

7. วิตามินดี มีหน้าที่ช่วยดูดซึมแคลเซียมจากลำไส้ ควบคุมการขับถ่ายแคลเซียมในไต และควบคุมการสะสมแคลเซียมในเนื้อกระดูก การขาดวิตามินดีทำให้กระดูกพรุน คนไทยไม่ค่อยขาดวิตามินดี เพราะผิวหนังสามารถสร้างวิตามินดีจากแสงแดดได้ต่างจากคนในประเทศที่มีแสงแดดน้อย

8. การออกกำลังกาย การเล่นกีฬาหรือออกกำลังกายชนิดลงน้ำหนัก เช่น ฟุตบอล บาสเกตบอล วิ่ง กระโดด จะช่วยเพิ่มความหนาแน่นของมวลกระดูก ช่วยลดการสูญเสียมวลกระดูกแม้เข้าสู่วัยทอง

9. การใช้ชีวิต คนที่มีชีวิตเครียด ไม่ได้พักผ่อน สูบบุหรี่ ดื่มน้ำอัดลมเป็นประจำ มีโอกาสกระดูกพรุนสูงแม้ยังไม่เข้าสู่วัยทอง

10. ความแตกต่างในพื้นฐานทางพันธุกรรมของแต่ละบุคคล เช่น บางคนที่มีพันธุกรรมดีก็สามารถสะสมมวลกระดูกได้สูงกว่าคนอื่น ในขณะที่บางคนมีมวลกระดูกสูงสุดภายใต้เพศตามที่จำกัดถึงจะพยายามพัฒนาอย่างไรก็ขึ้นได้สูงสุดไม่มาก

11. แนวทางการปฏิบัติตนหรือพฤติกรรมสุขภาพ ในผู้ที่ทำงานใช้แรงกายหรือออกกำลังกายชนิดที่ต้องแบกรับน้ำหนักอยู่เป็นประจำ จะมีการเพิ่มขึ้นของมวลกระดูกสูงสุดได้มากกว่าคนที่ใช้ชีวิตแบบนั่งๆนอนๆ

12. การรับประทานอาหารที่มีปริมาณสารอาหารที่จำเป็นอย่างพอเพียง เช่น ได้รับแคลเซียมในปริมาณที่พอเหมาะก็จะช่วยให้การเพิ่มขึ้นของมวลกระดูกเป็นไปได้อย่างเต็มศักยภาพในบุคคลนั้น ๆ

13. การมีพฤติกรรมเสี่ยงทางสุขภาพต่าง ๆ เช่น การสูบบุหรี่ ดื่มสุรา ดื่มกาแฟมากเกินไป ก็มีผลทำให้สูญเสียแคลเซียมมากขึ้น ทำให้การเพิ่มขึ้นของกระดูกไม่มากเท่าที่ควร

14. การมีโรคเรื้อรังบางชนิด เช่น ไทรอยด์เป็นพิษ โดยไม่ได้รับการรักษาอย่างถูกต้องหรือการที่ต้องรับประทานยาบางชนิดเป็นระยะเวลานาน เช่น ยาจำพวกสเตียรอยด์ จะทำให้มีการสูญเสียกระดูกมากขึ้นเช่นกัน

15. มีโอกาสพลัดตกหกล้ม การทรงตัวไม่ดี เช่น เป็นอัมพฤกษ์ ลมวิงเวียน หูอื้อ

16. มีโรคเรื้อรังที่ทำให้กระดูกพรุน เช่น ภูมิแพ้ที่ต้องรับสารสเตียรอยด์ โรคไขข้ออักเสบรูมาตอยด์

ดังนั้นผู้ที่มีพื้นฐานทางพันธุกรรมที่ดี และมีพฤติกรรมสุขภาพที่เหมาะสม ปราศจากโรคภัยไข้เจ็บที่จะมีผลต่อการพัฒนาของกระดูก จะมีการเพิ่มขึ้นของมวลกระดูกได้ขึ้นถึงขีดสูงสุดเท่าที่จะมีภายใต้ข้อจำกัดทางพันธุกรรม อย่างไรก็ตามพื้นฐานทางพันธุกรรมเป็นเพียงปัจจัยส่วนหนึ่งเท่านั้น พฤติกรรมการกินอาหาร และการใช้ชีวิตเป็นปัจจัยหลักของการสร้างภูมิคุ้มกันโรคกระดูกพรุนได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.1.2 การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน

การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนมีหลายวิธี อย่างไรก็ตามวิธีที่เป็นที่นิยมและมีความแม่นยำที่สุดคือวินิจฉัยจากการวัดความหนาแน่นของกระดูก (Bone Mineral Density Measurement) โดยใช้เครื่อง DEXA (Dual Energy X-ray Absorptiometry) มีวิธีการตรวจคือวัดความหนาแน่นของกระดูกที่กระดูกสันหลัง กระดูกสะโพก กระดูกต้นขา ปลายกระดูกข้อมือ และนำค่าที่ได้ไปเปรียบเทียบกับค่าปกติในเพศและอายุช่วงเดียวกัน ถ้ากระดูกมี Bone Mineral Density (BMD) < 1.00 กรัมต่อตารางเซนติเมตร จะมีโอกาสกระดูกหักได้ง่าย นอกจากนี้แล้วประชากรวัยเจริญพันธุ์จะสามารถใช้การวินิจฉัยภาวะกระดูกพรุนเมื่อ BMD < 2.5 SD (Standard Deviation) โดยวัดความหนาแน่นกระดูก 2 ครั้ง ห่างกัน 1-2 ปี เพื่อช่วยในการคาดการณ์หรือพยากรณ์โรคกระดูกพรุนได้ วิธีการนี้ช่วยประกอบการตัดสินใจในการป้องกันหรือวางแผนการรักษาโรคกระดูกพรุนต่อไป ดังนั้นเราจะสามารถแบ่งกระดูกตามค่ามวลกระดูกออกเป็น 4 ชนิดดังนี้

1. กระดูกปกติ (normal bone) คือ กระดูกที่มีค่ามวลกระดูกอยู่ในช่วง 1 ความเบี่ยงเบนมาตรฐานใต้ต่อค่าเฉลี่ยของสตรีวัยเยาว์ที่มีค่ามวลกระดูกสูงสุด
2. กระดูกโปร่งบาง (osteopenia) คือ กระดูกที่มีค่ามวลกระดูกอยู่ระหว่างช่วง 1-2.5 ความเบี่ยงเบนมาตรฐานใต้ต่อค่าเฉลี่ยของสตรีวัยเยาว์ที่มีค่ามวลกระดูกสูงสุด
3. กระดูกพรุน (osteoporosis) คือ กระดูกที่มีค่ามวลกระดูกอยู่ใต้ต่อค่าเฉลี่ยของสตรีวัยเยาว์ที่มีค่ามวลกระดูกสูงสุด 2.5 หรือต่ำกว่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน
4. กระดูกพรุนอย่างรุนแรง (severe or established osteoporosis) คือ กระดูกที่มีค่ามวลกระดูกอยู่ใต้ต่อค่าเฉลี่ยของสตรีวัยเยาว์ที่มีค่ามวลกระดูกสูงสุดต่ำกว่า 2.5 เท่าของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานร่วมกับมีกระดูกหัก

## 2.1.3 อาการของโรคกระดูกพรุน

โรคกระดูกพรุนถ้ามีการหลุดตัวหรือการหักของกระดูกส่วนต่าง ๆ จะก่อให้เกิดผลต่าง ๆ เช่น หลังค่อมโค้งงอ เตี้ยลง ซึ่งมีผลทางอ้อมให้ทรงอกคับแคบ หายใจไม่สะดวก ถ้าเป็นโรคติดเชื้ของระบบทางเดินหายใจ เช่น ไข้หวัด อาจลามไปเป็นโรคปอดอักเสบได้ง่ายขึ้น หลังค่อมยังทำให้ช่องท้องคับแคบ รับประทานอาหารได้น้อย อิ่มเร็ว ท้องอืดง่าย นอกจากนี้การที่หลังค่อมโค้งอยู่เป็นเวลานาน ๆ ทำให้เกิดรอยพับตรงผิวหนังระหว่างช่วงอกและช่องท้อง จึงอาจเกิดผิวหนังอักเสบเป็นเชื้อราในบริเวณนั้นได้ เนื่องจากขึ้นจากการหมักหมมของเหงื่อไคลเป็นเวลานาน อาการสำคัญคือปวดกระดูกบริเวณที่มีความผิดปกติ มักเกิดกับกระดูกที่ต้องรับน้ำหนัก เช่น กระดูกสันหลัง กระดูกสะโพก เป็นต้น กรณีข้อกระดูกสันหลัง การหักยุบตัวอาจเกิดอย่างเฉียบพลัน เช่น ภายหลังยกของหนัก หรือหกล้มกันกระแทก เป็นต้น จะเกิดอาการปวดหลัง เคลื่อนไหวขยับตัวแล้วจะปวดมาก ผู้ป่วยมักนอนนิ่ง ๆ อาจสังเกตว่ากระดูกสันหลังโก่งนูนออก ผู้ป่วยจำนวนมากจะมีการหักยุบตัวอย่างซ้ำ ๆ ต่อเนื่องเป็นเวลานาน โดยจะสังเกตพบว่าความสูงลดลงเรื่อย ๆ หลังจะโก่งค่อม มีอาการปวดหลังเรื้อรัง เป็นต้น ส่วนถ้ากระดูกข้อสะโพกหักนั้นส่วนใหญ่พบได้ในผู้สูงอายุในวัย 70 ปีขึ้นไป มักเกิดกับคนที่รูปร่างผอม ไม่มีไขมันบริเวณสะโพก มีปัญหาทางด้านประสาท และการทรงตัวหรือมีความผิดปกติของสายตา มักเกิดขึ้นในท่าหกล้มทางด้านข้าง ผู้ป่วยจะมีอาการปวดสะโพก เดินไม่ได้ โรคนี้จำเป็นต้องรักษาด้วยการผ่าตัดเปลี่ยนข้อกระดูก ซึ่งเสียค่าใช้จ่าย ๆ และมักมีภาวะทุพพลภาพตามมา ผู้ป่วยส่วนใหญ่จะเสียชีวิตภายหลังกระดูกสะโพกหักในระยะ 1-2 ปี

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่จัดทำขึ้นเพื่อใช้ในการเรียนการสอนเท่านั้น ไม่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## 2.1.4 ภาวะของโรคกระดูกพรุน

1. ภาวะกระดูกพรุนแบบปฐมภูมิ (Primary Osteoporosis) พบในหญิงวัยหมดประจำเดือน ส่วนใหญ่เกิดกับผู้หญิงอายุประมาณ 60–70 ปี ภายหลังจากการหมดประจำเดือนไปประมาณ 10 ปี คนวัยนี้จะพบว่ากระดูกสันหลังแตกได้ง่าย รวมทั้งกระดูกส่วนอื่นของร่างกาย นอกจากนี้อาจมีอาการอื่น ๆ ร่วมด้วย เช่น ปวดหลัง ทั้งชนิดเฉียบพลันและเรื้อรัง เดินหลังค่อมหรืออาการหลังแข็ง และยังพบในผู้สูงอายุ ทั้งเพศหญิงและเพศชาย โดยสูญเสียมวลกระดูกที่สำคัญของร่างกาย ทำให้กระดูกสะโพก กระดูกสันหลังแตกหักได้ง่าย การที่สะโพกแตกหักจะทำให้ไม่สามารถยืนหรือทำอะไรด้วยตัวเองได้ จนในที่สุดอาจถึงแก่ชีวิต ส่วนการที่กระดูกสันหลังแตกหักทำให้เกิดอาการปวดหลังหรือมีอาการหลังแข็ง จนไปถึงการเดินหลังโก่ง

2. ภาวะกระดูกพรุนแบบทุติยภูมิ (Secondary Osteoporosis) พบในผู้ที่มีพฤติกรรมที่ส่งผลต่อการเจริญเติบโตของกระดูก เช่น ขาดสารแคลเซียม รับประทานยาบางชนิด โดยเฉพาะยาประเภทสเตียรอยด์ ละเลยการออกกำลังกาย สูบบุหรี่จัด ดื่มสุราหนัก เจ็บป่วยด้วยโรคบางชนิด เช่น มะเร็งที่กระดูกหรือฮอร์โมนที่ร่างกายผิดปกติ เป็นต้น

## 2.1.5 อันตรายจากโรคกระดูกพรุน

โรคกระดูกพรุนถ้าเกิดบริเวณกระดูกสันหลังอาจเกิดการยุบตัวลง ทำให้ปวดหลัง หลังค่อม ตัวเตี้ยลง ถ้าเกิดบริเวณกระดูกแขนขาจะทำให้เปราะและหักง่าย บางรายอาจส่งผลเสียต่อกระดูกข้อมือ กระดูกสะโพกหรือกระดูกสันหลัง ทำให้พิการเดินไม่ได้ ส่วนอาการแทรกซ้อนเมื่อกระดูกหัก เช่น ปอดบวม ติดเชื้อ แขนขาใช้งานไม่ได้หรือร้ายแรงถึงขั้นเสียชีวิต เพราะฉะนั้นการรักษากระดูกให้แข็งแรงอยู่เสมอเป็นสิ่งที่คุณทุกวัยควรใส่ใจดูแล แม้ว่าส่วนใหญ่ภาวะกระดูกพรุนจะเกิดกับผู้สูงอายุ แต่การดูแลให้กระดูกมีความหนาแน่นแข็งแรงนั้นเป็นสิ่งที่ต้องทำตั้งแต่เด็ก ๆ สำหรับผู้สูงอายุก็ยังไม่สายเกินไปที่จะหันมาดูแลไม่ให้กระดูกสูญเสียความหนาแน่นนับตั้งแต่วินาทีนี้ เพื่อผ่อนหนักให้เป็นเบา

## 2.1.6 วิธีการป้องกันโรคกระดูกพรุน

1. รับประทานอาหารให้ครบ 5 หมู่ ตามปริมาณที่แนะนำในธงโภชนาการ
2. รับประทานอาหารที่มีแคลเซียมสูง เช่น นม โยเกิร์ต กุ้งแห้งตัวเล็ก กุ้งฝอย เพื่อให้ปริมาณแคลเซียมมีเพียงพอต่อความต้องการของร่างกายในแต่ละวัน คือประมาณ 1,500 มิลลิกรัม ในผู้ใหญ่หรือผู้สูงอายุควรรับประทานนมพ่องไขมัน เพื่อป้องกันโรคไขมันในเลือดสูง อาหารที่มีปริมาณธาตุแคลเซียมสูง
3. รับประทานวิตามินดี เพื่อร่างกายจะสามารถดูดซึมแคลเซียมได้ดีขึ้น ซึ่งอาหารที่มีวิตามินดีสูง ได้แก่ นม เนยแข็ง เนย น้ำมันตับปลา และไข่ เป็นต้น หรืออาจหาแคลเซียมในรูปแบบอาหารเสริมมารับประทานก็ได้ แต่ต้องรับประทานหลังอาหาร เพราะในช่วงนั้นจะสามารถกระตุ้นกรดในร่างกายในกระเพาะอาหารให้หลั่งออกมาช่วยดูดซึมแคลเซียมได้ และอีกวิธีหนึ่งคือการตากแดด ช่วยเพิ่มการสังเคราะห์วิตามินดีทางผิวหนังได้เช่นกัน
4. ไม่รับประทานยาเคลือบกระเพาะอาหาร เพราะจะทำให้ร่างกายเกิดภาวะเป็นด่าง การดูดซึมแคลเซียมลดลง

5. รับประทานเนื้อสัตว์ให้มีปริมาณน้อย

6. หลีกเลี่ยงอาหารรสเค็มจัด

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ไว้เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

7. หันมาออกกำลังกายให้เป็นกิจวัตร กลางแดดอ่อน ๆ ช่วงเช้าหรือเย็น เพราะเมื่อออกกำลังกายระบบหัวใจและปอดจะมีประสิทธิภาพในการทำงานเพิ่มมากขึ้น ช่วยกระตุ้นการสร้างกระดูก กล้ามเนื้อแข็งแรง ช่วยเพิ่มเนื้อกระดูก เพราะมีการแบกรับน้ำหนักบริเวณที่เราเคลื่อนไหว การทรงตัวจะดีตาม ไม่หกล้ม การออกกำลังกายที่มีการลงน้ำหนักพอสมควร จะมีผลกระตุ้นการสร้างกระดูก นอกจากนี้ยังช่วยให้กล้ามเนื้อแข็งแรง หัวใจสูบฉีดโลหิตดีขึ้น ปอดทำงานได้ดี สุขภาพทั่วไปดีขึ้น จะป้องกันการหกล้มได้

8. หลีกเลี่ยงอาหารที่กรดไฟติกมาก เช่น รำข้าว ถั่วเปลือกแข็ง ผักที่มีกรดออกซาสิกมาก เช่น ผักปวยเล้ง และผักพื้นบ้านไทย อย่างอาทิ ผักต้ว โดยสิ่งสำคัญอีกประการคือควรลดอาหาร และเครื่องดื่มที่จะต่อต้านการดูดซึมแคลเซียมของร่างกายหรือเพิ่มการสูญเสียแคลเซียมออกทางปัสสาวะ

9. หยุดสูบบุหรี่ ดื่มสุรา ชา กาแฟให้น้อยลง

10. หากใช้ยาสเตอรอยด์บางชนิด เช่น ยาลูกกลอน ควรปรึกษาแพทย์ก่อนจะดีที่สุด

### 2.1.7 วิธีการรักษาโรคกระดูกพรุน

ปัจจุบันมียาจำนวนมากในท้องตลาดที่สามารถป้องกันและรักษาโรคกระดูกพรุน การที่จะเลือกใช้ยาชนิดใดนั้นควรอยู่ในดุลพินิจของแพทย์ ซึ่งจะขึ้นอยู่กับสาเหตุของการเกิดโรค ความรุนแรงของโรค และผลดีผลเสียของการใช้ยาในผู้ป่วยแต่ละราย ๆ ไป ตัวอย่างดังเช่น

1. ยาเม็ดแคลเซียม การให้แคลเซียมในรูปแบบของยาเม็ดนั้น ควรให้ในผู้ป่วยที่ไม่สามารถบริโภคอาหารที่มีแคลเซียมสูงได้ ปัจจุบันมีวางขายตามท้องตลาด บางชนิดมีราคาค่อนข้างแพง เพราะฉะนั้นก่อนจะรับประทานควรปรึกษาแพทย์ก่อน ในคนปกติการได้รับแคลเซียมในปริมาณมากมักจะไม่มีปัญหา เนื่องจากแคลเซียมส่วนเกินจะถูกขับถ่ายออกมาในปัสสาวะและในอุจจาระ แต่ในผู้ป่วยที่มีโรคบางอย่าง เช่น โรคตับ โรคไต หรือโรคหัวใจในไต การรับประทานแคลเซียมมากเกินไปอาจเกิดผลเสียได้

2. วิตามินดี ในร่างกายส่วนใหญ่แล้วมาจากการสังเคราะห์ขึ้นเองจากผิวหนังเมื่อได้รับแสงแดด ในผู้ใหญ่ วัยหนุ่มสาวการได้รับแสงแดดเพียง 1-2 ชั่วโมงก็อาจจะเพียงพอ แต่ในผู้สูงอายุที่มีความเจ็บป่วยนอนอยู่ในบ้านที่มีแสงสว่างน้อย หรือเป็นโรคของลำไส้ อาจเกิดภาวะพร่องวิตามินดีได้

3. ฮอโมนเอสโตรเจน เหมาะสำหรับสตรีในวัยหมดประจำเดือนหรือสตรีที่ได้รับการผ่าตัดรังไข่ออกทั้งสองข้างก่อนจะถึงวัยหมดประจำเดือน การให้ฮอโมนเอสโตรเจนนั้นนอกจากจะช่วยป้องกันไม่ให้เกิดกระดูกพรุนแล้ว ยังมีประโยชน์ในด้านอื่น เช่น การป้องกันและรักษาความผิดปกติของระบบทางเดินปัสสาวะ ช่วยลดไขมันในเลือด รักษาสภาพด้านจิตใจ แต่มีโอกาสทำให้เกิดการเป็นมะเร็งเต้านมได้สูงกว่า ผู้หญิงที่มีประวัติครอบครัวเคยเป็นโรคมะเร็งเต้านมจึงควรระมัดระวังการใช้ฮอโมนตัวนี้

4. คาลซิโตนิน เป็นฮอโมนที่สามารถยับยั้งการสลายตัวของกระดูก มีทั้งชนิดฉีดและพ่นทางจมูก สามารถเพิ่มเนื้อเยื่อกระดูกได้พอสมควร แต่มีราคาแพงเมื่อเทียบกับยาอื่น ๆ มักใช้ในผู้ที่ไม่สามารถให้ฮอโมนเอสโตรเจนได้ ชนิดฉีดนิยมใช้ลดอาการปวดเมื่อเกิดกระดูกหักใหม่ ๆ ส่วนชนิดพ่นจมูกใช้รักษาในระยะยาว

5. บิสฟอสฟอเนต มีฤทธิ์ในการยับยั้งการสลายตัวของกระดูก โดยสามารถเพิ่มเนื้อเยื่อของกระดูกได้ดีและรวดเร็ว มีทั้งชนิดฉีดและรับประทาน ข้อเสียคือมีราคาค่อนข้างแพง และอาจจะ

เกิดการระคายเคืองต่อกระเพาะอาหารได้ เนื่องจากยาดูดซึมน้ำได้น้อย จึงต้องรับประทานเมื่อตื่นนอน ตอนเช้าขณะท้องว่าง

6. ฟลูออไรด์ สามารถเพิ่มปริมาณของเนื้อเยื่อกระดูกได้อย่างรวดเร็ว แต่ทว่าไม่สามารถ ป้องกันกระดูกหักได้ ยานี้ยังอยู่ในระหว่างการศึกษาวินิจฉัยถึงขนาดที่เหมาะสม

7. ยาสร้างกระดูก เช่น พาราไทรอยด์ฮอร์โมน ใช้ฉีดใต้ผิวหนังวันละครั้ง สามารถลดภาวะ กระดูกพรุนได้ดีมาก โดยไปกระตุ้นเซลล์สร้างกระดูกให้สร้างมวลกระดูก จึงเลือกใช้ในคนที่ เป็นภาวะ กระดูกพรุนอย่างรุนแรง มีประสิทธิภาพดี แต่ไม่ควรใช้งานนานเกิน 2 ปี

## 2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับการวัดความหนาแน่นกระดูก

โรคกระดูกพรุนเป็นโรคกระดูกที่เกิดขึ้นทั่วร่างกาย ซึ่งมีมวลกระดูก (bone mass) ลดลง ร่วมกับมีการเสื่อมของโครงสร้างระดับเล็ก ๆ ของเนื้อเยื่อกระดูก (bone tissue) เป็นผลให้กระดูก เปราะบางและหักง่าย แม้ว่าจะยังไม่ทราบสาเหตุแน่ชัด แต่เป็นที่ทราบดีว่าโรคนี้เป็นความผิดปกติที่มี หลายสาเหตุร่วมกัน (multifactorial) ได้แก่ พันธุกรรม อายุ ภาวะหมดประจำเดือน ลักษณะการใช้ ชีวิต (life style) เช่น การสูบบุหรี่ การดื่มเหล้า การออกกำลังกาย เป็นต้น เมื่อตัดชิ้นเนื้อของกระดูก ในผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน เพื่อตรวจทางฮิสโตมอร์โฟเมตรี (histomorphometry) จะพบว่าเนื้อเยื่อ กระดูกจะลดลง เนื่องจากกระดูก cortical บางและเป็นรู ส่วนกระดูก trabecular ก็บางลง หรือ บางส่วนขาดหายไป ช่องว่างเกิดขึ้นจากเนื้อเยื่อกระดูกที่ลดลงนี้จะถูกแทนที่ด้วยไขมัน แม้ว่าเนื้อเยื่อ กระดูกจะลดลง แต่พบว่าสัดส่วนของส่วนประกอบของเนื้อเยื่อกระดูก ซึ่งได้แก่ สารอินทรีย์ (organic matter) และเกลือแร่กระดูก (bone mineral) จะไม่เปลี่ยนแปลง อีกทั้งส่วนประกอบทางเคมีของ เกลือแร่กระดูกก็ยังคงเดิม การตรวจวิเคราะห์ และวัดปริมาณส่วนประกอบของเนื้อเยื่อกระดูกด้วยวิธี ดังกล่าวนี้นี้ ไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในทางปฏิบัติในการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน จากความรู้พื้นฐานทาง รังสีวิทยาทราบว่า เมื่อรังสีเคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง รังสีจะถูกทำให้เบาบางลง (attenuated) มากหรือน้อยขึ้นกับความหนาแน่นของตัวกลางนั้น ทำให้สามารถวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนได้จากการหาความ หนาแน่นของกระดูก (bone density) หรืออาจหมายถึงความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูก (bone mineral density, BMD) โดยวิธีที่เรียกว่า การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก (bone density measurement) หรือวิธีการตรวจวัดความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูก (bone mineral densitometry) ซึ่งอาศัยหลักการปล่อยรังสีผ่านกระดูกบริเวณที่ต้องการตรวจ แล้ววัดปริมาณของ ความเข้มของรังสีที่ถูกทำให้เบาบางลง การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนจากการหาค่า BMD นี้ ตรงกับ แนวคิดของคำนิยามของโรคกระดูกพรุนดังกล่าวข้างต้น ที่เน้นความสำคัญของมวลกระดูก หรือกล่าว อีกนัยหนึ่งคือ BMD ที่ลดลงที่เป็นปัจจัยสำคัญของการเกิดกระดูกหัก

### 2.2.1 ปัจจัยที่ควรคำนึงถึงในการใช้เครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกชนิดต่าง ๆ

1. ความแม่นยำ (precision) หมายถึง ความสามารถของเครื่องมือในการวัดซ้ำแล้วได้ค่า เดิม โดยปกติจะแสดงออกมาเป็นค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรปรวน (coefficient of variation, CV)
2. ความสามารถในการจำแนก (discrimination) หมายถึง ความสามารถของเครื่องมือใน การจำแนกความผิดปกติออกจากความผิดปกติ หรือในกรณีนี้หมายถึง แยกผู้ที่เป็นโรคกระดูกพรุนออก จากผู้ที่ไม่เป็นโรคกระดูกพรุน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. ความน่าเชื่อถือ (reliability) หมายถึง ความสามารถของเครื่องมือในการวัดแล้วได้ค่าที่ถูกต้องตามจริง

4. การยอมรับได้ (acceptability) หมายถึง การมีข้อมูลที่ศึกษามาแล้วที่แสดงให้เห็นว่า เครื่องมือนั้นเป็นที่ยอมรับสำหรับการตรวจวัด

5. ค่าใช้จ่าย (expense) หมายถึง ราคาของเครื่องตรวจ ตลอดจนค่าใช้จ่ายในการบำรุงรักษา

6. ความปลอดภัย (safety) ความปลอดภัยเรื่องปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญที่จะต้องพิจารณา โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อต้องใช้ตรวจติดตามความหนาแน่นของกระดูก

เครื่องมือที่ดีควรมีความแม่นยำสูง มีความสามารถในการจำแนกได้ดี มีความน่าเชื่อถือหรือความเที่ยงตรงสูง เป็นที่ยอมรับในสถาบันต่าง ๆ ราคาของเครื่องตรวจ ตลอดจนค่าใช้จ่ายในการบำรุงรักษาไม่แพงจนเกินไป มีความปลอดภัยสูง นอกจากนั้นยังควรใช้เวลาในการตรวจไม่นาน

### 2.2.2 การแปลผลการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกในทางคลินิก มักจะใช้อยู่บนพื้นฐานสำคัญสามประการคือ การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน การตัดสินใจให้การรักษา และการติดตามผลการรักษา การแปลผลการตรวจวัดความหนาแน่นจึงควรพิจารณาอยู่บนพื้นฐานสำคัญสามประการดังกล่าวดังนี้

#### - การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน

ในการแปลผลการตรวจเพื่อวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนจำเป็นต้องเทียบค่าหาความหนาแน่นของกระดูกของผู้ป่วยที่วัดได้กับค่าความหนาแน่นของกระดูกอ้างอิงที่เหมาะสมของคนเชื้อชาติ และเพศเดียวกัน ตัวเปรียบเทียบนี้มักใช้อยู่สองลักษณะคือ

1. T-score หมายถึง การเปรียบเทียบค่าที่วัดได้กับค่าปกติของคนที่มีมวลกระดูกสูงสุด ซึ่งหมายถึงคนหนุ่มสาวที่มีอายุประมาณ 30-35 ปี (young adult) โดย

$$T \text{ score} = \frac{\text{measured BMD} - \text{young adult mean BMD}}{\text{young adult SD}} \quad (2.1)$$

เมื่อ measured BMD หมายถึง ค่าความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกในผู้ป่วยที่ต้องการวัด

young adult mean BMD หมายถึง ค่าความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกเฉลี่ยของคนปกติที่อยู่ในวัยที่มีมวลกระดูกสูงสุด

young adult SD หมายถึง ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation) ของความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกของคนปกติที่อยู่ในวัยที่มีมวลกระดูกสูงสุด

2. T-score หมายถึง การเปรียบเทียบค่าที่วัดได้กับค่าปกติของคนที่อยู่ในช่วงอายุเดียวกัน โดย

$$T \text{ score} = \frac{\text{measured BMD} - \text{age - matched mean BMD}}{\text{age - matched SD}} \quad (2.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ age – matched mean BMD หมายถึง ค่าความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกเฉลี่ยของคนปกติที่อยู่ในช่วงอายุเดียวกัน

age – matched SD หมายถึง ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกของคนปกติที่อยู่ในช่วงอายุเดียวกัน

จากการศึกษาขององค์การอนามัยโลกใช้ T-score แบ่งสภาพกระดูกออกเป็น 4 ประเภท ดังนี้

1. ความหนาแน่นของกระดูกอยู่ในเกณฑ์ปกติคือค่า T-score ไม่ต่ำกว่า -1 SD
2. ภาวะกระดูกบาง (osteopenia หรือ low bone mass) คือ T-score ต่ำกว่า -1 SD แต่ไม่ต่ำกว่า -2.5 SD
3. โรคกระดูกพรุน (osteoporosis) คือ T-score ต่ำกว่า -2.5 SD

#### - การตัดสินใจในการรักษา

แม้ว่าโดยทั่วไปจะให้ T-score ที่น้อยกว่า -2.5 SD ในการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน แต่ก็ควรพิจารณาปัจจัยอื่น ๆ ด้วย เช่น อายุ ประวัติกระดูกหักในอดีต ประวัติกระดูกหักในครอบครัว น้ำหนักตัว เป็นต้น

#### - การติดตามผลการรักษา

การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกซ้ำ เพื่อติดตามอัตราการสูญเสียมวลกระดูก หรือการตอบสนองต่อการรักษา จะเชื่อถือได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความแม่นยำของเครื่องมือ และระยะห่างระหว่างการวัดแต่ละครั้ง

สำหรับคำแนะนำในการให้การรักษาที่เหมาะสมสำหรับผลการตรวจความหนาแน่นของกระดูกแต่ละประเภท เป็นดังตารางที่ 3.3

### 2.2.3 ข้อห้ามใช้ของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

1. ผู้ที่กำลังตั้งครรภ์อยู่ เป็นข้อห้ามในการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวด้วยวิธีที่ใช้รังสี เนื่องจากรังสีจากการตรวจวัดอาจเป็นอันตรายต่อทารกในครรภ์ นอกจากนี้ผู้ที่กำลังตั้งครรภ์อยู่ หน้าที่ของผู้ป่วยจะหนา ทำให้ผลของรังสีจากเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวจะมาก ทำให้มีผลต่อการคำนวณค่าความหนาแน่นของกระดูกได้

2. ผู้ที่รับประทานสารที่บร้งสีมาล่วงหน้าภายใน 2-6 วัน อาจยังมีสารที่บร้งสีค้างอยู่ในลำไส้ ทำให้รบกวนการตรวจความหนาแน่นของกระดูกบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวได้ จึงควรเลื่อนตรวจไปก่อน สอนกรณีที่ได้รับสารที่บร้งสีทางหลอดเลือดดำก็ไม่มีปัญหา เนื่องจากสารที่บร้งสีมักถูกขับออกทางปัสสาวะอย่างรวดเร็วภายในเวลาไม่กี่ชั่วโมง

3. ผู้ที่เพิ่งตรวจสแกนทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์โดยใช้สารกัมมันตรังสี เนื่องจากสารกัมมันตรังสีที่เหลือค้างอยู่ในร่างกายยังคงสามารถปล่อยรังสีแกมมาออกมา ซึ่งจะรบกวนการตรวจได้ โดยทั่วไปควรเว้นระยะห่างออกไปอีก 2-3 วัน จึงค่อยตรวจความหนาแน่นของกระดูก

4. ผู้ที่ไม่สามารถบังคับให้ส่วนของร่างกายที่จะตรวจอยู่นิ่ง ๆ ได้เป็นระยะเวลาเท่ากับที่จำเป็นต้องใช้เพื่อการตรวจ

5. ผู้ที่มีโรคหรือรูปร่างพิการของกระดูกสันหลัง อาจจะไม่สมควรตรวจความหนาแน่นของกระดูกที่บริเวณกระดูกสันหลัง เนื่องจากค่าที่ได้มักจะเชื่อถือไม่ได้ จึงควรเลี่ยงไปตรวจที่ตำแหน่งอื่นแทน

**ตารางที่ 2.1** การรักษาที่เหมาะสมสำหรับผลการตรวจความหนาแน่นของกระดูกแต่ละประเภท

ผลการตรวจความหนาแน่นของกระดูก	ความเสี่ยงต่อกระดูกหัก	การรักษา
อยู่ในเกณฑ์ปกติ	ต่ำ	ไม่จำเป็น
ภาวะกระดูกบาง	ปานกลาง	กรณีสตรีวัยใกล้หมดระดู (perimenopause) พิจารณาให้การป้องกันหรือตรวจประเมินการสูญเสียเนื้อกระดูก กรณีคนสูงอายุที่มีประวัติกระดูกหักจากความเปราะบาง ควรให้การรักษา
โรคกระดูกพรุน	สูง	ควรให้การรักษา โดยเฉพาะอย่างยิ่ง
โรคกระดูกพรุนชนิดรุนแรง	สูงมาก	ในคนอายุไม่มาก ควรหาสาเหตุด้วย และจำเป็นต้องให้การรักษา

#### 2.2.4 วิธีการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

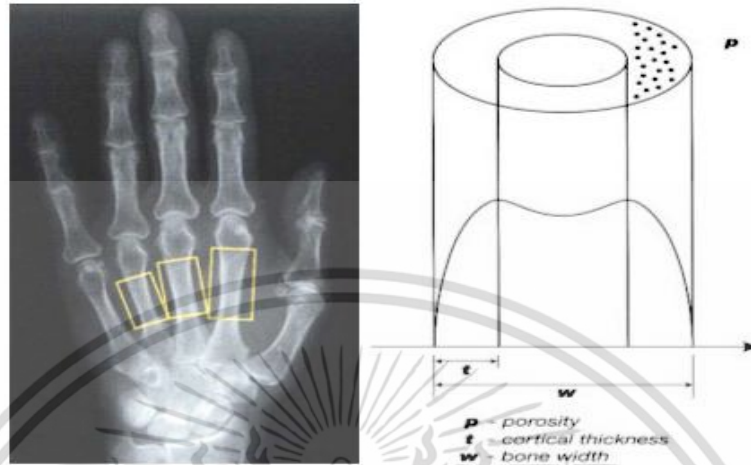
วิธีการตรวจวัดความหนาแน่นมีหลากหลายวิธี ขึ้นอยู่กับรังสีหรือคลื่นที่ใช้ผ่านกระดูกว่าเป็นรังสีแกมมา รังสีเอกซ์ หรือคลื่นเสียงความถี่สูง และขึ้นกับคุณสมบัติหรือตำแหน่งของกระดูกที่วัดด้วยเช่นกัน ร่างกายคนเราประกอบด้วยกระดูกเปลือกแข็ง (cortical) ประมาณร้อยละ 80 และกระดูกเนื้อพรุน (trabecular bone) ประมาณร้อยละ 20 กระดูกเนื้อพรุนเป็นกระดูกที่มีการหมุนเวียน (turnover) ของการสร้างและสลายกระดูกเร็วกว่ากระดูกเปลือกแข็ง จึงเป็นตำแหน่งของกระดูกที่มีความไว (sensitivity) สูงสำหรับตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงความหนาแน่นของกระดูก การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกวิธีต่าง ๆ มีดังนี้

##### 1. Radiogrammetry

จะทำการวัดที่กึ่งกลางของกระดูกฝ่ามือ (metacarpal bone) ชั้นที่สองของมือข้างที่ไม่ถนัด เพื่อนำมาใช้คำนวณเปอร์เซ็นต์พื้นที่ของกระดูก ดังรูปที่ 2.2 โดย  $\frac{t}{d} \times 100$  คือ เปอร์เซ็นต์ความหนาของกระดูกเปลือกแข็ง (percent cortical thickness) และ  $\frac{W^2 - (W - 2t)^2}{W^2}$  คือ เปอร์เซ็นต์พื้นที่ของกระดูกเปลือกแข็ง (percent cortical area)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

การตรวจวิธีนี้ง่าย สามารถทำได้กับกระดูกที่มีรูปทรงกระบอกทุกชนิด แต่ต้องใช้ทักษะพอสมควร และเสียเวลามาก รวมทั้งหาค่ามวลกระดูกได้เฉพาะส่วนกระดูกเปลือกแข็งเท่านั้น ดังนั้นจึงไม่นิยมนำมาใช้



รูปที่ 2.2 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี Radiogrammetry

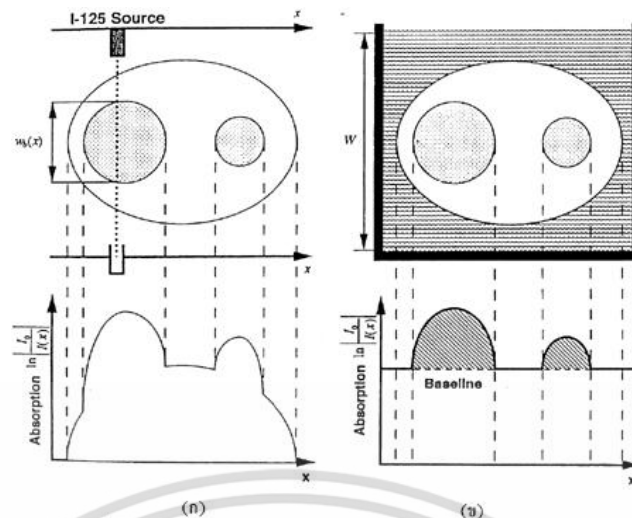
### 2. Single photon absorptiometry (SPA)

SPA ได้รับการพัฒนาต่อมาจากเทคนิค Radiogrammetry ซึ่งใช้หลักการวัดความหนาแน่นของกระดูกอย่างค้ำ เนื่องจากบริเวณที่จะทำการตรวจ จะต้องมึเนื้อเยื่อกระจายอยู่รอบกระดูกเป็นจำนวนน้อย ๆ และสมำเสมอ ด้วยเหตุผลเหล่านี้ เทคนิคนี้จึงถูกจำกัดเฉพาะบริเวณปลายแขนและสันเท้าเท่านั้น

เครื่องมือประกอบด้วยแหล่งกำเนิดรังสีและหัววัดรังสี ซึ่งอยู่ตรงกันข้าม สำหรับแหล่งกำเนิดรังสีใช้ I-125 หรือ Am-241 ลำรังสีที่ผ่านทั้งเนื้อเยื่อรอบ ๆ และกระดูกจะถูกวัด และผ่านกระบวนการต่าง ๆ หลังจากนั้นจะนำมาคำนวณทางรังสี ดังรูปที่ 2.3 เมื่อลำรังสีที่มีความเข้ม  $I_0$  ผ่านส่วนที่เป็นกระดูก (b:bone) ที่มีสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล (mass attenuation coefficient) เป็น  $\mu_b$  ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) ความหนาแน่นเท่ากับ  $\rho_b$  ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) ความหนาเท่ากับ  $W_b(x)(\text{cm})$  และผ่านส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อ (s:soft tissue) ที่มีสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลเป็น  $m_s$  ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ) ความหนาแน่นเท่ากับ  $\rho_s$  ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) ความหนาเท่ากับ  $W_s(x)(\text{cm})$  ความเข้มของรังสีจะลดลงเหลือดังสมการ  $I(x) = I_0 e^{-m_s W_s(x) - m_b W_b(x)}$  ค่าที่ได้จะเป็นความหนาแน่นของกระดูก bone mineral density (BMD) ในหน่วยกรัมต่อตารางเซนติเมตร ( $\text{g}/\text{cm}^2$ )

### 3. Single energy x-ray absorptiometry (SEXA)

ใช้หลักการเช่นเดียวกับวิธี SPA แต่ใช้แหล่งกำเนิดรังสีเป็นรังสีเอกซ์ ซึ่งจะสามารถใช้นานกว่า ไม่ต้องเปลี่ยนแหล่งกำเนิดรังสีบ่อย ๆ เพราะไม่มีการสลายตัวเหมือนสารกัมมันตรังสีใน SPA



รูปที่ 2.3 แสดงหลักการทำงานของ SPA/SXA โดย

ก. บน แสดงวิธีการสแกนต้นแขนในอากาศ ซึ่งแหล่งกำเนิดรังสีและหัวรับรังสีจะเคลื่อนไปด้วยกัน

ก. ล่าง แสดงถึงการดูดกลืนรังสีของการสแกนในภาพ ก. บน

ข. บนและล่าง แสดงวิธีการสแกนต้นแขนในน้ำ และแสดงถึงการดูดกลืนรังสีของการสแกน ซึ่งการดูดกลืนรังสีในบริเวณน้ำและเนื้อเยื่อจะเท่ากันใช้เป็นเส้นขอบ (baseline) ในการแยกส่วนของกระดูกออกจากเนื้อเยื่อ

#### 4. Dual photon absorptiometry (DPA)

การวัดค่า BMD ของกระดูกแขนโดยใช้ SPA นั้น แม้ว่าจะสัมพันธ์กับกระดูกทั้งตัว แต่วิธีนี้ไม่สามารถวัดค่า BMD ของกระดูกสันหลังและกระดูกสะโพกได้อย่างแม่นยำ จึงได้มีการพัฒนาเทคนิค DPA ขึ้น หลักการของเครื่อง DPA ก็เหมือนกับ SPA แต่จะใช้แหล่งกำเนิดรังสีที่ให้รังสี 2 พลังงาน เช่น Gd-153 ซึ่งให้พลังงาน 40 keV และ 100 keV ซึ่งเนื้อเยื่อและกระดูกจะมีการดูดกลืนรังสีไม่เท่ากัน

#### 5. Dual energy x-ray absorptiometry (DEXA)

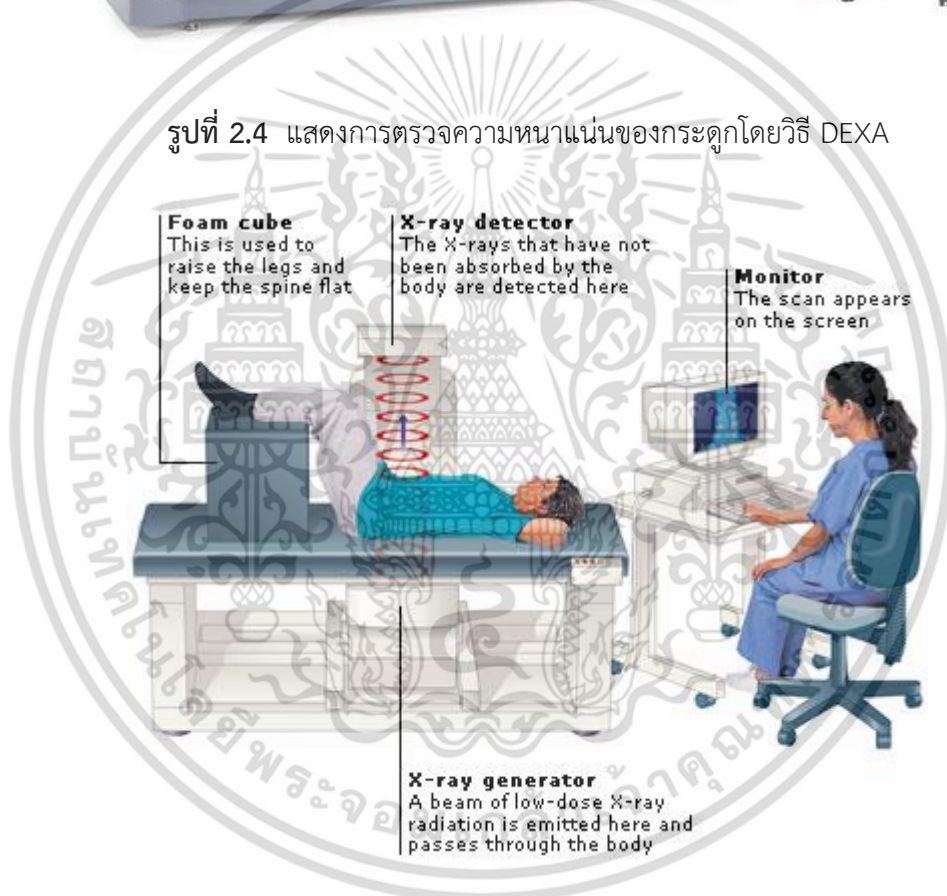
DEXA ดังรูปที่ 2.4 เป็นวิธีหาความหนาแน่นของกระดูก โดยการใช้รังสีเอกซ์ 2 พลังงาน ซึ่งได้พัฒนามาทดแทนวิธี DPA เนื่องจากปัญหาของการเปลี่ยนแหล่งกำเนิดรังสี รวมทั้งความไม่แม่นยำของการตรวจเมื่อสารกัมมันตรังสีมีการสลายตัว นอกจากนี้วิธีนี้ยังมีความคมชัด และใช้เวลาสแกนน้อยกว่าวิธี DPA การตรวจ BMD โดยใช้ DEXA สามารถทำได้ทั้งกระดูกสันหลังส่วนเอว (lumbar spine) ดังรูปที่ 2.5 กระดูกสะโพก (hip) ดังรูปที่ 2.6 และกระดูกบริเวณส่วนแขนท่อนระหว่างข้อศอกจนถึงข้อมือ (distal forearm) ดังรูปที่ 2.7 สำหรับการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA เป็นการตรวจที่นิยมใช้มากที่สุดในปัจจุบัน นอกจากการนำมาใช้ในแง่ของการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน (osteoporosis) แล้ว ในการศึกษาใหญ่หลายการศึกษาได้นำเอา DEXA มาใช้ในการทำนายความเสี่ยงของการเกิดกระดูกหัก (fracture risk) ซึ่งเครื่องรุ่นหลัง ๆ สามารถสแกนท่าข้าง (lateral) ได้ในเวลาไม่กี่วินาที เพื่อใช้ร่วมในการประเมิน fracture risk เนื่องจากพบว่าหากพบการหักของกระดูกสันหลังส่วนเอว (lumbar) จะเพิ่มความเสี่ยงต่อการหักที่อื่นถึง 4 เท่าที่กระดูกสันหลัง (vertebra) เท่าที่กระดูกสะโพก (hip) และ 3 เท่าที่อื่น ๆ นอกจากนี้ยังนำมาใช้ประเมิน

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ประสิทธิภาพของการรักษา ถึงแม้การตรวจนี้จะใช้เอ็กซเรย์ แต่ให้ปริมาณรังสีน้อยกว่าการตรวจเอ็กซเรย์ปอดมาก

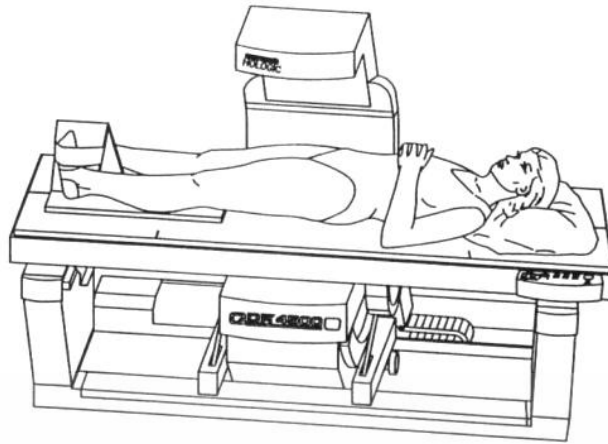


รูปที่ 2.4 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA

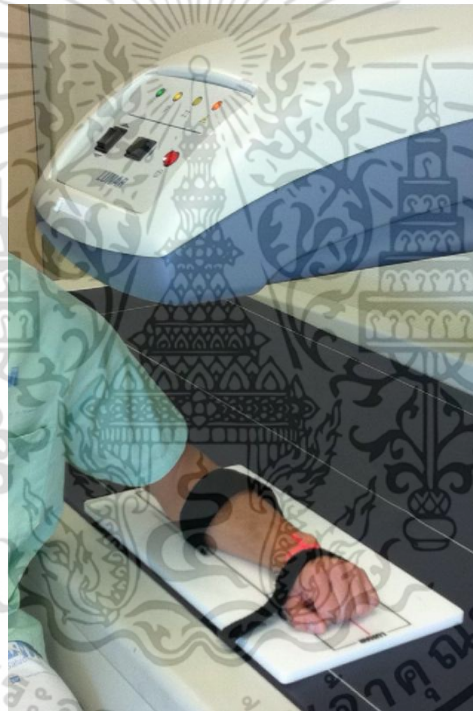


รูปที่ 2.5 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ lumbar spine

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.6 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ hip



รูปที่ 2.7 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ distal forearm

#### 6. Quantitative ultrasound (QUS)

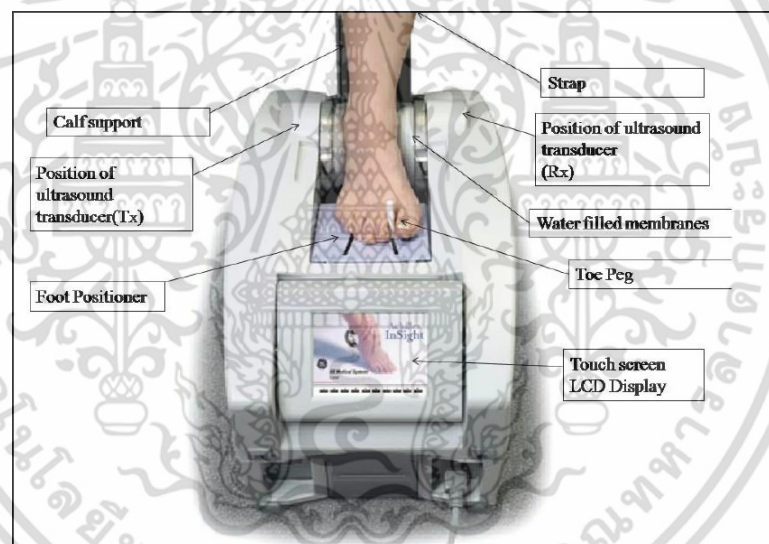
อัลตราซาวด์ (Ultrasound) เป็นวิธีที่ใช้คลื่นเสียงความถี่สูงในการตรวจความหนาแน่นของกระดูกสันเท้า (calcaneous) ด้วยการวางสันเท้าระหว่างทรานสดิวเซอร์ (transducer) 2 ตัว ตัวหนึ่งเป็นต้นกำเนิดเสียง (transmitter) ให้เสียงวิ่งผ่านกระดูกสันเท้าไปยังทรานสดิวเซอร์อีกตัวหนึ่งที่อยู่ตรงข้าม เป็นตัวรับสัญญาณเสียง (receiver) โดยที่ต้องใช้เจลหรือน้ำเป็นตัวกลางระหว่างผิวของทรานสดิวเซอร์ที่ติดกับกระดูกสันเท้า เพื่อไม่ให้เกิดการสูญเสียสัญญาณเสียง สัญญาณเสียงที่ได้รับหลังจากการผ่านกระดูกสันเท้า นำมาเป็นตัวกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่เราเรียกว่า quantitative ultrasound (QUS) ดังรูปที่ 2.8 ซึ่งมีตัวบ่งชี้ถึงความหนาแน่นของกระดูกดังนี้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

- ความเร็วของเสียง (Speed of sound: SOS)
- การลดลงของความเข้มเสียง (Broad band ultrasound attenuation: BUA)
- Quantitative ultrasound index (QUI) หรือ stiffness

ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของ quantitative ultrasound (QUS) มีความสัมพันธ์กับโครงสร้างและคุณสมบัติของเซลล์กระดูก โดยค่า SOS เป็นตัวบ่งชี้ถึงความหนาแน่น และความยืดหยุ่นของกระดูก ส่วนค่า BUA บ่งบอกถึงความหนาแน่นของโครงสร้างในระดับโมเลกุล (microarchitecture) การเรียงตัว (orientation) และความยืดหยุ่นของกระดูก ดังนั้นค่า QUI เป็นตัวที่ช่วยเพิ่มความไวของการตรวจโครงสร้างของกระดูกในแง่ความหนาแน่น รวมทั้งช่วยทำนายถึงความยืดหยุ่น และโอกาสการเกิดกระดูกหัก (future fracture risk)

มีการศึกษาเมื่อเร็ว ๆ นี้ พบว่าสามารถนำมาใช้ในการทำนาย non-spine fracture ได้ถึง 10 ปี ทั้งในเพศหญิงและเพศชาย และเมื่อนำมาใช้ร่วมกับ DEXA อาจจะช่วยเพิ่มการทำนาย fracture ได้ อย่่างไรก็ตามเนื่องจากการตรวจนี้เป็น การตรวจที่ peripheral bone จึงมีความไวไม่เท่า การตรวจกระดูกสันหลังและสะโพก ซึ่งมักพบว่ามีความผิดปกติก่อน และพบว่าการเปลี่ยนแปลงของความหนาแน่นกระดูกจะช้ากว่าที่กระดูกสันหลัง จึงไม่อาจนำมาใช้ในการติดตามผลการรักษาได้



รูปที่ 2.8 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี QUS

## 7. Quantitative computed tomography (QCT)

เป็นการตรวจที่สามารถแยกวัดความหนาแน่นของกระดูกเปลือกแข็ง (cortical) และกระดูกเนื้อพรุน (Trabecular bone) ได้หลายตำแหน่ง แต่ที่นิยมคือการวัดความหนาแน่นกระดูกเนื้อพรุนที่กระดูกสันหลัง ดังรูปที่ 2.9 ซึ่งจะทำให้การเปรียบเทียบระหว่างความหนาแน่นของกระดูกกับเครื่องมือพิเศษที่วางอยู่ใต้ตัวผู้ป่วยขณะตรวจ การตรวจนี้วัดเป็นปริมาตร (volume) ดังนั้นค่า BMD ที่ได้จึงมีหน่วยเป็นกรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) ต่างจากการตรวจอื่นที่วัดเป็นพื้นที่ จึงให้หน่วยเป็นกรัมต่อตารางเซนติเมตร ( $\text{g}/\text{cm}^2$ )

การตรวจนี้ไม่นิยมใช้กันในทางคลินิกเนื่องจากมีราคาแพง ให้ปริมาณรังสีต่อผู้ป่วยสูง และการทำนาย fracture ที่ spine ก็พอ ๆ กับวิธี DEXA แต่มีการนำมาใช้ในการวิจัยเพื่อดูการเอกซเรย์เป็นเอกซเรย์ทรวงอกสำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เปลี่ยนแปลงของ trabecular bone ซึ่งจะเห็นการเปลี่ยนแปลงที่ไวกว่าการตรวจวิธีอื่น ๆ ซึ่งไม่สามารถแยกกระดูกเนื้อพรุน (Trabecular bone) และกระดูกเปลือกแข็ง (cortical) ออกจากกันได้



รูปที่ 2.9 แสดงการตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี QCT

## 2.3 ความรู้เกี่ยวกับเอ็กซเรย์

รังสีเอกซ์ (X-ray หรือ Röntgen ray) เป็นรังสีที่ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า มีลักษณะเป็นคลื่นและอนุภาคของแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีช่วงคลื่นสั้น ความยาวคลื่นตั้งแต่ 0.01 ถึง 10 นาโนเมตร ซึ่งอยู่ระหว่างรังสีแกมมา (gamma ray) กับรังสีอัลตราไวโอเล็ต (ultraviolet) ในด้านคุณสมบัติของเอ็กซเรย์จะมีความคล้ายคลึงกับแสงสว่างธรรมดา แต่แตกต่างกันที่เอ็กซเรย์มีอำนาจในการทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่าง ๆ ได้มากบ้างน้อยบ้าง ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับความหนาแน่นทึบ และน้ำหนักอะตอมของวัตถุที่ผ่าน นอกจากนั้นเอ็กซเรย์ยังทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมีชีวะอีกด้วย ในเบื้องต้นจึงมีการใช้รังสีเอกซ์สำหรับถ่ายภาพเพื่อช่วยการวินิจฉัยโรคทางการแพทย์

### 2.3.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซเรย์

เอ็กซเรย์ถูกค้นพบครั้งแรกในปี ค.ศ. 1895 โดยนักฟิสิกส์ชาวเยอรมันชื่อ วิลเฮม คอนราด เรินท์เกน (Wilhelm Conrad Roentgen) การพบนี้เกิดขึ้นในวันที่ 8 พฤศจิกายน ค.ศ. 1895 ภายในห้องทดลองของมหาวิทยาลัยวูซบูร์ก (Wurzburg) ประเทศเยอรมัน เรินท์เกนได้พบรังสีนี้อย่างบังเอิญ ในขณะที่เขากำลังทำการทดลองเกี่ยวกับเรื่อง Absorption of cathode rays โดยใช้หลอดทดลองที่เรียกว่า Crookes' tube ซึ่งเขาสังเกตเห็นว่ารังสีแคโทดที่ออกมาจากหลอดทดลองทำให้กระดาษแข็งที่ฉาบด้วยแร่แบเรียมแพลทินไซยาไนด์ (Barium platinocyanide) เกิดเรืองแสงขึ้น โดยระยะใกล้ที่สุดที่ยังมีการเรืองแสงบนกระดาษแข็งคือ 120 เซนติเมตร ในขณะที่เดียวกันเขาสังเกตเห็นอีกว่าตัวอักษร A ที่ทำด้วยแบเรียมแพลทินไซยาไนด์ที่อยู่ห่างออกไปเกือบสิบฟุตเกิดเรืองแสงขึ้นด้วยทั้งที่ไม่ได้อยู่ในระยะของรังสีแคโทด ทำให้เขาคิดว่าจะต้องมีรังสีบางอย่างเกิดขึ้นจากหลอดรังสีแคโทด และมีอำนาจทะลุผ่านสูงจนสามารถผ่านผนังหลอดแคโทดไปยังก้อนแร่ได้ เรินท์เกนจึงคิดว่าเขาได้ค้นพบรังสีชนิดใหม่ขึ้นแล้ว โดยให้ชื่อว่า "X-rays" จากนั้นเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ต่อมาทำการสังเกตถึงการทะลุทะลวงของเอ็กซเรย์ผ่านกระดาษ ผ่านโลหะ แม้กระทั่งผ่านเนื้อหนังของคน และเขาเอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นอนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ได้ถ่ายภาพรังสีจากมือของภรรยาเขาไว้ด้วย จนในที่สุดเขาจึงประกาศให้โลกรู้ว่าเขาได้ค้นพบ  
เอ็กซ์เรย์ขึ้นเป็นคนแรก



รูปที่ 2.10 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ภาพแรก

### 2.3.2 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซ์เรย์

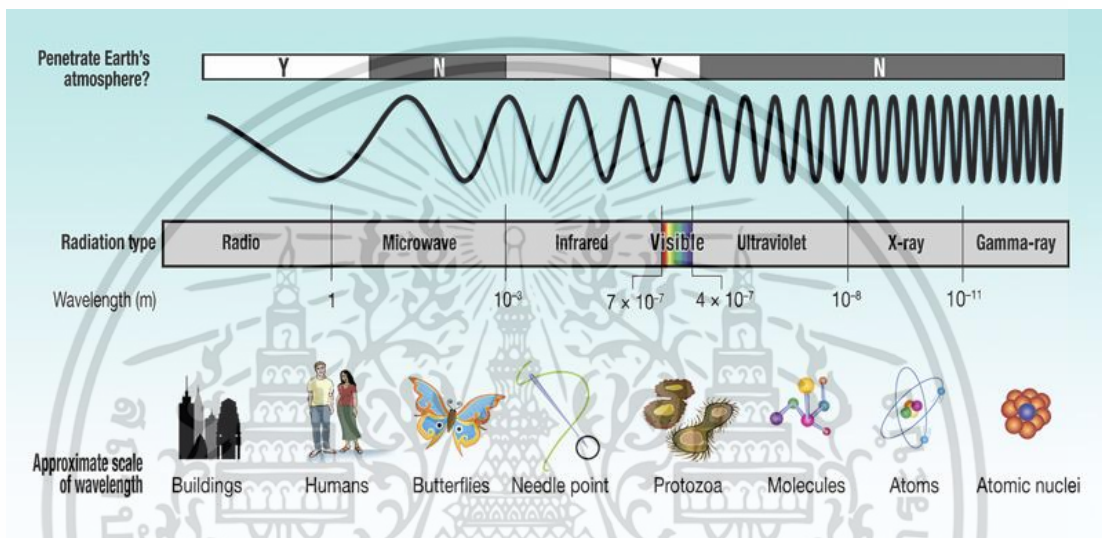
1. รังสีเอกซ์เป็นทั้งคลื่นและอนุภาค การที่มีสมบัติเป็นคลื่นเพราะมีการสะท้อน การหักเห การแทรกสอด และการเลี้ยวเบน ส่วนการที่มีสมบัติเป็นอนุภาคเพราะมีโมเมนตัมเหมือนอนุภาคทั่วไป
2. รังสีเอกซ์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า ไม่สามารถที่จะถูกเบี่ยงเบนโดยสนามแม่เหล็กและสนามไฟฟ้า มีความยาวคลื่นในช่วงประมาณ  $1.3 \times 10^{-11}$  ถึง  $4.8 \times 10^{-11}$  เมตร จึงไม่สามารถมองเห็นได้
3. รังสีเอกซ์มีช่วงคลื่นสั้นมาก คืออยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.04-1000 อังสตรอม ซึ่งอยู่ในช่วงระหว่างรังสีแกมมากับรังสีอัลตราไวโอเล็ต
4. รังสีเอกซ์ประกอบด้วยรังสีที่มีความยาวคลื่นแตกต่างกันมาก เคลื่อนที่เป็นเส้นตรงด้วยความเร็วเท่ากับความเร็วแสงคือมีค่า  $3 \times 10^8$  เมตรต่อวินาที ในสุญญากาศ
5. รังสีเอกซ์สามารถทะลุผ่านวัตถุที่ไม่หนาจนเกินไป และมีความหนาแน่นน้อย ๆ ได้ เช่น กระดาษ ไม้ เนื้อเยื่อของคนและสัตว์ แต่ถ้าผ่านวัตถุที่มีความหนาแน่นมาก ๆ เช่น แพลตินัม ตะกั่ว กระจก คอนกรีต อำนาจทะลุผ่านก็จะลดลง
6. รังสีเอกซ์สามารถทำให้อากาศแตกตัวเป็นไอออนได้ จากการปล่อยประจุไฟฟ้าเมื่อผ่านไปสู่อากาศหรือก๊าซ
7. รังสีเอกซ์สามารถทำให้ผลึกบางชนิดเรืองแสง และแสงที่เรืองออกมาสามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าได้
8. รังสีเอกซ์ถูกดูดกลืนโดยสสารทุกชนิดมากบ้างน้อยบ้าง ขึ้นอยู่กับความหนาแน่น และน้ำหนักของอะตอมของสสารนั้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

9. รังสีเอกซ์เกิดจากการที่อนุภาคอิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงวิ่งไปชนเป้า อิเล็กตรอนดังกล่าวนี้จะไปชนอิเล็กตรอนตัวอื่น ๆ ที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้าให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจร ทำให้ตำแหน่งนั้นว่าง อิเล็กตรอนในชั้นที่มีพลังงานสูงกว่าจะเข้ามาแทนที่ โดยคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของรังสีเอกซ์และความร้อน

10. รังสีเอกซ์ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมีได้ เช่นเมื่อรังสีเอกซ์ไปถูกฟิล์มถ่ายรูปจะทำให้ฟิล์มดำ จึงนำผลอันนี้มาใช้ในการถ่ายภาพบนฟิล์มเอ็กซ์เรย์

11. รังสีเอกซ์ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีวะ เป็นต้นว่าทำให้เซลล์ของร่างกายเปลี่ยนแปลงหรือเกิดการผ่าเหล่าถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมากและนานพอ



รูปที่ 2.11 แสดงประเภทของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

### 2.3.3 การเกิดเอ็กซ์เรย์

ทฤษฎีอิเล็กตรอนสมัยปัจจุบันอธิบายถึงการเกิดรังสีเอกซ์ว่า ธาตุประกอบด้วยอะตอมจำนวนมากในอะตอม แต่ละตัวมีนิวเคลียสเป็นใจกลาง และมีอิเล็กตรอนวิ่งวนเป็นชั้น ๆ ธาตุเบาจะมีอิเล็กตรอนวิ่งวนอยู่น้อยชั้น ส่วนธาตุหนักจะมีอิเล็กตรอนวิ่งวนอยู่หลายชั้น เมื่ออะตอมธาตุหนักถูกยิงด้วยกระแสอิเล็กตรอน จะทำให้อิเล็กตรอนที่อยู่ชั้นในถูกชนกระเด็นออกมาร่วงอยู่รอบนอก ซึ่งมีภาวะไม่เสถียรและจะหลุดตกไปวิ่งวนอยู่ชั้นในอีก พร้อมกับปล่อยพลังงานออกในรูปรังสี ถ้าอิเล็กตรอนที่ยิงเข้าไปมีพลังงานมาก ก็จะเข้าไปชนอิเล็กตรอนในชั้นลึก ๆ ทำให้ได้รังสีที่มีพลังงานมาก เรียกว่า ฮาร์ดเอ็กซ์เรย์ (hard x-ray) ถ้าอิเล็กตรอนที่ยิงยังมีพลังงานน้อยเข้าไปได้ไม่ลึกนัก จะให้รังสีที่เรียกว่า ซอฟต์เอ็กซ์เรย์ (soft x-ray)

กระบวนการเกิดหรือการผลิตรังสีเอกซ์ทั้งในธรรมชาติและโดยฝีมือมนุษย์ มีอยู่ 2 วิธี คือ วิธีที่ 1 เป็นวิธีผลิตหรือกำเนิดรังสีเอกซ์จากการเคลื่อนที่ของอนุภาคที่มีประจุไฟฟ้า เช่น อิเล็กตรอน โปรตอนหรืออะตอม อย่างมีความเร่ง กล่าวคืออนุภาคที่มีประจุไฟฟ้าเหล่านี้เคลื่อนที่ด้วยความเร็วสูงขึ้น และตามธรรมชาติของอนุภาคที่มีประจุไฟฟ้าเหล่านี้เองที่ต้องปล่อยพลังงานออกมาในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าอย่างที่ไม่มียะไรไปห้ามได้ ซึ่งถ้าคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกปล่อยออกมามีความถี่สูงพอ ก็จะเป็นรังสีเอกซ์ การกำเนิดรังสีเอกซ์วิธีนี้จึงเป็นวิธีที่นักวิทยาศาสตร์นิยมใช้ในการผลิตรังสีเอกซ์

ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ในห้องทดลองวิทยาศาสตร์ วิธีที่ 2 เป็นวิธีผลิตรังสีเอกซ์โดยการยิงลำอนุภาคอิเล็กตรอนใส่แผ่นโลหะ เช่น ทังสเตน อิเล็กตรอนที่เป็นกระสุนจะวิ่งไปชนอิเล็กตรอนของอะตอมโลหะที่เป็นเป้า ทำให้อิเล็กตรอนที่ถูกชนเปลี่ยนตำแหน่งการโคจรรอบนิวเคลียส เกิดตำแหน่งที่ว่างของอิเล็กตรอนในวงโคจรรอบนิวเคลียสเดิม อิเล็กตรอนตัวอื่นซึ่งอยู่ในตำแหน่งวงโคจรที่มีพลังงานสูงกว่าจะกระโดดเข้าไปแทนที่ของอิเล็กตรอนเดิมแล้วปล่อยพลังงานออกมาในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า นั่นก็คือรังสีเอกซ์ เครื่องฉายรังสีเอกซ์ที่ใช้กันทั่วไปในโรงพยาบาลและในโรงงานอุตสาหกรรม ล้วนเป็นเครื่องผลิตรังสีเอกซ์จากวิธีการนี้ สำหรับการเกิดของเอ็กซ์เรย์นี้อาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการดังนี้

1. ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็กตรอนหรือการแยกอิเล็กตรอนนอกจากอะตอมของโลหะ อิเล็กตรอนจะเกิดขึ้นหรือแยกจากอะตอมของโลหะที่ทำเป็นไส้หลอดเอ็กซ์เรย์ โดยการที่เราผ่านกระแสไฟฟ้าเข้าไปในไส้หลอด จนกระทั่งไส้หลอดร้อนขึ้นประมาณ 2000 องศาเซลเซียส หรือมากกว่านั้น จะมีผลทำให้เกิดเทอร์มิโอนิกอิมิชัน (Thermionic Emission) คืออิเล็กตรอนหลุดออกจากเซลล์หรือวงโคจรของมันเมื่อถูกความร้อน อิเล็กตรอนที่หลุดออกมานี้จะมาออกันอยู่รอบ ๆ ผิวหน้าของโลหะจนกลายเป็นกลุ่ม เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็กตรอนไม่สามารถหลุดพ้นไปจากผิวหน้าโลหะ เพราะว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนและอะตอมของโลหะยังมีอยู่

2. การทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดและเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูง วิธีที่จะทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุดจากอะตอมไปได้ คือต้องหาสิ่งที่มีพลังงานหรือแรงดึงดูดมากกว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอนกับอะตอมของโลหะมาดึงดูดอิเล็กตรอน สิ่งนั้นก็คือ ไฟฟ้าแรงสูง (High voltage) ไฟฟ้าแรงสูงนั้นนอกจากจะทำให้อิเล็กตรอนหลุดจากผิวหน้าของโลหะแล้ว ยังทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่หรือวิ่งไปด้วยความเร็วสูง กล่าวอีกอย่างหนึ่งคือต้องทำให้ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกและขั้วลบให้ต่างกันอย่างมีค่ามากขึ้นเท่าใด ก็ยิ่งทำให้อิเล็กตรอนหลุดจากผิวหน้าของไส้หลอดได้มาก และวิ่งไปด้วยความเร็วสูงขึ้น ความต่างศักย์ 100 กิโลโวลต์ จะทำให้อิเล็กตรอนมีความเร็วเท่ากับประมาณ 165 กิโลเมตรต่อวินาที

3. การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนวิ่งผ่านไปไม่มีสิ่งกีดขวาง จึงจะทำให้อิเล็กตรอนวิ่งไปด้วยความเร็วสูง ดังนั้นภายในหลอดเอ็กซ์เรย์จึงเป็นสุญญากาศ เพราะถ้ามีอากาศหรือก๊าซอยู่ภายในหลอดแม้เพียงเล็กน้อยก็ตามความเร็วของอิเล็กตรอนจะลดลง เนื่องจากเกิดไอออนไนเซชัน (Ionization)

4. การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้ม จะต้องมียุทธวิธีที่จะให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ไปในแนวทิศทางเดียวกัน นั่นคือพุ่งไปหาจุดโฟกัสของเป้าด้วยปริมาณความเข้มที่มากพอสมควร ซึ่งทำให้ได้โดยการใช้เครื่องมือที่เรียกว่า Electron focusing device คอยควบคุมให้อิเล็กตรอนส่วนใหญ่ไปตกในบริเวณจุดโฟกัสของเป้า

5. การทำให้อิเล็กตรอนหยุดวิ่งในทันทีทันใด การที่จะทำให้อิเล็กตรอนที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงนี้หยุดวิ่งในทันทีทันใด ทำได้โดยหาวัตถุมาถนัดหรือขวางอิเล็กตรอน วัตถุนั้นก็คือนิวเคลียสเป้า ผลที่เกิดขึ้นคือเกิดการชนหรือกระทบกันระหว่างอิเล็กตรอนกับเป้าอย่างแรง อิเล็กตรอนดังกล่าวจะไปชนอิเล็กตรอนที่อยู่ในวงโคจรของอะตอมของเป้านั้นให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจร และจะมีอิเล็กตรอนจากวงโคจรอื่น ๆ ที่อยู่ถัดไปวิ่งเข้ามาแทน แต่เนื่องจากพลังงานของอิเล็กตรอนในแต่ละวงโคจรจะไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมีการคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน โดยส่วนใหญ่จะเป็นความร้อนมากกว่า กล่าวคือจากพลังงานของอิเล็กตรอนทั้งหมดที่วิ่งไปสู่เป้านั้น 99.8% จะเปลี่ยนเป็นความร้อน และ 0.2% เป็นเอ็กซ์เรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.3.4 ประโยชน์และโทษของเอ็กซ์เรย์

การเอ็กซ์เรย์สามารถตรวจภาพของเซลล์ เนื้อเยื่อ อวัยวะได้เกือบทุกชนิด ในทุกเพศและทุกวัย ดังนั้นจึงเป็นประโยชน์อย่างมากต่อแพทย์ในการใช้ช่วยวินิจฉัยโรคได้ถูกต้องแม่นยำขึ้น อันนำไปสู่การรักษาที่มีประสิทธิภาพ การเอ็กซ์เรย์ที่นิยมตรวจมากที่สุด คือเอ็กซ์เรย์ปอด เพื่อดูโรคของปอด หัวใจ ช่องปอด และกระดูกซี่โครง และเอ็กซ์เรย์กระดูกและฟัน เพื่อดูโรคต่าง ๆ ของกระดูกและของฟัน โดยเฉพาะภาวะกระดูกหัก ฟันผุ และฟันคุด อย่างไรก็ตามเอ็กซ์เรย์เป็นรังสีที่มีพลังงานได้หลายระดับ และก่อให้เกิดการบาดเจ็บของเซลล์ได้ทุกชนิด การบาดเจ็บจะมากหรือน้อยขึ้นกับปริมาณ และระดับพลังงานของเอ็กซ์เรย์ที่เซลล์ได้รับ รวมทั้งอายุของเซลล์ด้วย โดยเซลล์ตัวอ่อน เช่น เซลล์ของทารกในครรภ์ อาจส่งผลให้เกิดการแท้งหรือความพิการของทารกได้ เมื่อได้รับเอ็กซ์เรย์จะมีโอกาสเกิดการบาดเจ็บได้สูงกว่าเซลล์ผู้ใหญ่ ดังนั้นนอกจากประโยชน์ที่ได้รับ ถ้าใช้เอ็กซ์เรย์พร่ำเพรื่อ อาจทำให้เซลล์ร่างกายได้รับปริมาณรังสีสูง จนอาจก่อการบาดเจ็บต่อเซลล์ได้ โดยเฉพาะในระยะยาวคือหลาย ๆ ปีผ่านไป ซึ่งอันตรายที่สำคัญคือการบาดเจ็บของเซลล์จากรังสี อาจส่งผลให้เซลล์ที่ได้รับรังสีเกิดการเปลี่ยนแปลงจนกลายเป็นเซลล์มะเร็งหรือโรคมะเร็งได้ กล่าวคือการแพทย์จัดเอ็กซ์เรย์เป็นรังสีที่สามารถก่อมะเร็งได้ชนิดหนึ่ง จากผลกระทบของเอ็กซ์เรย์ดังกล่าวแล้ว แพทย์จึงจะให้การตรวจด้วยเอ็กซ์เรย์เฉพาะต่อเมื่อมีข้อบ่งชี้ว่าจำเป็นสำหรับผู้ป่วยเท่านั้น

### 2.3.5 หน่วยวัดปริมาณรังสี

หน่วยที่ใช้วัดเอ็กซ์เรย์สามารถแบ่งได้ 2 ลักษณะ คือ การวัดคุณภาพและการวัดปริมาณ

1. การวัดคุณภาพ คือ การวัดคุณสมบัติในการฉายทะลุวัตถุต่าง ๆ มี 3 วิธีคือ

- โดยการวัดความยาวคลื่น ความยาวคลื่นสั้นมีอำนาจทะลุทะลวงได้มาก
- โดยการวัดพลังงานของรังสีเป็นอิเล็กตรอนโวลต์ (Electron volt) พลังงานมากมีอำนาจทะลุทะลวงมาก

$$1 \text{ อิเล็กตรอนโวลต์} = 1.60 \times 10^{-12} \text{ เอิร์ก}$$

$$1 \text{ วัตต์} = 107 \text{ เอิร์กต่อวินาที}$$

$$1 \text{ แรมม่า} = 746 \text{ วัตต์}$$

$$= 7.46 \times 10^9 \text{ เอิร์กต่อวินาที}$$

$$= 4.66 \times 10^{21} \text{ อิเล็กตรอนโวลต์ต่อวินาที}$$

- โดยการวัดอำนาจทะลุโลหะ (Half value layer; H.V.L) มีความหนาเป็นมิลลิเมตรของโลหะ เช่น ทองแดงหรืออะลูมิเนียมที่สามารถกรองเอ็กซ์เรย์แล้วลดปริมาณรังสีลงได้ครึ่งหนึ่งของปริมาณเดิม

2. การวัดปริมาณ สามารถวัดได้ใน 2 ลักษณะคือ

- ปริมาณและรังสีที่มนุษย์สัมผัส (Expose radiation)
- ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย (Absorbed radiation) หน่วยต่าง ๆ ที่ใช้

ในการวัดได้แก่

คูรี (Curie; Ci) เป็นหน่วยวัดที่ใช้กันทั่ว ๆ ไป โดยตั้งชื่อขึ้นหลังจากมาตามแมรี คูรี และสามีปีแอร์ คูรีได้ค้นพบธาตุเรเดียม คูรีเป็นหน่วยวัดความแรงของรังสีโดยกำหนดว่าสารกัมมันตรังสีที่สลายตัวในอัตรา  $3.7 \times 10^{10}$  ครั้งต่อวินาทีจะมีความแรงเท่ากับ 1 คูรี ตัวอย่างเช่น EPA (Environmental Protection Agency ใน USA) เปรียบเทียบการหายใจเอาสารเรดอน ซึ่งเป็นธาตุ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนลิขสิทธิ์ภายใต้การดูแลของสำนักงานคุ้มครองข้อมูลส่วนบุคคล ไม่ว่าการณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้คัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

กัมมันตรังสีชนิดหนึ่งเข้าไปวันละ 10 ปีแอร์คูรีต่อลิตรของอากาศ ( $1\text{Pci} = 1$  ส่วนล้านล้านส่วน Ci) จะเกิดอัตราเสี่ยงต่อการเป็นโรคมะเร็งพอ ๆ กับการสูบบุหรี่วันละ 1 ซอง

ในปี พ.ศ. 2471 ที่ประชุมรังสีแพทยนานาชาติได้ตกลงกันที่กรุงสตอกโฮล์ม ประเทศสวีเดนให้วัดปริมาณเอ็กซ์เรย์ด้วยหน่วยเรินต์เกน ซึ่งต่อมาในปี พ.ศ. 2480 ในการประชุมเดียวกันที่นครชิคาโก ประเทศสหรัฐอเมริกาได้ตกลงให้ใช้หน่วยเรินต์เกนวัดปริมาณรังสีแกมมาด้วย เพราะรังสีแกมมาและเอ็กซ์เรย์มีลักษณะเหมือนกันทุกอย่าง นอกจากกำเนิดไม่เหมือนกันคือเอ็กซ์เรย์มนุษย์ทำขึ้น แต่รังสีแกมมาเกิดโดยธรรมชาติรังสี 1 เรินต์เกนฉายผ่านอากาศแห้งจำนวน 0.001293 กรัม ที่ 0 องศาเซลเซียส ความดัน 760 มิลลิเมตรปรอท จะทำให้โมเลกุลของอากาศปล่อยไอออน ซึ่งมีไฟฟ้าสถิต 1 หน่วยประจุไฟฟ้าสถิตหรือ 1 อีเอสยู (electrostatic unit; e.s.u.) ถ้าคิดเป็นพลังงาน 1 เรินต์เกนจะเท่ากับ 83 เอร์กต่อกรัมอากาศหรือ 93 เอร์กต่อกรัม

เรป (roentgen equivalent physics; REP) คือจำนวนรังสีใด ๆ ที่ให้พลังงาน 93 เอร์กต่อ 1 ลูกบาศก์เซนติเมตร

เรม (roentgen equivalent man; REM) คือจำนวนรังสีใด ๆ ที่ให้ผลทางชีววิทยา เท่ากับผลที่เกิดจากเอ็กซ์เรย์ 1 เรินต์เกน

$$1 \text{ rad} = 1 \text{ rem}$$

$$1 \text{ rem} = 0.01 \text{ Sv}$$

$$1 \text{ rem} = 10 \text{ mSv}$$

แรด (roentgen absorbed dose; RAD) ในปี พ.ศ. 2496 ในการประชุมรังสีวิทยานานาชาติครั้งที่ 7 ที่นครโคเปนเฮเกน มีมติให้ใช้แรดเป็นหน่วยวัดปริมาณรังสีที่ถูกดูดโดยสิ่งมีชีวิตในรูปของพลังงานที่สะสมในช่วงเวลาหนึ่ง โดย 1 แรด มีค่าเท่ากับ 0.01 จูลต่อกิโลกรัม

$$1 \text{ rad} = 0.01 \text{ Joule/kilogram}$$

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

เกรย์ (Gray; Gy) เป็นหน่วยในระบบเอสไอ (SI unit) ของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย โดย 1 เกรย์ มีค่าเท่ากับ 1 จูลต่อกิโลกรัม

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ Joule/kilogram}$$

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rads}$$

ซีเวิร์ท (Sievert; SV) เป็นหน่วยในระบบเอสไอของจำนวนรังสีที่มากที่สุดที่มนุษย์สามารถได้รับความปลอดภัยเป็นจำนวนที่เรียกว่า relative biological effective (RBE) ซึ่ง  $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rems}$

### 2.3.6 ผลของรังสีต่อสิ่งมีชีวิต

รังสีที่แผ่ออกจากธาตุกัมมันตรังสีเมื่อผ่านเข้าไปในสิ่งมีชีวิตทั้งหลาย จะทำให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนของอะตอมตามแนวทางที่รังสีผ่านไป ทำให้เกิดผลเสียต่อสิ่งมีชีวิต 2 แบบ คือ

1. ผลของรังสีที่มีต่อร่างกาย คือเกิดเป็นผื่นแดงขึ้นตามผิวหนัง ผม่วรง เซลล์ตาย เป็นแผลเปื่อย เกิดเนื้อเส้นใยจำนวนมากที่ปอด เกิดโรคเม็ดโลหิตขาวมาก เกิดต่อกระดูกขึ้นในนัยน์ตา เป็นต้น ซึ่งผลที่เกิดขึ้นกับร่างกายจะเป็นมากหรือน้อย ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณของรังสีที่ได้รับ ส่วนของร่างกายที่ได้ และอายุของผู้ได้รับรังสี ดังนั้นถ้าผู้ได้รับรังสีมีอายุน้อยแล้วอันตราย เนื่องจากรังสีจะมีมากกว่าผู้ที่มีอายุมาก ในทารกแรกเกิดแล้วอาจได้รับอันตรายถึงพิการหรือเสียชีวิตได้ นอกจากนี้ผลของการเอกซเรย์นี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่นิยมนำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

รับรังสีแบบเฉียบพลัน ซึ่งมักเกิดจากอุบัติเหตุให้ได้รับรังสีปริมาณมากทันที ถ้ามากกว่า 50 เรมขึ้นไป จะมีอาการป่วยเนื่องจากรังสี ถ้ามากกว่า 400 เรม อาจทำให้ตายได้ ส่วนการรับรังสีเรื้อรังในปริมาณต่ำ ๆ เกิดกับผู้ที่อาชีพเกี่ยวกับรังสีโดยตรง อาจมีผลทำให้อายุเฉลี่ยสั้นกว่าปกติ เป็นมะเร็ง ต่อ กระจก เป็นต้น

2. ผลของรังสีที่เกิดขึ้นทางพันธุกรรม คือ เกี่ยวกับระบบเซลล์สืบพันธุ์ เพราะจะทำให้โครโมโซมเกิดการเปลี่ยนแปลง มีผลทำให้อาจเป็นหมันหรือเกิดการแตกเหล่า ซึ่งมีผลกระทบต่อลูกหลานทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงได้

### 2.3.7 การป้องกันรังสี

รังสีทุกชนิดมีอันตรายต่อสิ่งมีชีวิตทั้งนั้น จึงต้องทำการป้องกันไม่ให้ร่างกายได้รับรังสีหรือได้รับแต่เพียงปริมาณน้อยที่สุด ในกรณีที่ไม่สามารถหลีกเลี่ยงได้เนื่องจากต้องทำงานเกี่ยวข้องกับรังสีแล้ว ควรมีหลักยึดถือเพื่อปฏิบัติดังนี้

1. เวลาของการเผย (time of exposure) โดยใช้เวลาในการทำงานในบริเวณที่มีรังสีให้สั้นที่สุด เพราะปริมาณกำหนดของรังสีจะแปรตรงกับเวลาของการเผย

2. ระยะทาง (distance) การทำงานเกี่ยวกับรังสีควรอยู่ห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีมาก ๆ ทั้งนี้เพราะความเข้มของรังสีจะแปรผกผันกับกำลังสองของระยะทาง

3. เครื่องกำบัง (shielding) เครื่องกำบังที่วางกั้นระหว่างคนกับแหล่งกำเนิดรังสีจะดูดกลืนบางส่วนของรังสีหรืออาจจะทั้งหมดเลยก็ได้ ดังนั้นในกรณีที่ต้องทำงานใกล้กับสารกัมมันตรังสี และต้องใช้เวลาในการปฏิบัติงาน เราจำเป็นต้องใช้เครื่องกำบังช่วย เครื่องกำบังที่ดีควรเป็นพวกโลหะหนัก เพราะว่ามีอิเล็กตรอนอยู่เป็นจำนวนมาก ทำให้รังสีเมื่อวิ่งมาชนกับอิเล็กตรอนแล้วจะสูญเสียพลังงานไปหมด ตัวอย่างของเครื่องกำบัง เช่น แผ่นตะกั่ว แผ่นเหล็ก แผ่นคอนกรีต ใช้เป็นเครื่องกำบังพวกรังสีเอกซ์

### 2.3.8 การเตรียมตัวเมื่อต้องรับการตรวจรังสีวินิจฉัย

การเอ็กซเรย์ธรรมดาเป็นเรื่องไม่ยุ่งยาก ไม่ต้องมีการเตรียมล่วงหน้าเป็นพิเศษ ไม่ต้องงดอาหาร น้ำดื่ม และไม่มีการฉีดยาหรือฉีดยา เพียงแต่ใช้แสงจากรังสีเอกซ์เท่านั้น ซึ่งการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ธรรมดาใช้เวลาประมาณ 10 นาที ส่วนใหญ่เพื่อการจัดทำทางในการตรวจเพื่อให้ได้ภาพที่ถูกต้อง ใช้ตัวรังสีเองเพียงประมาณ 1 วินาทีเท่านั้น แต่ถ้าเป็นเอ็กซเรย์คลื่นหรือสแกนแบ่งจึงจะมีข้อเตรียมตัวเฉพาะกรณี ซึ่งจะได้รับคำแนะนำจากเจ้าหน้าที่เอ็กซเรย์พร้อมเอกสารแนะนำ ภายหลังจากตรวจเอ็กซเรย์สามารถใช้ชีวิตได้ตามปกติ ไม่จำเป็นต้องมีการดูแลพิเศษ ซึ่งเมื่อมีการคลื่นหรือสแกนแบ่ง แ่งเหล่านั้นจะถูกขับถ่ายออกจากร่างกายทางอุจจาระ ตามระบบขับถ่ายของแต่ละคนในวันรุ่งขึ้น และมักจะหมดไปภายใน 2-3 วัน ทั้งนี้รวมทั้งไม่มีรังสีใด ๆ หลงเหลืออยู่ในตัว สามารถคลุกคลีได้กับทุกคนตามปกติรวมทั้งหญิงตั้งครรภ์และเด็ก ๆ ทุกวัย อย่างไรก็ตามเพื่อให้การอ่านผลตรวจได้ถูกต้อง จึงต้องมีการเปลี่ยนเสื้อผ้าเป็นของโรงพยาบาลก่อนตรวจ และต้องไม่มีโลหะ เช่น สตางค์ เครื่องประดับต่าง ๆ รวมทั้งนาฬิกา หรือวัสดุใด ๆ รวมเข้ามาอยู่ในส่วนที่จะตรวจด้วย เช่น ผ้าเช็ดหน้า ทิชชู และกระเป๋าเงิน เพราะสิ่งเหล่านี้จะบดบังรังสีเอกซ์ และก่อให้เกิดภาพผิดปกติ ส่งผลให้แพทย์อ่านผลตรวจผิดพลาดได้ นอกจากนั้นในหญิงวัยเจริญพันธุ์ เพื่อป้องกันไม่ได้รับรังสีเอกซ์ในช่วงตั้งครรภ์ แพทย์ และเจ้าหน้าที่รังสีจึงจำเป็นต้องสอบถามถึงประวัติประจำเดือนก่อนการเอ็กซเรย์นี้เป็นเอกสารที่ส่งมอบไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตรวจเสมอ รวมทั้งผู้ป่วยเองก็ต้องตระหนักในข้อนี้ เมื่อมีการคลาดเคลื่อนของประจำเดือนหรือสงสัย อาจตั้งครรรค์ ควรต้องแจ้งแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสี เพื่อยกเลิกการเอ็กซเรย์หรืออาจต้องมีการตรวจ ภาวะตั้งครรรค์ทางห้องปฏิบัติการให้แน่ชัดจึงจะตรวจด้วยเอ็กซเรย์ได้

### 2.3.9 การประยุกต์ใช้เอ็กซเรย์ทางการแพทย์

ตั้งแต่การค้นพบของเรินท์เกินว่ารังสีเอกซ์สามารถบอกรูปร่างของกระดูกได้ รังสีเอกซ์จึง ได้ถูกพัฒนาเพื่อนำมาใช้ในการถ่ายภาพในการแพทย์ นำไปสู่สาขาที่เรียกว่ารังสีวิทยา โดยนักรังสี วิทยาได้ใช้ภาพถ่ายที่ได้มาใช้ในการช่วยการวินิจฉัยโรคนั่นเอง รังสีเอกซ์มักถูกนำมาใช้ในการตรวจหา สภาพทางพยาธิวิทยาของกระดูก แต่ก็สามารถหาความผิดปกติของบางโรคที่เป็นที่เนื้อเยื่อทั่วไปได้ ตัวอย่างที่พบเห็นได้ทั่วไป เช่น การเอ็กซเรย์ปอด ซึ่งสามารถบอกถึงความผิดปกติได้หลายโรค เช่น โรคปอดบวม (pneumonia) โรคมะเร็งปอด (lung cancer) หรือน้ำท่วมปอด (pulmonary edema) รวมถึงการเอ็กซเรย์ช่องท้อง เช่น การตรวจภาวะอุดตันในลำไส้เล็ก (ileus) ภาวะลมหรือ ของเหลวคั่งในช่องท้อง ในบางครั้งยังใช้ในการตรวจหานิวไคน้ำดีหรือนิวไคน้ำในกระเพาะปัสสาวะได้ รวมทั้งในบางกรณีสามารถใช้ในการถ่ายภาพเนื้อเยื่อบางชนิด เช่น สมองและกล้ามเนื้อได้ แต่นับแต่ ในปี 2005 รังสีเอกซ์ถูกขึ้นบัญชีในรัฐบาลสหรัฐอเมริกาว่าเป็นสารก่อมะเร็ง การถ่ายภาพเนื้อเยื่อส่วน ใหญ่จึงถูกพัฒนาโดยใช้เทคนิค CAT หรือ CT scanning (computed axial tomography) หรือใช้ เทคนิค MRI (magnetic resonance imaging) หรือ ultrasound ทดแทน ในปัจจุบันการรักษา โรคมะเร็งส่วนใหญ่ได้มีการนำรังสีมาช่วยในการรักษาโรค (radiotherapy) และได้มีการรักษาพยาธิ สภาพต่าง ๆ เช่น การรักษาแบบ real-time ในการผ่าตัดถุงน้ำดี การขยายหลอดเลือด (angioplasty) หรือการกลืนสาร barium enema เพื่อตรวจสภาพลำไส้เล็กและลำไส้ใหญ่โดยการใช้ fluoroscopy

### 2.3.10 การประยุกต์ใช้ทางด้านอื่น

รังสีเอกซ์ได้ถูกพัฒนานำไปใช้ในหลายสาขา เช่น การวิเคราะห์ลักษณะของอะตอม และ การผลิตโดยอาศัยการเบี่ยงเบนของรังสีเอกซ์ (x-ray crystallography) การวิจัยทางดาราศาสตร์ที่ อาศัยการปลดปล่อยรังสีเอกซ์ที่มาจากวัตถุในวัตถุ (x-ray astronomy) การถ่ายภาพและผลิตภาพใน ขนาดเล็ก (x-ray microscopic analysis) รวมทั้งการตรวจหารอยร้าวขนาดเล็กในโลหะ การติดตาม ผลของตัวอย่างในการวิจัยโดยอาศัยคุณสมบัติของรังสีเอกซ์ (x-ray fluorescence) รวมถึงใช้ตรวจหา อารูสปืนหรือระเบิดในกระเป๋าเดินทางเพราะจะเสี่ยงแก่การเป็นมะเร็งกระดูก

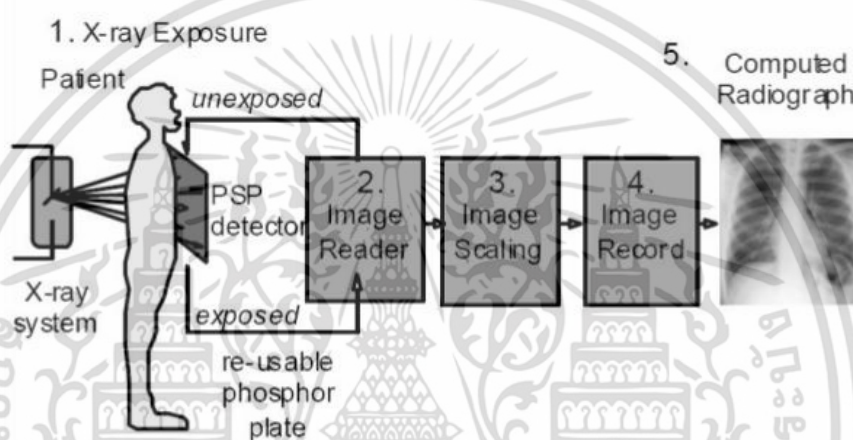
## 2.4 ประเภทของเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ในการแพทย์

ประเภทของเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ในการแพทย์ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้ จะกล่าวถึงเฉพาะเครื่อง เอ็กซเรย์ในระบบดิจิทัล ซึ่งเป็นระบบที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน

### 2.4.1 คอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟี (Computed Radiography, CR)

การถ่ายภาพรังสีทั่วไป (radiography) ในระยะเวลา 40 ปีที่ผ่านมาได้มีการนำเอาระบบ ภาพถ่ายฟิล์ม (screen film system) มาใช้งานอย่างกว้างขวาง และได้รับความนิยมต่อเนื่องมา เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

จนถึงปัจจุบัน การเปลี่ยนแปลงเกี่ยวกับฟิล์มหรือตลับบรรจุฟิล์มมักจะเป็นเรื่องของวัสดุที่ใช้ น้ำหนัก และความไวในการรับรังสี แต่รูปร่างลักษณะ รวมทั้งการใช้งานยังเหมือนเดิม อย่างไรก็ตามเมื่อเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์มีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว จนกระทั่งในปี ค.ศ. 1970 เริ่มมีการนำเอาเครื่องคอมพิวเตอร์มาใช้ร่วมกับการบันทึกภาพเอ็กซเรย์ โดยใช้แผ่นบันทึกภาพที่เรียกว่าอิมเมจเพลต (imaging plate) มาใช้แทนระบบภาพถ่ายฟิล์ม จากนั้นจึงนำเอาแผ่นอิมเมจเพลตที่ได้รับรังสีแล้วไปอ่านด้วยเครื่องอ่านภาพ (imaging reader) จากนั้นเครื่องจะถ่ายภาพที่ได้ลงบนแผ่นฟิล์มต่อไป อย่างไรก็ตามระบบนี้ยังมีข้อเสียอยู่บ้างคืออุปกรณ์ที่ใช้ไม่ว่าจะเป็นอิมเมจเพลต เครื่องอ่านภาพ รวมถึงตัวเครื่องเอ็กซเรย์ที่มีระบบ AEC. มีราคาที่สูง รวมทั้งการบำรุงรักษายุ่งยาก และจะต้องเสียค่าใช้จ่ายสูงด้วยเช่นกัน ส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตอร์เทเลเรดิโอกราฟสามารถแบ่งได้ดังนี้



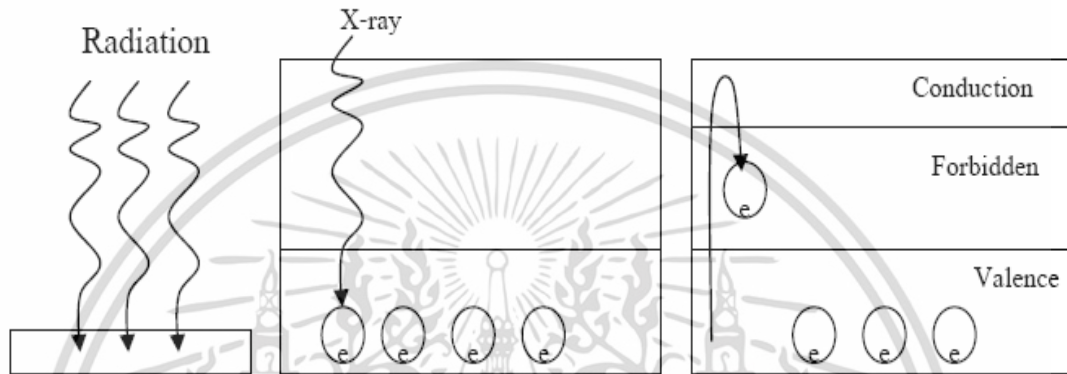
รูปที่ 2.12 แสดงผังการทำงานของระบบคอมพิวเตอร์เทเลเรดิโอกราฟฟี (CR)

1. อิมเมจเพลต (image plate) เป็นแผ่นรับสัญญาณ ทำหน้าที่รับเอ็กซเรย์ที่ผ่านตัวผู้ป่วยแทนการใช้ฟิล์มในแบบเดิม อิมเมจเพลตสร้างจากแผ่นพลาสติกโพลีเอสเตอร์แบบแผ่นบาง ๆ หนาประมาณ 0.5 มิลลิเมตร เคลือบด้วยสารฟอสเฟออร์ (photostimulable phosphor) จำพวกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์ ( $BaFX$ ;  $X = Cl, Br, I$ ) ซึ่งโด๊ป (Dope) ด้วยยูโรเปียม ( $Eu^{2+}$ ) หนาประมาณ 150 ไมครอน โดยเมื่อแผ่นอิมเมจเพลตได้รับพลังงานรังสี จะไปกระตุ้นให้อิเล็กตรอนของผลึกขึ้นไปอยู่ในชั้นคอนดักชันแบน (conduction band) และถูกดักจับโดยอิเล็กตรอนแทรป (electron trap) ในชั้นฟอร์บิตเดนแบน (forbidden band) ซึ่งมีคุณสมบัติในการเก็บพลังงานรังสีตามความเข้มที่ได้รับในแต่ละจุดที่ได้จากการเอ็กซเรย์ และแผ่นนี้จะเรืองแสงได้เมื่อนำไปผ่านเครื่องอ่านค่าความเข้มแสง ซึ่งจะใช้ลำแสงเลเซอร์ไปกระตุ้นให้อิเล็กตรอนที่อยู่ในชั้นฟอร์บิตเดนแบนหลุดจากอิเล็กตรอนแทรป และกลับสู่สถานะเดิมที่วาเลนซ์แบน (valence band) อิเล็กตรอนจะปล่อยพลังงานออกมาเป็นแสงที่มีความยาวคลื่น 400 นาโนเมตรแล้วไปเข้าส่วนขยายแสงต่อไป

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.13 แสดงโครงสร้างและลักษณะของอิมเมจเพลต

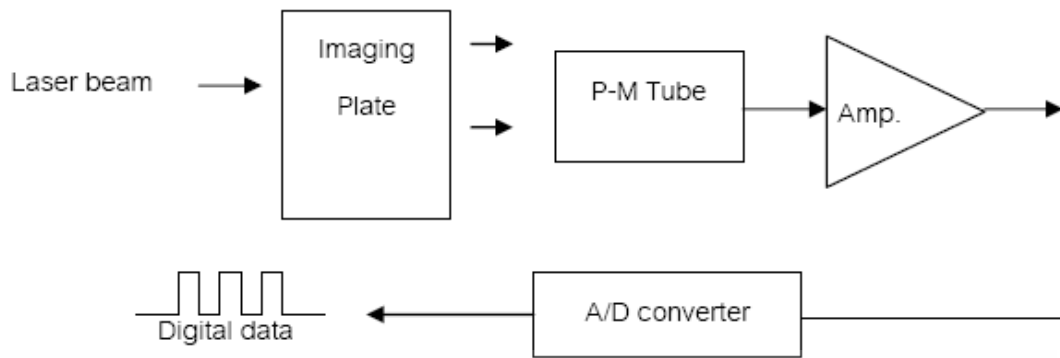


รูปที่ 2.14 แสดงผลึกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์ นำไปโดยด้วยยูโรเปียม เมื่อรับรังสีจะแตกตัวให้อิเล็กตรอน  $\text{Eu}^{2+} \rightarrow \text{x-ray radiation} \rightarrow \text{Eu}^{3+} + \text{e}^-$

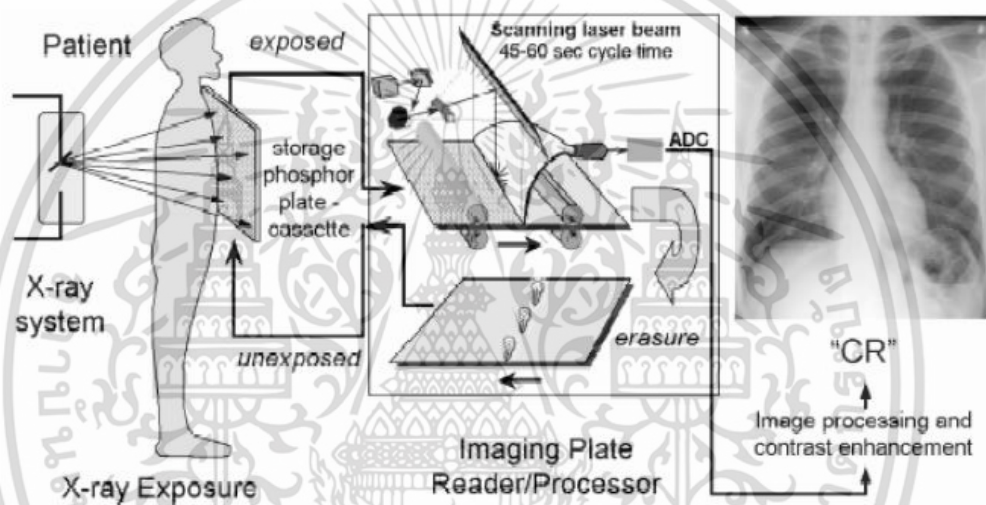
ความไว (sensitivity) ของแผ่นอิมเมจเพลตจะมีความไวในการตรวจจับเอ็กซ์เรย์มากกว่าฟิล์ม และมีความเป็นเชิงเส้นมากกว่าฟิล์ม ซึ่งอธิบายดังรายละเอียดต่อไปนี้

- ความสามารถในการตรวจจับรังสีปริมาณน้อย ๆ แผ่นอิมเมจเพลตสามารถตรวจจับรังสีได้ในปริมาณรังสีที่ต่ำมากกว่าฟิล์มมากกว่า 10 เท่า ทำให้สามารถลดปริมาณรังสีที่ให้กับผู้ป่วยได้มาก โดยที่ไม่ทำให้สูญเสียรายละเอียดของภาพ และเป็นประโยชน์ในกรณีที่ให้ปริมาณรังสีต่ำกว่าที่ควร (under exposure) ก็สามารถปรับแต่งภาพในภายหลังได้ (post processing)

- ความไวมากกว่าระบบฟิล์ม 10,000 เท่า ทำให้แผ่นอิมเมจเพลตสามารถตรวจจับรังสีในปริมาณน้อย ๆ และให้สร้างภาพที่มีระดับโทนสเกล (tone scale) ที่กว้างมาก บอกความแตกต่างของเนื้อเยื่อที่มีคอนทราสต์ต่ำ ๆ ได้ดีกว่าฟิล์ม โดยทั่วไปแล้วจะตรวจจับเอ็กซ์เรย์ในปริมาณ  $8-4 \times 10^4$  โฟตอน / 1 พิกเซล แสดงให้เห็นว่าแต่ละพิกเซลสามารถรับรังสีได้ตั้งแต่น้อยมาก ๆ จนถึงปริมาณมากถึง 5,000 เท่าจากปริมาณต่ำสุด



รูปที่ 2.15 แสดงผังการทำงานของเครื่องอ่านภาพ

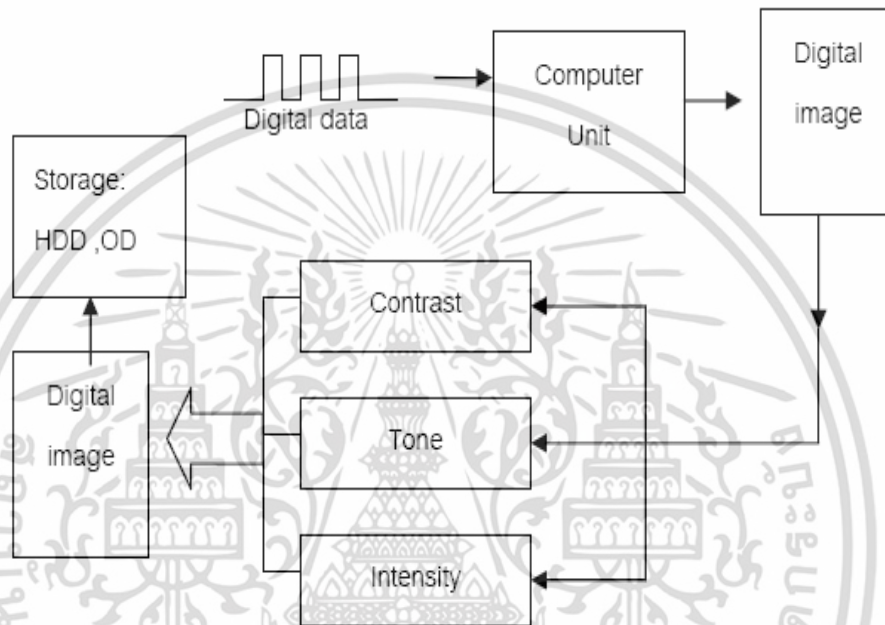


รูปที่ 2.16 แสดงระบบเครื่องอ่านภาพ

2. เครื่องอ่านภาพ (image reader) เป็นเครื่องอ่านสัญญาณจากแผ่นอิมเมจเพลต หลักการทำงานมีลักษณะเดียวกับเครื่องอ่านฟิล์มแบบดิจิทัล (film digitizer) หรือเลเซอร์สแกนเนอร์ (laser scanner) ที่สร้างจากลำแสงนีออนเลเซอร์ (neon-laser) ซึ่งมีความยาวคลื่น 633 นาโนเมตร ลำแสงเลเซอร์ (laser beam) จะถูกสแกนไปยังบริเวณแผ่นอิมเมจเพลต ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อิเล็กตรอนโฮล (electron hole) ที่ละแวกจากบนลงล่างที่ละแวก ซึ่งจะไปกระตุ้นทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกมา เมื่อลำแสงเลเซอร์ผ่านตำแหน่งนั้นไป อิเล็กตรอนจะกลับสู่สถานะเดิม โดยคายพลังงานออกมาในรูปของแสงสีน้ำเงินแกมเขียว (ความยาวคลื่น 400 นาโนเมตร เป็นช่วงคลื่นแสงยูวี) มีความเข้มแสงเท่ากับความเข้มแสงเดิมที่ได้รับจากการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ จากนั้นจะมีหลอดขยายแสง ทำหน้าที่เปลี่ยนแสงที่ได้รับให้กลายเป็นอิเล็กตรอน และยังเพิ่มจำนวนให้มากขึ้น เพื่อให้สัญญาณไฟฟ้ามีความแรงมากขึ้น จากนั้นจึงส่งไปยังภาคขยายสัญญาณอีกครั้ง สัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณแบบอนาลอก และจะแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัลโดยตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล (A/D converter) เพื่อส่งข้อมูลให้คอมพิวเตอร์ประมวลผลกลายเป็นข้อมูลภาพแบบดิจิทัลต่อไป

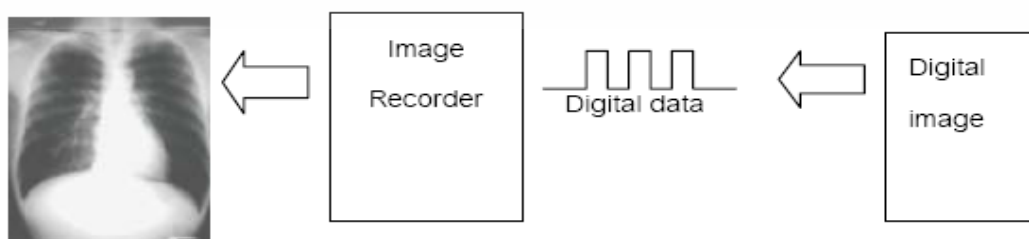
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

3. เครื่องประมวลผลภาพ (image processor) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการปรับแต่งข้อมูลภาพดิจิทัลที่ได้จากเครื่องอ่านภาพ จะอยู่ในรูปแบบไบนารี (binary) หรือเลขฐาน 2 ซึ่งหน่วยประมวลผลกลาง (CPU) ภายในของเครื่องประมวลผลภาพ จะนำข้อมูลไปประมวลผลตาม แล้วทำการปรับข้อมูลให้ในรูปแบบของภาพทั่วไป (imaging format) ซึ่งสามารถตกแต่งภาพให้มีความเข้มคอนทราสต์ ความคมชัดหรือปรับระดับเกรย์ (gray scale level) ให้เหมาะสม จากนั้นจะส่งข้อมูลไปเก็บยังหน่วยความจำ หรือส่งไปยังหน่วยแสดงผล (display unit) หรือส่งข้อมูลไปยังเครื่องบันทึกภาพ (image recorder) เพื่อถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์มต่อไป



รูปที่ 2.17 แสดงผังการทำงานของเครื่องประมวลผลภาพ

4. เครื่องบันทึกภาพ (image recorder) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์ม โดยนำข้อมูลดิจิทัลที่ผ่านการประมวลผลภาพจากเครื่องประมวลผลภาพ เข้ามายังส่วนที่สร้างสัญญาณไฟฟ้าให้เป็นแสงเลเซอร์ที่มีความเข้มแสงตามความแรงของความเข้มข้อมูลภาพที่ได้รับ แล้วกวาดแสงเลเซอร์ลงแผ่นฟิล์มเช่นเดียวกับการสแกนผ่านแผ่นอิมเมจเพลต ทำให้แผ่นฟิล์มได้รับความเข้มแสงตามลักษณะของรูปอวัยวะที่บันทึกไว้ในอิมเมจเพลต



รูปที่ 2.18 แสดงผังการทำงานของเครื่องบันทึกภาพ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### ข้อดีของเครื่องคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี

1. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่าแบบเดิม 5-20 เท่า
2. ลดข้อผิดพลาดในการสร้างภาพ
3. ลดการเอ็กซเรย์ซ้ำ
4. ลดปริมาณฟิล์มเสีย
5. สามารถขยายภาพเพื่อดูรายละเอียดเฉพาะจุด
6. บันทึกภาพระบบดิจิทัล
7. สามารถพิมพ์ภาพเพิ่มได้
8. การจัดเก็บฐานข้อมูลฟิล์มสัมพันธ์กับฐานข้อมูลผู้ป่วย
9. ใช้งานในมาตรฐานไดคอม (DICOM) ได้

### ข้อด้อยของเครื่องคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี

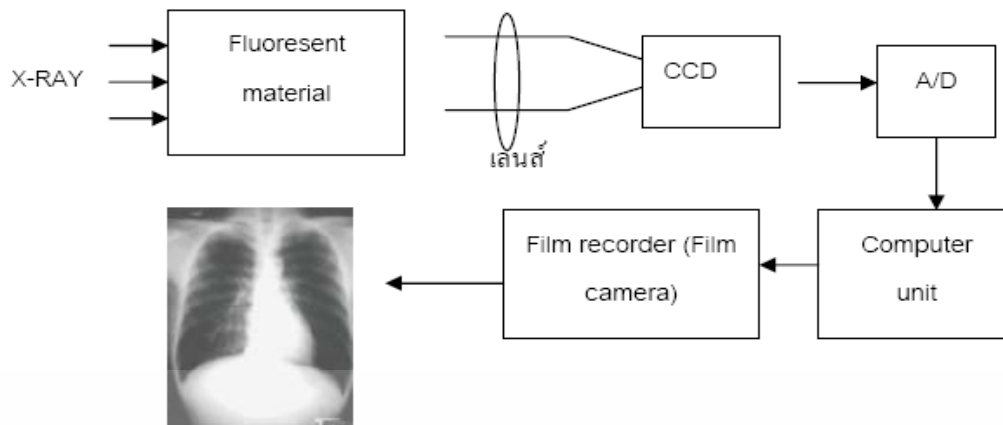
1. ราคาเครื่องสูงมาก
2. การบำรุงรักษายาก

## 2.4.2 ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี (Digital Radiography, DR)

ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีต่างจากคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี เนื่องจากดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีจะ ออกแบบเครื่องมาเฉพาะส่วน โดยไม่มีส่วนอิมเมจเพลตที่สามารถนำไปถ่ายภาพรังสีกับเครื่อง เอ็กซเรย์ได้ก็ได้ แต่ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีจะต้องติดตั้งกับระบบกับเครื่องเอ็กซเรย์เป็นการเฉพาะ เท่านั้น ตัวอย่างเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ระบบนี้ ได้แก่ เครื่องเอ็กซเรย์ดิจิทัลทั่วไป เครื่องเอ็กซเรย์เต้านม แบบดิจิทัล (digital chest x-ray) เครื่องดิจิทัลแมมโมกราฟฟี (digital mammography) เครื่อง เอ็กซเรย์ฟัน (dental radiography) เป็นต้น และยังสามารถแบ่งประเภทของดิจิตอลเรดิโอออกเป็น 3 ประเภท ตามรูปแบบของหัววัดเอ็กซเรย์คือ

1. ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม โดยใช้ตัวรับเอ็กซเรย์แบบซีซีดี (Indirect digital radiography systems with CCD) จะใช้ฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล (fluorescent crystal) เป็นตัวรับเอ็กซเรย์ ซึ่งจะทำหน้าที่แปลงเอ็กซเรย์เป็นแสง แต่ละตำแหน่งของฟลูออเรสเซนต์ คริสตอลจะเชื่อมต่อด้วยใยแก้วนำแสง (fiber optic) และเชื่อมต่อไปยังซีซีดี (CCD) หรือใช้เลนส์รวม แสงไปยังบริเวณหน้าชิปของซีซีดี โดยซีซีดีจะทำหน้าที่แปลงโฟตอนของแสง (light photon) ที่ได้ จากฟลูออเรสเซนต์ คริสตอลให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้า (electron) จากนั้นส่งไปยังตัวแปลง สัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิทัล สุดท้ายข้อมูลดิจิทัลดังกล่าวจะถูกส่งต่อไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อ ประมวลผลภาพต่อไป

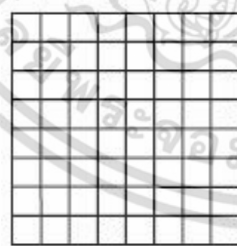
ระบบนี้มีข้อดีคือจะมีราคาถูกกว่าระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง (Direct digital radiography) แต่ข้อเสียคือ อัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio, S/N) มีค่าต่ำกว่า ทั้งนี้เพราะระบบนี้ต้องเปลี่ยนพลังงานของเอ็กซเรย์ไปเป็นแสง จากนั้นจึง เปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าอีกที ซึ่งทำให้เกิดการสูญเสียระหว่างการเปลี่ยนแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้า ทำให้ความละเอียดของภาพที่ได้ต่ำกว่า



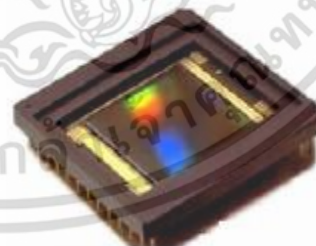
รูปที่ 2.19 แสดงผังการทำงานของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม ซึ่งใช้ตัวรับเอ็กซเรย์เป็น ซีซีดีร่วมกับเลนส์

เนื่องจากซีซีดีมีขนาดเล็กเพียง  $2 \times 3 \text{ cm}^2$  จึงต้องใช้ซีซีดีหลาย ๆ ตัวมาจัดเรียงเป็น แถว แล้วใช้วิธีการสแกนเอ็กซเรย์เป็นลำแคบผ่านตัวผู้ป่วยหรือใช้เลนส์รวมแสงช่วย

โครงสร้างของซีซีดี มีลักษณะเป็นแผ่นโซลิดสเตท (solid state) บาง ๆ ซึ่งมีโฟโต ไดโอดที่มีขนาดพื้นที่เล็ก ๆ จำนวนมากมายวางอยู่บนแผ่นนี้ และเรียงตัวกันในแนวตั้งและแนวนอน ติดกันเป็นแผง แต่ละพิกเซลรับแสงในแต่ละตำแหน่งต่างกันรวมเรียกว่าชิปซีซีดี (CCD chip) ซึ่งแต่ละ ช่องเรียกว่าพิกเซล จำนวนพิกเซลทั้งหมดเรียกว่าเมตริก และขนาดของเมตริกจะใช้เป็นตัวบ่งบอก ความละเอียดของซีซีดี เช่น ขนาด  $1024 \times 768$  หมายถึง CCD ที่มีโฟโตไดโอดในแถวนอน 768 ตัว และแถวตั้ง 1024 ตัว และบอกได้ว่าซีซีดีมีความละเอียด 786,432 พิกเซล หรือ 0.7 เมกกะพิกเซล และถ้าซีซีดีมีขนาด  $2048 \times 1024$  จะมีความละเอียดเท่ากับ 2,097,152 พิกเซล หรือ 2 เมกกะพิกเซล เป็นต้น แต่ละพิกเซลจะกั้นด้วยฉนวนแยกกัน เพื่อกันแสงแต่ละตำแหน่งไม่รบกวนกัน



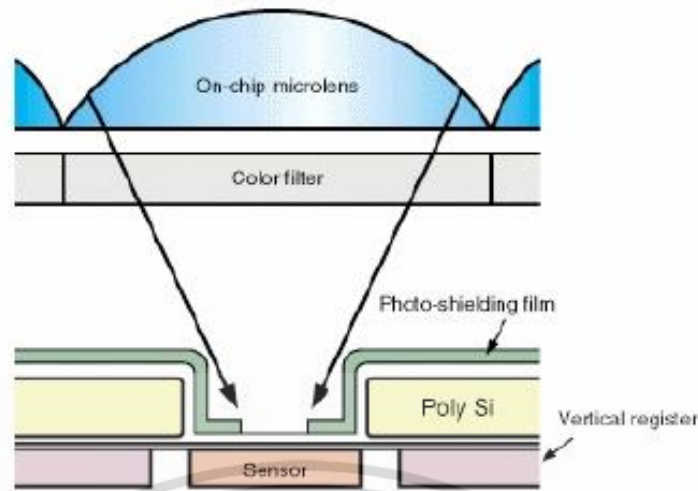
(a)



(b)

รูปที่ 2.20 (a) การเรียงตัวของโฟโตไดโอดบนซีซีดีแบบเมตริก  
(b) รูปร่างของชิปซีซีดีที่ใช้งานจริง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.21 แสดงภาพหน้าตัดโครงสร้างซีดีที บริเวณโฟโตไดโอด 1 เซลล์

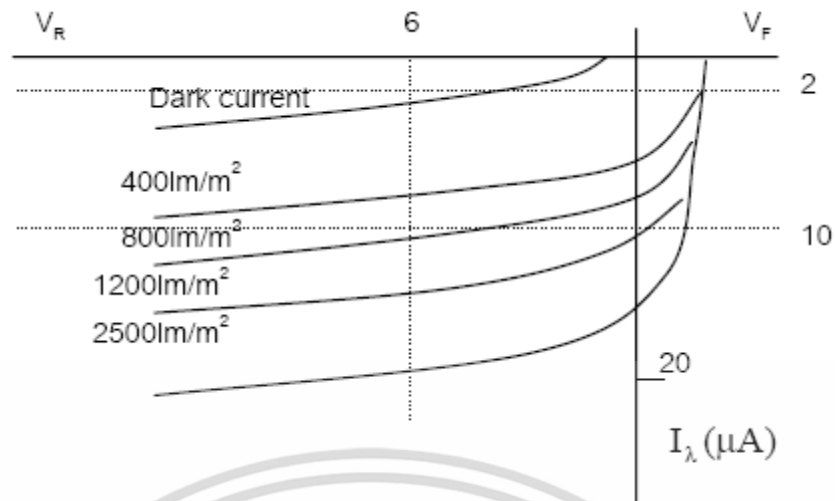
จากรูปที่ 2.21 จะเห็นว่าโฟโตไดโอดแต่ละตัวจะมีส่วนรับแสงแยกจากกันอย่างอิสระ และไม่มีไมโครเลนส์ (micro lens) ทำหน้าที่รับแสงที่ส่องมาตกกระทบให้เกิดความเข้มเพียงพอ กับพื้นที่การรับแสงของโฟโตไดโอด (photo sensitive area) เมื่อมีแสงตกกระทบ จะทำให้รอยต่อของสาร P-N ในโฟโตไดโอดแคบ ทำให้อิเล็กตรอนผ่านรอยต่อไปได้ การทำให้โฟโตไดโอดทำงานจะต้องต่อกับวงจรภายนอกแบบไบแอสกลับ (reverse bias) พิจารณาขณะเมื่อยังไม่มีแสงเข้ามาจะมีกระแสค่าน้อย ๆ  $I_d$  ไหลดังรูปที่ 2.22 กระแสนี้เรียกว่ากระแสมืด (dark current) แต่เมื่อได้รับแสงจะทำให้มีกระแส  $I_p$  ไหลผ่านตัวโฟโตไดโอดมากขึ้น ซึ่งเป็นไปตามสมการ  $I_p = V/R$  ขนาดของกระแสจะแปรตามปริมาณความเข้มแสง หน่วยเป็นลูเมนต่อตารางเมตร



รูปที่ 2.22 (a) วงจรไบแอสกลับที่ป้อนให้กับโฟโตไดโอด

(b) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ไหลผ่านโฟโตไดโอดกับความเข้มแสงที่ได้รับ

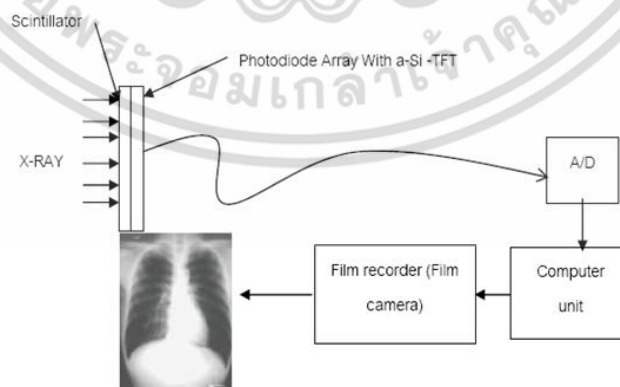
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 2.23 แสดงกราฟคุณลักษณะของโฟโตไดโอด

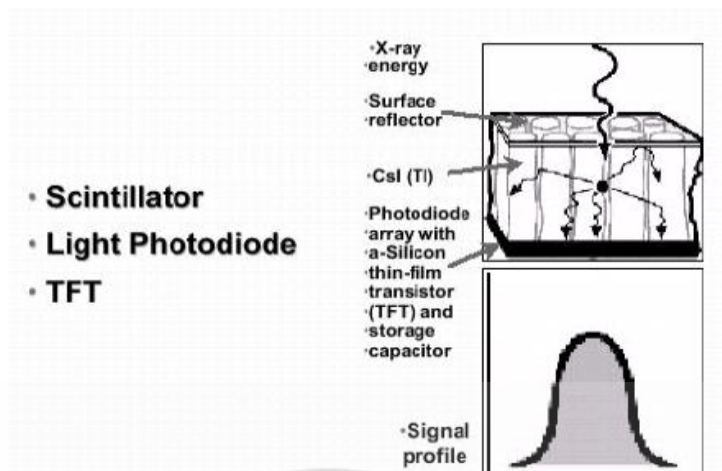
จากรูปที่ 2.23 แสดงให้เห็นว่าที่แรงดัน 6 โวลต์ ขณะไม่มีแสงตกกระทบบจะมีกระแสผ่านตัวไดโอดน้อยมาก และเมื่อมีแสงตกกระทบบจะมีกระแสไฟฟ้าผ่านตัวไดโอดมากขึ้นตามความเข้มแสง

2. ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม โดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตไดโอดที่เอพพีที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (Indirect digital radiography systems with scintillator-photodiode TFT) ระบบนี้มีหลักการการทำงานเหมือนระบบแรก แต่เปลี่ยนจากซีซีดีเป็นตัวรับแบบแผงแบน (flat panel detector) ที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (scintillator) บนผิวหน้า แผงแบนถูกออกแบบเป็นแผ่นแบน ๆ มีพื้นที่กว้างสามารถรับตามพื้นที่ที่รับเอ็กซ์เรย์จริง แผงแบนขนาด 14x17 นิ้วให้ความละเอียดสูงมากกว่า 10 ล้านพิกเซล ขนาดของแผงแบนจะมีขนาดเท่ากับแผ่นฟิล์มในระบบเดิม แต่ถูกภายในจะมีแผ่นของThin Film Transistor หรือทีเอฟทีอยู่ (Thin Film Transistor and storage capacitor, TFT)



รูปที่ 2.24 แสดงผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม โดยใช้ทีเอฟทีที่เคลือบด้วยสารเรืองแสงเป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



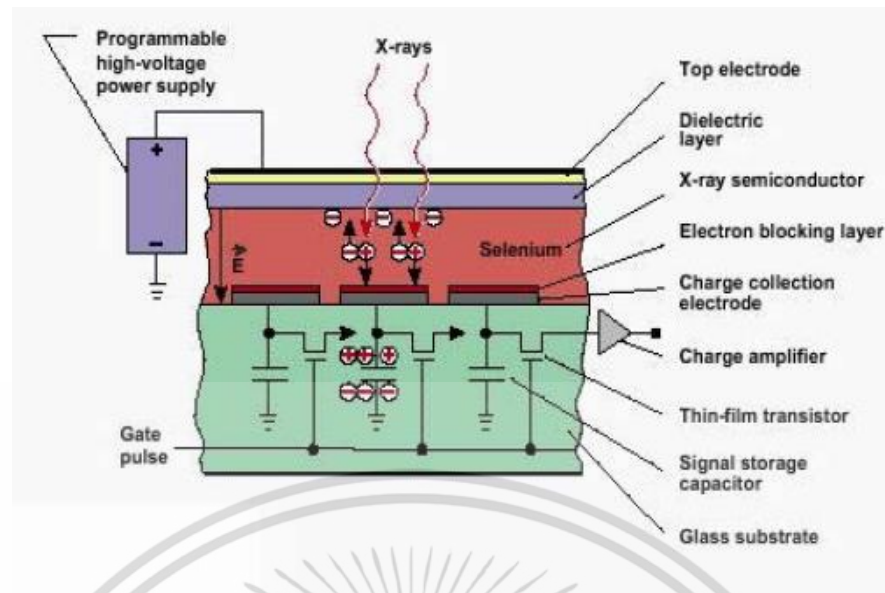
- Scintillator
- Light Photodiode
- TFT

รูปที่ 2.25 แสดงแผ่นเรืองแสงและทีเอฟทีในระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม

ระบบนี้มีข้อดีกว่าการใช้ซีซีดี เนื่องจากพลังงานสูญเสียน้อยกว่า เนื่องจากแสงที่สว่างขึ้นไม่สูญเสียให้เลนส์

แผ่นเรืองแสงจะสร้างจากสารซีเซียมไอโอไดด์ (Cesium Iodide) ที่โดปด้วยธาตุเลียม (Thallium, Siemens, Philips, GE, Thomson) มีความหนาประมาณ 200-500 ไมโครเมตร อาจทำจากสารอื่น ๆ ก็ได้แล้วแต่บริษัทผู้ผลิต เช่น กาดอลเลียมไดออกไซด์ ซัลไฟด์ (Gadolinium dioxide sulphide) ที่โดปด้วยเทอเบียม (Terbium) ทำหน้าที่เปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นแสงสว่างความยาวคลื่น 550 นาโนเมตร โดยมีความสามารถในการเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นแสงได้ประมาณ 45% เมื่อเทียบกับโซเซียมไอโอไดด์ (NaI) ซึ่งค่อนข้างต่ำกว่า แต่จะให้ความยาวคลื่นที่เหมาะสมกับโฟโตไดโอดที่ออกแบบมามากกว่าเมื่อสารเรืองแสง ให้แสงไปกระทบกับโฟโตไดโอดจะให้ช่วงตอบสนองความยาวคลื่นตั้งแต่ 400 นาโนเมตรจนถึง 1100 นาโนเมตร แต่ช่วงทำงานที่เหมาะสมสำหรับการนำไปสร้างภาพจะใช้ช่วง 500-600 นาโนเมตรเท่านั้น จากนั้นแสงดังกล่าวจะถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้า และจะถูกดักจับประจุเหล่านี้โดยทีเอฟที

ทีเอฟทีจะมีโครงสร้างหลัก ๆ 2 ส่วนคือ ส่วนแรกทำหน้าที่รับอิเล็กตรอนจากโฟโตไดโอด และส่วนที่สองทำหน้าที่รวบรวมประจุที่เกิดขึ้นตามความเข้มแสงที่ได้รับในแต่ละตำแหน่ง พิกเซลชั้นต่าง ๆ มีรายละเอียดต่อไปนี้



รูปที่ 2.26 แสดงลักษณะโครงสร้างของแผ่นตัวรับเอ็กซเรย์แบบทีเอฟที

- อิเล็กโทรดชั้นบน และชั้นไดอิเล็กตริก (top electrode and dielectric layer) ทำหน้าที่เป็นขั้วบวก ซึ่งแผ่นไดอิเล็กตริกจะต่อเชื่อมกับแหล่งจ่ายไฟขั้วบวก ทำหน้าที่ดักเก็บประจุบวกที่เกิดขึ้นหลังจากรับเอ็กซเรย์
- ชั้นที่เป็นผลึกสารซีลีเนียมอะมอร์ฟัส (Selenium amorphous) ทำหน้าที่ให้ประจุแตกตัวออกมาหลังจากรับเอ็กซเรย์ โดยที่ในชั้นนี้จะมีคู่อิออนบวกและลบเป็นคู่ ๆ อย่างสมดุล เมื่อได้รับเอ็กซเรย์จะทำให้ประจุทั้งสองแยกจากกัน โดยประจุลบจะวิ่งไปยังส่วนที่เป็นไดอิเล็กตริก ซึ่งมีไฟขั้วบวกเลี้ยงอยู่ ส่วนประจุบวกจะไปยังส่วนอิเล็กโทรดรวบรวมประจุ (charge collection electrode) ซึ่งจะรวบรวมประจุส่งต่อไปยังตัวเก็บประจุ
- ตัวเก็บประจุ ทำหน้าที่เก็บรวบรวมประจุในแต่ละพิกเซล โดยจะมีเฟต (FET) ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ปล่อยหรือกักประจุไฟฟ้าตามคำสั่งที่ควบคุมจากด้วยคอมพิวเตอร์ ค่าประจุไฟฟ้าดังกล่าวจะถูกส่งไปยังส่วนขยายสัญญาณ และส่งไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลเป็นภาพ จำนวนเฟตที่มีมากมายในบนแผ่นตัวรับเอ็กซเรย์ บางครั้งจะเรียกว่าThin film transistor, TFT) ตามลักษณะแผ่นตัวรับเอ็กซเรย์นั่นเอง

แผ่นตัวรับเอ็กซเรย์แบบทีเอฟทีจะมีความหนาประมาณ 0.5 มิลลิเมตรเท่านั้น และให้ความละเอียดสูงถึงประมาณ 5-10 ล้านพิกเซล ในพื้นที่ขนาด 14x17 นิ้ว (2560x3072 พิกเซล) ปัจจุบันขนาดของพิกเซลที่ใช้อยู่ที่ประมาณ 129 ไมครอน แต่ละพิกเซลจะมีระยะอิลิเมนต์พิทช์ (element pitch) เท่ากับ 139 ไมครอน (อิลิเมนต์พิทช์เท่ากับครึ่งระยะทางระหว่างพิกเซลสองจุดที่ติดกัน) เช่นจุดกึ่งกลางระหว่างพิกเซลสองพิกเซลห่างกัน 278 ไมครอน ดังนั้นอิลิเมนต์พิทช์เท่ากับ 139 ไมครอน เป็นต้น ค่า MTF ที่ระดับ 2.5 lp/mm จะมี 52% และ DQE ที่ 1.5 lp/mm เท่ากับ 75% มีความเป็นเชิงเส้นสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### แนวคิดการออกแบบระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟี

- ในด้านคุณภาพของภาพ จะต้องให้รายละเอียดสูงกว่าระบบคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี และระบบภาพถ่ายฟิล์ม และให้รายละเอียดสูงทั้งระยะและคอนทราส รวมไปถึงประสิทธิภาพของระบบสูง เมื่อเทียบกับปริมาณเอ็กซเรย์ที่ใช้

- ในด้านโครงสร้างทางกายภาพ จะต้องไม่ปรับเปลี่ยนรูปลักษณะจากระบบภาพถ่ายฟิล์ม สามารถตรวจสอบความผิดพลาดของระบบเองอัตโนมัติ เพื่อป้องกันความผิดพลาดในการทำงาน และผู้ป่วยจะไม่ได้รับปริมาณเอ็กซเรย์มากเกินไปจนความจำเป็น ในส่วนพื้นที่รับเอ็กซเรย์จะต้องมีขนาดเท่ากับฟิล์ม (14x17 นิ้ว) ใช้ตัวรับเอ็กซเรย์ชนิดโซลิตสเททแทนการใช้ฟิล์มหรืออิมเมจเพลต รวมถึงมีความคงทนต่อการใช้งานหนัก

- การเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์ สามารถแสดงภาพภายหลังการให้เอ็กซเรย์ทันที ควบคุมการทำงานได้อย่างง่ายและสะดวก เชื่อมต่อระบบสารสนเทศของโรงพยาบาล ทั้งแผนกเวชระเบียนและแผนกรังสี และจะต้องเชื่อมต่อระบบ PACS ได้ด้วยมาตรฐาน DICOM

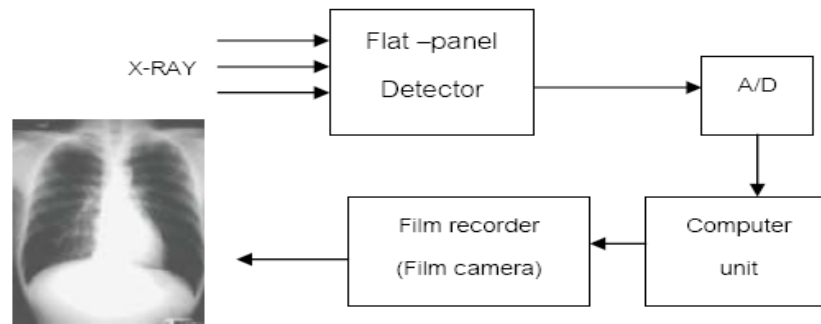
3. ระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง โดยใช้ตัวรับเอ็กซเรย์แบบโฟโตคอนดักเตอร์ทีเอฟที (Direct digital radiography systems with photoconductor TFT) ระบบนี้เป็นระบบที่ใช้ตัวรับเอ็กซเรย์แบบแฟลตพาเนล ไม่ต้องมีสารเคลือบเรืองแสง ที่เปลี่ยนจากพลังงานเอ็กซเรย์เป็นแสงก่อน แต่สามารถเปลี่ยนเอ็กซเรย์เป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยตรง ทำให้การสูญเสียพลังงานต่ำมาก สามารถเปลี่ยนพลังงานเอ็กซเรย์เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้มากกว่า 99% ซึ่งสูงกว่าซีซีดี (60-70%) ตัวรับเอ็กซเรย์แบบแฟลตพาเนลมีขนาดกว้าง 14x17 นิ้ว

### ข้อดีของดิจิทัลเรดิโอกราฟฟี

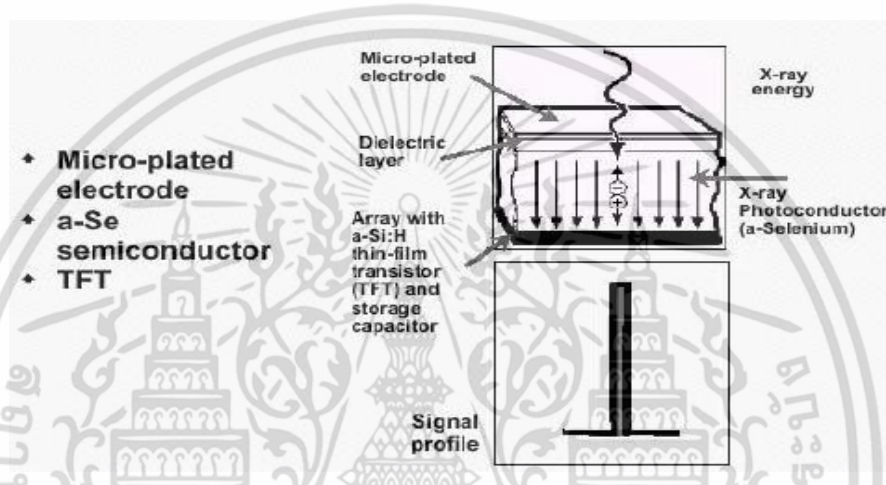
1. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อย
2. ลดข้อผิดพลาดในการสร้างภาพ (Over or Under exposure)
3. ลดการเอ็กซเรย์ซ้ำ ลดปริมาณฟิล์มเสีย
4. สร้างภาพขยายภาพเพื่อดูรายละเอียดเฉพาะจุด
5. บันทึกภาพระบบดิจิทัล สร้างภาพเปรียบเทียบได้
6. สามารถพิมพ์ภาพเพิ่มได้
7. การจัดเก็บฐานข้อมูลฟิล์มสัมพันธ์กับฐานข้อมูลผู้ป่วย
8. ใช้งานในมาตรฐานไดค้อมได้

### ข้อด้อยของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟี

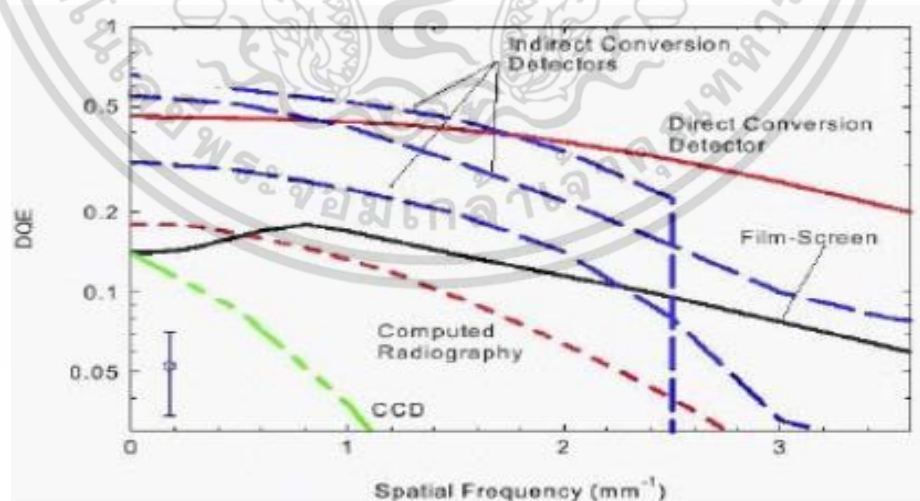
1. ใช้เครื่องมือเฉพาะ ไม่สามารถใช้กับเครื่องเอ็กซเรย์ระบบถ่ายภาพแบบฟิล์ม
2. ราคาสูง บำรุงรักษายาก และค่าใช้จ่ายในการซ่อมแพง



รูปที่ 2.27 แสดงผังการทำงานของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง



รูปที่ 2.28 แสดงโครงสร้างระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง โดยใช้ตัวรับเอ็กซเรย์แบบโพโตคอนดัคเตอร์ที่เอพที

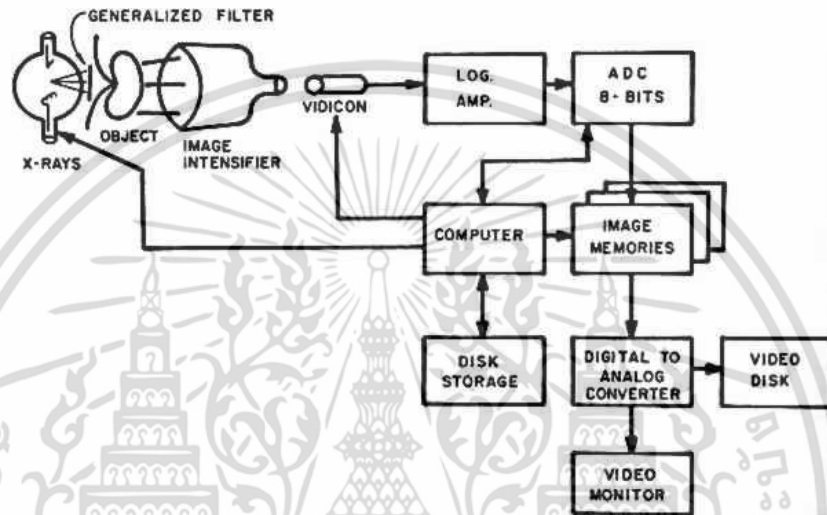


รูปที่ 2.29 แสดงความถี่ของระยะยะ (spatial frequency) และ DQE ของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีเมื่อเทียบกับระบบอื่น ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 2.4.3 ดิจิตอลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy)

เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีเป็นเครื่องตรวจวินิจฉัยภาพรังสีเช่นเดียวกับเครื่องฟลูออโรสโคปี เพียงแต่มีอุปกรณ์เพิ่มเติมที่ทำให้ระบบการบันทึกภาพเป็นแบบดิจิตอล ซึ่งส่วนใหญ่จะเหมือนกับส่วนประกอบของเครื่องดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี ต่างกันที่ตัวรับภาพเอ็กซเรย์ ซึ่งวิธีที่เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีใช้รับเอ็กซเรย์แล้วสร้างเป็นภาพจะเหมือนกับเครื่องฟลูออโรสโคปีแบบธรรมดา ที่ประกอบไปใช้แผ่นอิมเมจเพลตติดอยู่บนหลอดขยายแสง (image intensifier tube) เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีจึงมีความสามารถ และประสิทธิภาพสูงกว่าเครื่องทั่วไป



รูปที่ 2.30 แสดงผังการทำงานของเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี

1. หลอดเอ็กซเรย์ (X-ray tube) ที่เหมาะสมสำหรับดิจิตอลฟลูออโรสโคปี มีดังนี้
  - ต้องใช้หลอดชนิดควบคุมกริด (grid control) เพื่อให้สามารถควบคุมการใช้งานระบบพัลส์ฟลูออโรสโคปี (pulse fluoroscopy) ได้ โดยหลอดจะให้เอ็กซเรย์ออกมาเป็นช่วงสั้น ๆ อย่างรวดเร็วแทนการให้เอ็กซเรย์อย่างต่อเนื่อง ทำให้ลดปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วยได้มากกว่า 50%
  - งานโลหะทำจากทั้งสแตน ก้านแอโนดทำจากแกรไฟท์ เพื่อมิให้ความร้อนสูง ๆ ไปยังโรเตอร์ (rotor) มากเกินไปเพราะอาจเสียหายได้
  - เป็นหลอดเอ็กซเรย์ชนิดที่มีความจุความร้อนสูง (high heat capacity) ไม่ต่ำกว่า 0.8-1 M.H.U. ทำให้สามารถใช้งานได้นาน ๆ โดยไม่มีปัญหาเรื่องของการระบายความร้อน
  - มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของงานแอโนดกว้างประมาณ 200 มิลลิเมตร จะช่วยให้การระบายความร้อนดียิ่งขึ้น
  - มีรอบความเร็วของงานแอโนดสูงไม่น้อยกว่า 9000 รอบต่อนาที (rpm.) ทำให้การระบายความร้อนได้อย่างรวดเร็ว
  - มีขนาดโฟคอลสปอต (focal spot) ขนาดเล็กโดยขนาดโฟคอลสปอตเล็ก (small focal spot) ควรมีขนาด 0.2-0.6 มิลลิเมตร และขนาดของโฟคอลสปอตใหญ่ (large focal spot) ประมาณ 0.6-1.2 มิลลิเมตร เพื่อช่วยให้การสร้างภาพที่มีขนาดเล็กเช่นเส้นเลือดต่าง ๆ มองเห็นชัดเจนขึ้น

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

2. หลอดขยายแสง (image intensifier tube) ที่เหมาะสำหรับดิจิตอลฟลูออโรสโคปี มีดังนี้

- จะต้องมีความกว้างของฟอสเฟอร์ขาเข้า (input phosphor) ไม่น้อยกว่า 9 นิ้ว แต่ขนาดที่เหมาะสมควรเป็น 12 นิ้ว จะทำให้เห็นภาพในขอบเขตที่ครอบคลุมได้เกือบทั้งหมดที่ตรวจ โดยเฉพาะบริเวณช่องท้องที่ต้องการพื้นที่กว้าง หลอดขยายแสงที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางกว้างจะทำให้มีค่าการขยายความสว่าง (brightness gain) ที่สูง แต่ก็จะมีราคาแพงมากขึ้นเช่นกัน

- มีค่าแฟกเตอร์การแปลง (conversion factor) สูง ทั้งนี้เพราะจะทำให้ประสิทธิภาพในการเปลี่ยนพลังงานรังสีให้กลายเป็นความสว่างได้มากยิ่งขึ้น ช่วยให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยลง

- มีค่าการขยายฟลักซ์ (flux gain) สูง จะช่วยให้ค่าความสว่างสูงช่วยลดปริมาณรังสีที่ใช้



เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

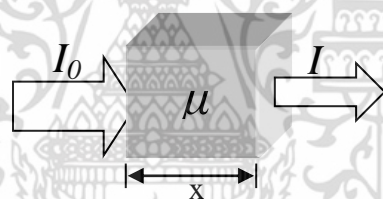
### บทที่ 3 ระเบียบวิธีการวิจัย

ในบทนี้จะขอกล่าวถึงขั้นตอนในการศึกษาวิจัย เพื่อสร้างระบบวัดความหนาแน่นและปริมาณของกระดูก

#### 3.1 ทฤษฎีของการวัดความหนาแน่นกระดูกโดยใช้เอ็กซ์เรย์ 2 ระดับพลังงาน (Dual energy X-ray absorptiometry, DXA)

##### กฎของแลมเบิร์ต - เบียร์ (Lambert-Beer law)

รังสีเอกซ์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่สูง และเป็นรังสีที่สามารถทำให้อะตอมของตัวกลางแตกตัวขณะที่มันเคลื่อนที่ผ่านไปในตัวกลางนั้น เมื่อยังรังสีเอกซ์ที่มีพลังงานอยู่ในช่วงการวินิจฉัยโรคเข้าไปในตัวกลางใด ๆ เช่น ร่างกายมนุษย์ เป็นต้น จะเกิดปรากฏการณ์สำคัญได้แก่ ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก (photoelectric effect) และปรากฏการณ์คอมป์ตัน (compton effect) ทำให้สูญเสียพลังงานไปบางส่วน เมื่อยังรังสีเอกซ์ทะลุผ่านตัวกลางออกมาแล้วจึงมีความเข้มลดลง



รูปที่ 3.1 แสดงการดูดกลืนรังสีเอกซ์ในวัสดุที่มีความหนา  $x$

สมมติเมื่อเรายังรังสีเอกซ์ ซึ่งมีพลังงานค่าเดียวและความเข้ม  $I_0$  เข้าชนกับวัตถุที่มีความหนา  $X$  ความเข้มจะถูกลดลงไปเป็น  $I$  จากปรากฏการณ์การดูดกลืนและการกระเจิง การลดทอนนี้เป็นไปตามกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุกับโฟตอนที่ออกจากวัตถุ ดังสมการที่ (3.1)

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (3.1)$$

จัดรูปสมการใหม่จะได้สมการที่ (3.2)

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \mu x \quad (3.2)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

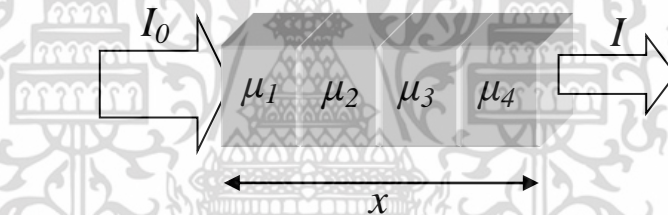
เมื่อ  $I$  คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุ

$I_0$  คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุ

$\mu$  คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

$x$  คือ ความหนาของวัตถุ

ตามปกติร่างกายของมนุษย์ประกอบด้วยสารหลายชนิด จึงไม่เป็นตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวตลอด ดังนั้นเมื่อรังสีเอกซ์ที่มีความเข้ม  $I_0$  ไปยังร่างกายมนุษย์ รังสีเอกซ์จะเคลื่อนที่ผ่านเข้าไปในร่างกายมนุษย์และค่อย ๆ สูญเสียพลังงาน จนเมื่อทะลุผ่านออกมาแล้วมีความเข้มลดลงกลายเป็น  $I$  การที่ร่างกายมนุษย์ไม่เป็นตัวกลางที่มีเนื้อเดียวตลอด ทำให้ต้องปรับปรุงกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ โดยการพิจารณาแบ่งร่างกายมนุษย์ออกเป็นแท่งที่มีขนาดเล็กมาก  $dx$  ตามเส้นทางที่รังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่านเข้าไปในร่างกายมนุษย์ และกำหนดโดยอนุโลมให้แต่ละแท่งเป็นตัวกลางที่มีเนื้อเดียวกัน และมีค่าสัมประสิทธิ์การลดลงเป็น  $\mu$  แต่ละแท่งซึ่งมีจำนวนมากมายนั้นไม่จำเป็นต้องมีค่า  $\mu$  เท่ากัน ขึ้นอยู่กับเส้นทางการเคลื่อนที่ของรังสีเอกซ์ผ่านเข้าไปในอวัยวะส่วนใด เมื่อพิจารณาเช่นนี้ กฎของแลมเบิร์ต-เบียร์จะกลายเป็น



รูปที่ 3.2 แสดงการฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = (\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)x \quad (3.3)$$

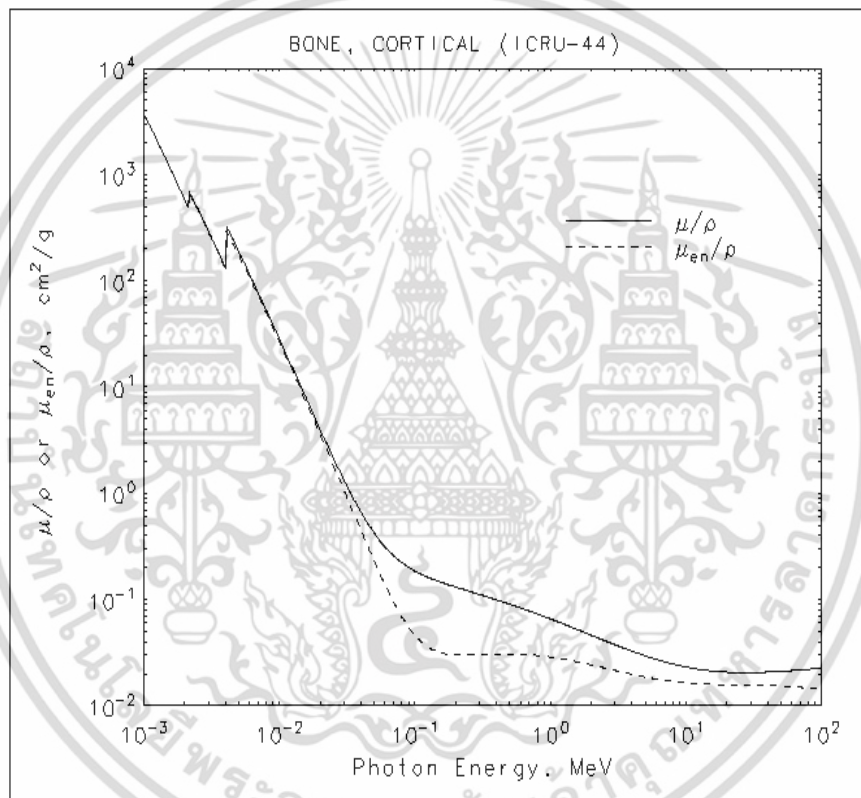
การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล จากที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น  $\mu$  คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงเส้นของวัตถุที่พลังงานนั้น มีหน่วยเป็น  $\text{cm}^{-1}$  ดังนั้นสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลหาได้โดยการหาร  $\mu$  ด้วยความหนาแน่น ถ้าให้  $\rho$  คือความหนาแน่นของวัตถุ จากสมการที่ (3.2) จะเขียนได้เป็น

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \frac{\mu}{\rho} \rho x \quad (3.4)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

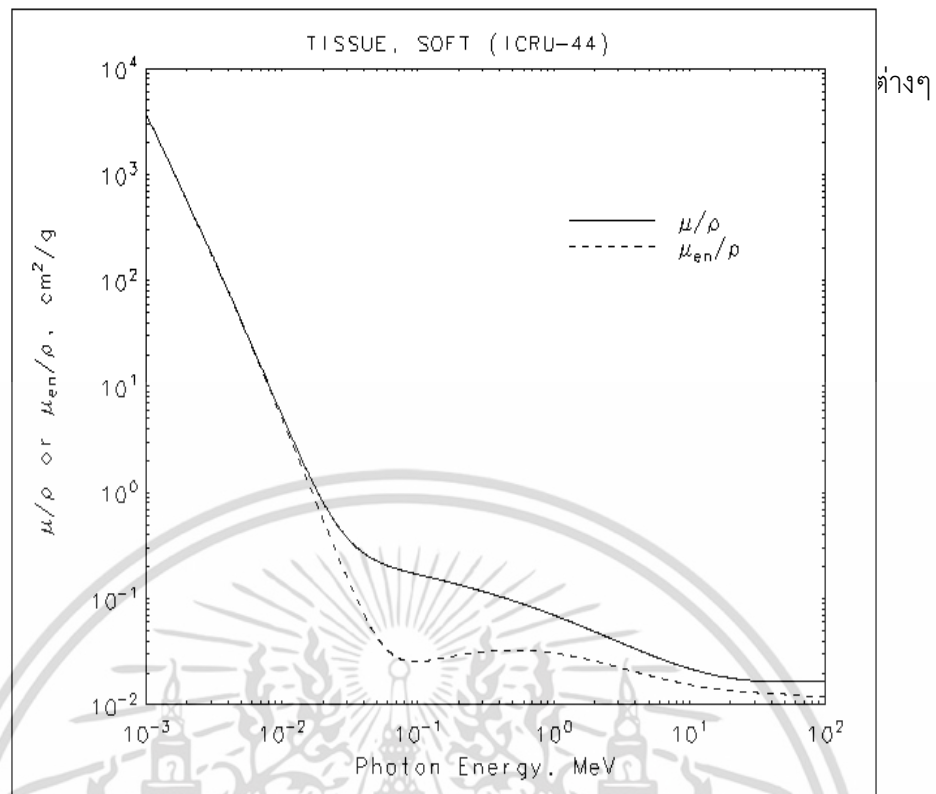
เมื่อ  $\frac{\mu}{\rho}$  คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล (mass attenuation coefficient) ของ  
 วัสดุ มีหน่วยเป็น  $\text{cm}^2/\text{g}$   
 $\rho x$  คือ มวลของวัตถุต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่ (density thickness) มีหน่วยเป็น  $\text{g}/\text{cm}^2$

เราสามารถพิจารณาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลในตัวกลางชนิดต่าง ๆ กันได้จาก  
 ICRU Report (The International Commission on Radiation Units and Measurement) คือ  
 คณะกรรมาธิการระหว่างประเทศว่าด้วยหน่วยและการวัดรังสี ซึ่งในที่นี้จะขอยกตัวอย่างกราฟแสดง  
 ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลที่กระดูกและที่เนื้อเยื่อดังรูปที่ 3.3 และรูปที่ 3.4 ตามลำดับ



รูปที่ 3.3 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของกระดูกที่ระดับพลังงานต่าง ๆ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
 ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.4 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของเนื้อเยื่อที่ระดับพลังงานต่าง ๆ

เมื่อเราทำการฉายรังสีเอกซ์ผ่านอวัยวะใน ส่วนที่ต้องการวัดความหนาแน่นของกระดูก รังสีเอกซ์จะผ่านเนื้อเยื่อและกระดูก ซึ่งจากสมการที่ (3.3) สามารถเขียนได้ว่า

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = (\mu_s \rho_s x_s + \mu_b \rho_b x_b) \quad (3.5)$$

เมื่อใช้แหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ที่สองระดับพลังงาน สามารถเขียนสมการได้

ที่พลังงานระดับต่ำ :

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^l = (\mu_s^l \rho_s x_s + \mu_b^l \rho_b x_b) \quad (3.6)$$

ที่พลังงานระดับสูง :

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^h = (\mu_s^h \rho_s x_s + \mu_b^h \rho_b x_b) \quad (3.7)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ  $\mu_s$  คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของเนื้อเยื่อ

$\mu_b$  คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของกระดูก

$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)$  คือ ค่าเฉลี่ยความเข้มภาพเอ็กซเรย์

$\mu_s$  และ  $\mu_b$  เราสามารถหาได้จากกราฟสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล ในส่วนของ  $\rho_b x_b$  คือค่า bone mineral density (BMD) มีหน่วยเป็น  $\text{g/cm}^2$  ที่เราต้องการ ซึ่งจะหาได้โดยการลบเอาส่วนของเนื้อเยื่อ ( $\rho_s x_s$ ) ออกเพื่อให้เหลือเฉพาะในส่วนของกระดูกที่เราต้องการ ดังนั้นจึงกำหนดให้

$$k = \frac{\mu_s^l}{\mu_s^h} \quad (3.8)$$

นำสมการที่ (3.8) คูณกับสมการที่ (3.8) จะได้

$$k \ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^h = (\mu_s^l \rho_s x_s + k \mu_b^h \rho_b x_b) \quad (3.9)$$

นำสมการที่ (3.6) ลบด้วยสมการที่ (3.9) จะได้

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^l - k \ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^h = (\mu_b^l \rho_b x_b - k \mu_b^h \rho_b x_b) \quad (3.10)$$

จัดรูปสมการใหม่

$$\frac{\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^l - k \ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^h}{\mu_b^l - k \mu_b^h} = \rho_b x_b \quad (3.11)$$

จากที่กล่าวไปข้างต้นแล้วว่า  $\rho_b x_b$  คือค่าของ BMD ดังนั้น

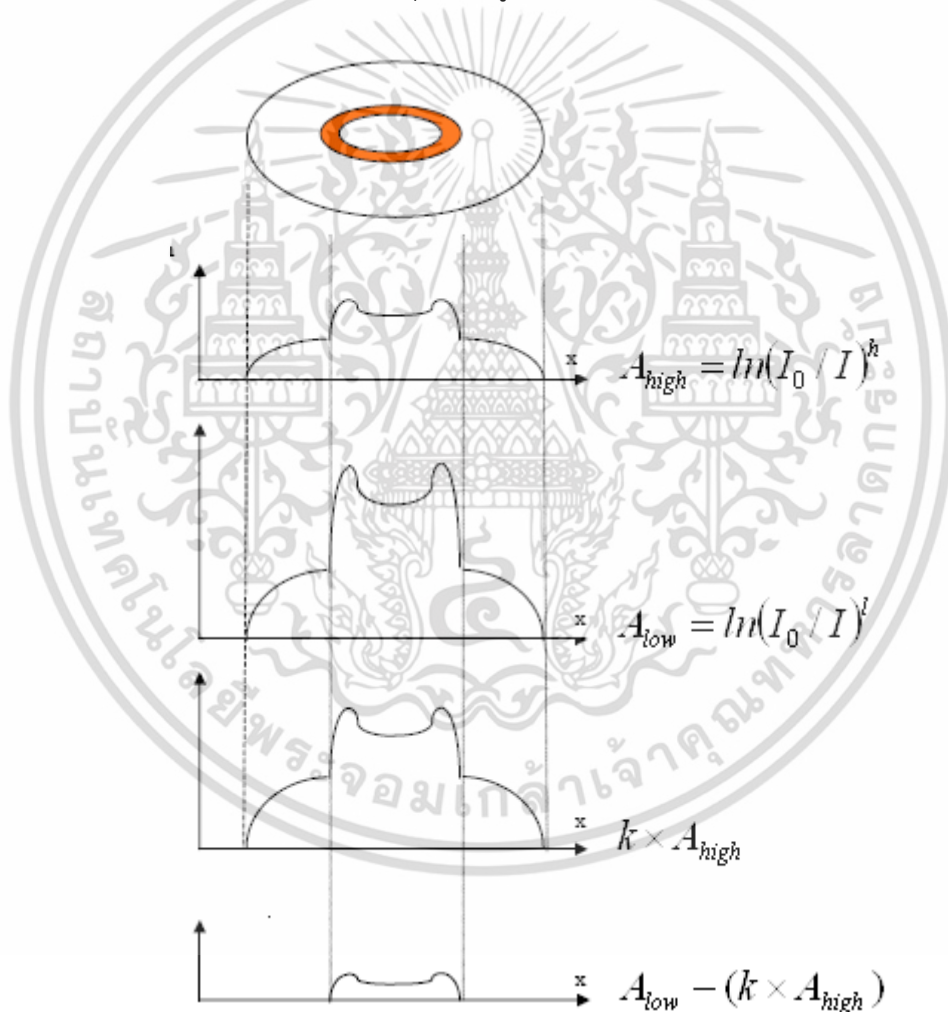
$$BMD = \frac{\ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^l - k \ln\left(\frac{I_0}{I}\right)^h}{\mu_b^l - k\mu_b^h} \quad \text{หน่วย } \frac{g}{cm^2} \quad (3.12)$$

สมการที่ (3.12) เป็นสมการที่ใช้หาค่า BMD ในส่วนของ BMC เราจะหาได้จาก

$$BMC = BMD \times area \quad \text{หน่วย } g \quad (3.13)$$

เมื่อ BMD คือ ความหนาแน่นของกระดูก (Bone Mineral Density)

BMC คือ ปริมาณแร่ธาตุในกระดูก (Bone Mineral Content)



รูปที่ 3.5 แสดงการกำจัดเนื้อเยื่อโดยลบบภาพเอ็กซ์เรย์ที่ระดับพลังงานสูงกับต่ำเพื่อให้ได้เฉพาะกระดูก เพื่อนำไปคำนวณหาค่า BMD และ BMC

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.2 หน่วยควบคุมแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์

หน่วยควบคุมแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์จะประกอบด้วยหน่วยหลัก ๆ ดังนี้ หน่วยควบคุมความต่างศักย์สูง (High Voltage Controller) จะประกอบด้วยออตโททรานฟอร์มเมอร์ที่ควบคุมการทำงานด้วยระบบ Servo-Motor เพื่อจ่ายต่อการควบคุมด้วยระบบคอมพิวเตอร์ ออตโททรานฟอร์มเมอร์ทำหน้าที่ปรับแรงดันที่ป้อนให้กับหม้อแปลงไฟฟ้าแรงสูง หม้อแปลงไฟฟ้าแรงสูงเป็นส่วนที่มีสำเร็จในหลอดเอ็กซ์เรย์ หลอดเอ็กซ์เรย์ที่ใช้จะใช้หลอดที่มีกำลังไม่สูงนักเช่นหลอดเอ็กซ์เรย์สำหรับถ่ายภาพมีขนาด Focal Spot เล็ก มีระบบหล่อเย็นเพื่อถ่ายเทความร้อนจากหัวหลอดเอ็กซ์เรย์ หน่วยสวิตช์ปิดเปิดการจ่ายไฟให้กับหม้อแปลงไฟฟ้าแรงสูงจะใช้อุปกรณ์ประเภท SCR ซึ่งทนกระแสได้สูง หน่วยควบคุมกระแสใส่หลอดประกอบด้วยอุปกรณ์ประเภทรีโอสตัท (ตัวต้านทานปรับค่าได้) และหม้อแปลงสเต็ปดาวน์ นอกจากนี้ยังประกอบด้วยหน่วยป้องกันอันตรายจากไส้หลอดขาดอันเกิดจากกระแสเกินพิกัด หน่วยป้องกันการโอเวอร์โวลตประกอบด้วยวงจรประเภทลอคจิกซึ่งจะควบคุมไม่ให้เกิดการตั้งพารามิเตอร์ของการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์อันได้แก่ ความต่างศักย์สูง กระแสใส่หลอด และเวลาสูงเกินกว่าความสามารถของหลอดเอ็กซ์เรย์อันจะก่อให้เกิดความเสียหายได้ หน่วยตั้งเวลาจะใช้ Software Timer โดยเขียนโปรแกรมในการใช้ Clock จากเครื่อง PC ในการควบคุมการเปิดปิดการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ผ่านทางการ์ดอินพุทเอาต์พุททำให้มีความแม่นยำสูง ในงานวิจัยนี้เราเลือกใช้แหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ที่ผลิตจากบริษัท INTER-KOR, INC ประเทศเกาหลี รุ่น Diox โดย Diox นั้นเป็นเครื่องเอ็กซ์เรย์ขนาดเล็กน้ำหนักเบา ปริมาณเอ็กซ์เรย์ที่ได้จาก Diox มีปริมาณไม่มาก จึงทำให้ผู้ใช้งานไม่ได้รับอันตรายจากเอ็กซ์เรย์ มีชุดควบคุมภายในตัวใช้สำหรับควบคุมการเอ็กซ์เรย์ไม่ว่าจะเป็น การควบคุมแรงดันไฟฟ้า กระแสไฟฟ้า และเวลาในการฉายเอ็กซ์เรย์ ซึ่งทำให้สะดวกในการใช้งาน ชุดกำเนิดแรงดันไฟฟ้าสูงเป็นชนิดความถี่สูง ทำให้ได้ภาพผลลัพธ์ที่คมชัด หลอดเอ็กซ์เรย์ขนาด 2 mA ขนาด Focal Spot 0.8 mm น้ำหนักรวม 1.4 กิโลกรัม



รูปที่ 3.6 แสดงหลอดเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในงานวิจัยนี้

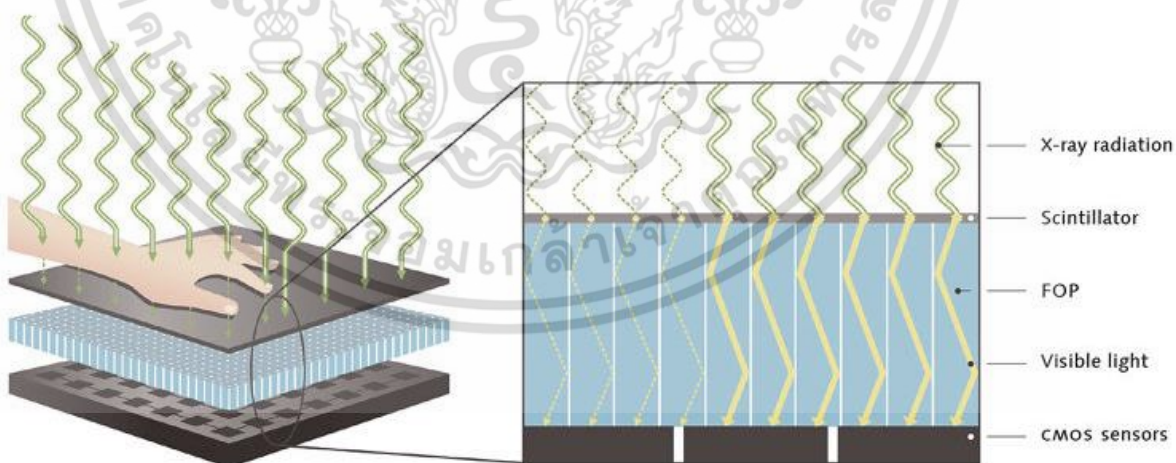
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.3 หน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์

ในงานวิจัยนี้เราเลือกใช้ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ ผลิตจากบริษัท HAMAMATSU PHOTONICS K.K. ประเทศญี่ปุ่น รุ่น C10819-01 และตัวเชื่อมต่อระหว่างเซนเซอร์กับคอมพิวเตอร์ รุ่น C9266-04 ซึ่งหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ใช้จะประกอบไปด้วยเซนเซอร์รับแสงชนิดซีซีดีที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (X-ray Scintillator) สารเรืองแสงเอ็กซ์เรย์ทำการแปลงเอ็กซ์เรย์เป็นแสงที่มองเห็นได้ หลักการทำงานของแผ่นเรืองแสงเอ็กซ์เรย์ คือเมื่อเอ็กซ์เรย์ตกกระทบแผ่นเรืองแสงเอ็กซ์เรย์ จะทำให้แผ่นเรืองแสงเอ็กซ์เรย์เรืองแสงในย่าน Visible Light ซึ่งความเข้มของแสงนั้นจะขึ้นอยู่กับปริมาณเอ็กซ์เรย์ที่มาตกกระทบ



รูปที่ 3.7 แสดงหน่วยตรวจจับเอ็กซ์เรย์

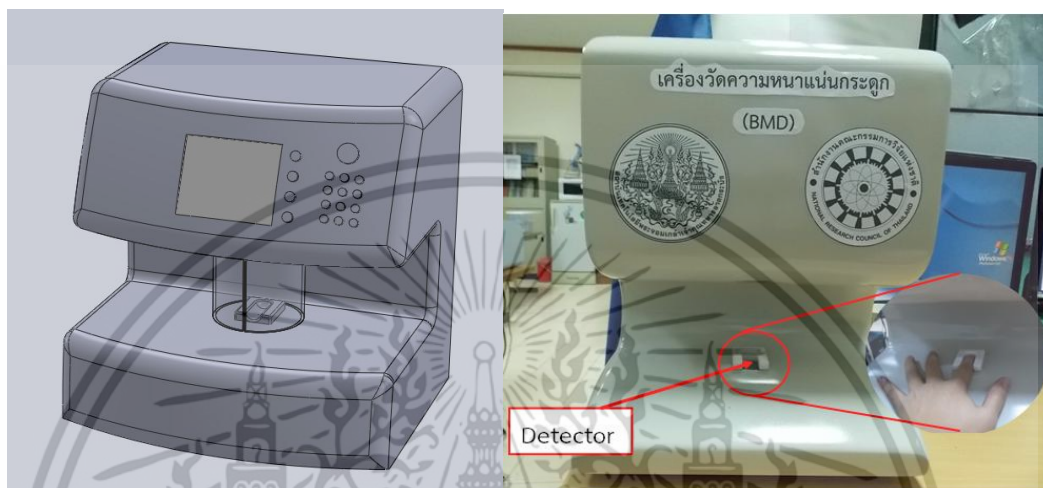


รูปที่ 3.8 แสดงการทำงานของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.4 โครงสร้างภายนอก

ในรูปที่ 3.9 แสดงการออกแบบโครงสร้างภายนอกของระบบวัดความหนาแน่นกระดูกโดยใช้เอ็กซ์เรย์ดังแสดงในรูปที่ 3.9 ซึ่งด้านหน้าเปิดโล่ง มีแท่นวางรูปตัวอย่างไว้สำหรับวางนิ้วมือที่ต้องการวัดความหนาแน่นกระดูก โครงสร้างภายนอกมีความกว้างxยาวxสูง โดยประมาณ 25 cm x 35 cm x 40 cm



รูปที่ 3.9 แสดงการเปรียบเทียบระบบหาความหนาแน่นกระดูกที่ออกแบบและสร้างขึ้นจริง

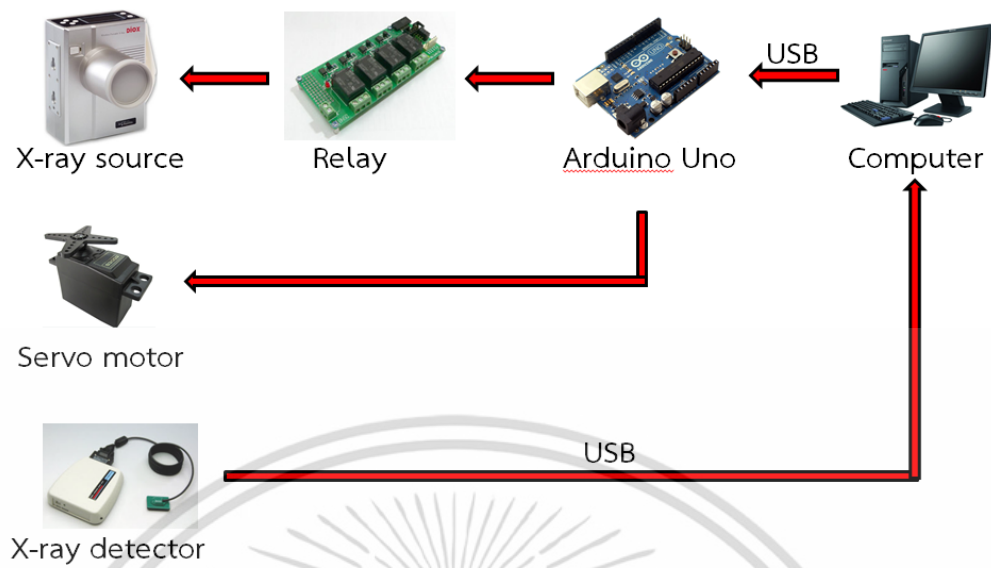
### 3.5 หน่วยควบคุมการทำงาน

หน่วยควบคุมการทำงานจะถูกควบคุมผ่านโปรแกรมทางคอมพิวเตอร์ ประกอบไปด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ ประเภท arduino รุ่น Uno เชื่อมต่อระหว่างคอมพิวเตอร์กับหน่วยควบคุมแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ รับคำสั่งจากโปรแกรมในคอมพิวเตอร์ ผ่านช่องทาง USB แบบ serialport โดยจะควบคุมการกำเนิดเอ็กซ์เรย์ผ่าน ET-OPTO RELAY4 ทำหน้าที่เปรียบเสมือนสวิตช์เปิด-ปิดของแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ และควบคุมความหนาของแผ่นอลูมิเนียมผ่านเซอร์โวมอเตอร์



รูปที่ 3.10 แสดง ET-OPTO RELAY4 (ซ้าย) Arduino รุ่น Uno (ขวา)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 3.11 แสดงการทำงานของระบบ



รูปที่ 3.12 แสดงการจัดวางของระบบ

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

### 3.6 ข้อมูลจำเพาะของระบบ

ตารางที่ 3.1 แสดงข้อมูลจำเพาะของระบบ

X-Ray Source		
X-Ray Installation	Tube Voltage	60kV
	Tube Current	2mA
X-Ray Tube	Anode Type	Stationary
	Anode Angle	20°
	Focal Spot	0.8mm
	Heat Capacity	8.5Khu
Exposure Time	0.21ms	
Total Filtration	Al 4.6mm, 6.6mm	
Detector		
Image sensor	S10810	
Window	Scintillator on 1.5mm thick FOP	
Number of pixels	1500(H) x 1000(V)	
pixel size	20 x 20 $\mu$ m	
X-ray resolution	15 Lp/mm min.	
Scan rate	1 MHz	
Mechanical		
Weight	12.5 kg	
Size	25 x 35 x 40 cm	
Input power	12 V DC	
Scan time	Less than 30 seconds	

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## บทที่ 4

### ผลการทดลองและอภิปรายผลการทดลอง

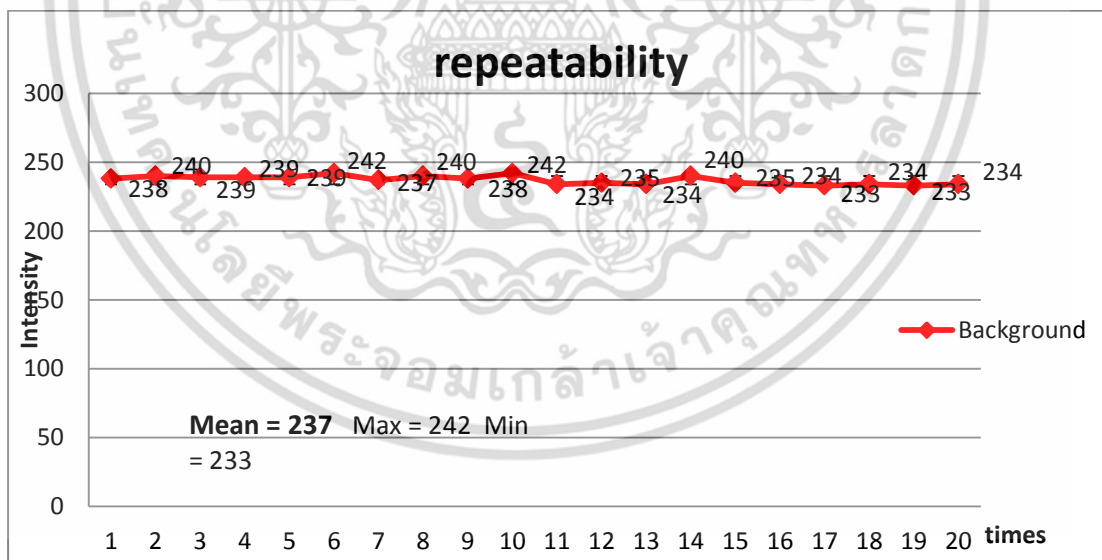
ในบทนี้จะกล่าวถึงการแสดงผลการทดลองที่เกี่ยวข้องกับการวัดความหนาแน่นและปริมาณของกระดูก โดยแบ่งผลการทดลองออกเป็น 5 หัวข้อหลักดังต่อไปนี้

#### 4.1 การทดสอบความผิดพลาดของการเปรียบเทียบ

##### 4.1.1 การทดสอบความคงที่เมื่อมีการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ

ความเที่ยงตรง (Precision) เป็นคุณสมบัติของวิธีวัด (Measurement Method) หรือเครื่องมือวัด (Measurement Devices) เครื่องมือวัดหรือระบบวัดจะมีความความเที่ยงตรงมากหรือน้อย สามารถพิจารณาจากขนาดของความผันแปรที่เกิดขึ้นโดยวัดวัตถุชิ้นเดียวกันหลายครั้ง โดยใช้ผู้วัด วิธีวัด เครื่องมือวัดชุดเดียวกัน ถ้าค่าจากการวัดวัตถุชิ้นเดียวกันซ้ำหลายครั้งได้ค่าใกล้เคียงกัน (โดยไม่สนใจว่าค่านั้นจะเป็นค่าที่ถูกต้องหรือไม่) หรือขนาดของความผันแปรในการวัดซ้ำเกิดขึ้นน้อย แสดงว่าระบบการวัดมีความเที่ยงตรงสูง

โดยในการทดลองจะมีการควบคุมค่าแรงดัน ค่ากระแส และค่าเวลาที่ใช้ในการเอ็กซเรย์ ในการทดลองจะทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำเป็นจำนวน 20 ครั้ง เพื่อหาการเปลี่ยนแปลงของเอาท์พุท (ค่าเฉลี่ยความเข้มของภาพ)



รูปที่ 4.1 แสดงผลการทดลองของการทดสอบความคงที่ของการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ

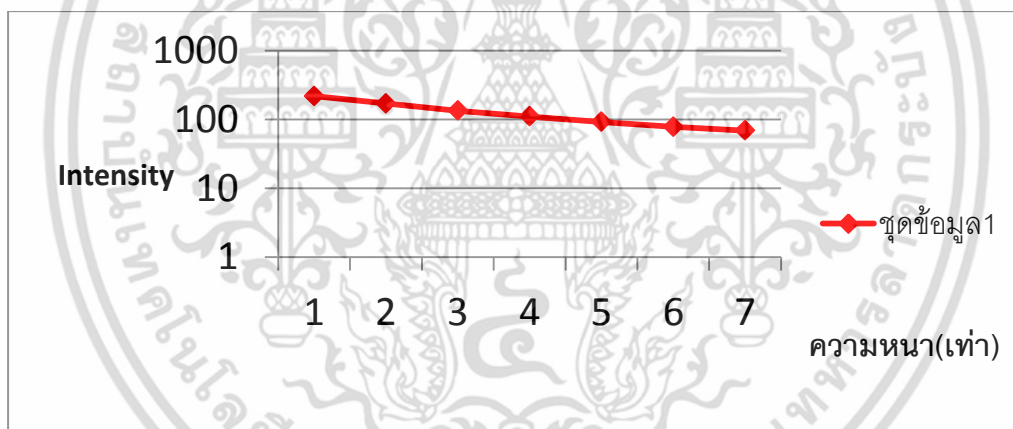
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

#### 4.1.2 การทดสอบความเป็นเชิงเส้น

การศึกษาค่าความเป็นเส้นตรงของการตรวจวัด (Linearity) โดยการตรวจวัดปริมาณความเข้มของภาพ การเปลี่ยนค่าพลังงานจะใช้ stepwedge กั้นระหว่างตัวกำเนิดเอ็กซ์เรย์กับตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์



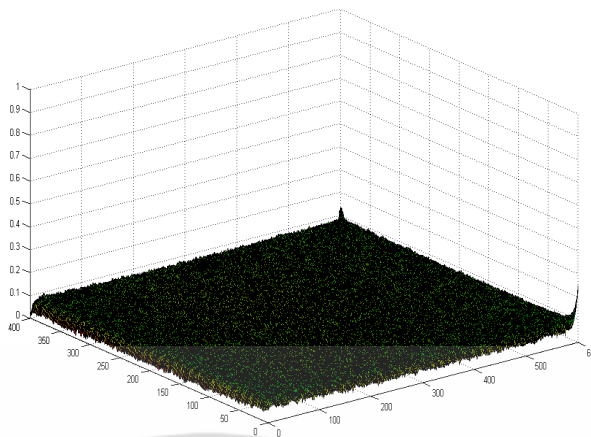
รูปที่ 4.2 แสดง stepwedge ที่ใช้ทำการทดสอบความเป็นเชิงเส้น



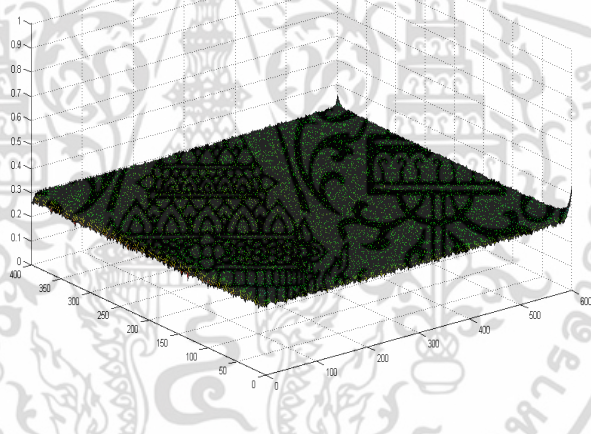
รูปที่ 4.3 แสดงผลที่ได้จากการทดลองความเป็นเชิงเส้น

#### 4.1.3 การทดสอบ uniformity

การทดสอบ **uniformity** เป็นการทดสอบเพื่อดูการตอบสนองของตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ โดยทำการฉายเอ็กซ์เรย์ใส่ตัวตรวจจับแบบไม่ผ่านวัตถุใด ๆ นำค่าความเข้มของภาพที่ได้มาพล็อตกราฟเพื่อดูว่าแต่ละพิกเซลนั้นมีค่าใกล้เคียงกันหรือไม่



รูปที่ 4.4 แสดงภาพการตอบสนองของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์เมื่อใช้ลูมิเนียม 1 แผ่น



รูปที่ 4.5 แสดงภาพการตอบสนองของตัวตรวจจับเอ็กซเรย์เมื่อใช้ลูมิเนียม 2 แผ่น

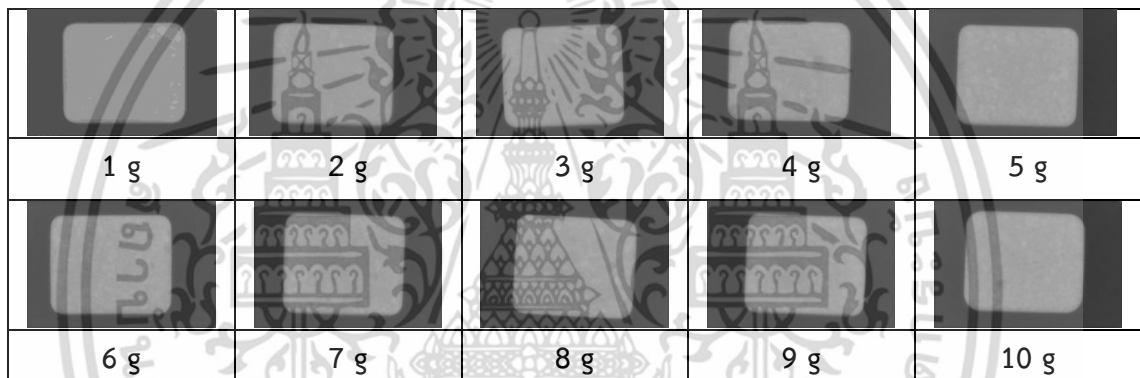
#### 4.2 การปรับแต่งเครื่องเอ็กซเรย์ เพื่อวัดความหนาแน่นและปริมาณแคลเซียมโดยวิธี 2 ระดับพลังงาน

สำหรับการทดลองเราจะสร้างแพนทอม 10 ชั้น โดยแต่ละชั้นจะประกอบด้วยปูนปลาสเตอร์ ผสมกับปริมาณของแคลเซียม ( $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) ต่าง ๆ กัน ตั้งแต่ 1 กรัมจนถึง 10 กรัม โดยเพิ่มทีละ 1 กรัม รวมทั้งหมด 10 ชั้น ดังรูปที่ 4.5 และทำการยิงรังสีเอ็กซ์ที่ระดับแรงดันสูงกับต่ำ แล้วนำภาพเอ็กซเรย์ที่ได้ทั้ง 2 ระดับพลังงานมาผ่านกระบวนการวิธีของ DEXA จะได้ผลดังรูปที่ 4.6 และ 4.7 ซึ่งสามารถแสดงผลได้ตามตารางที่ 4.1

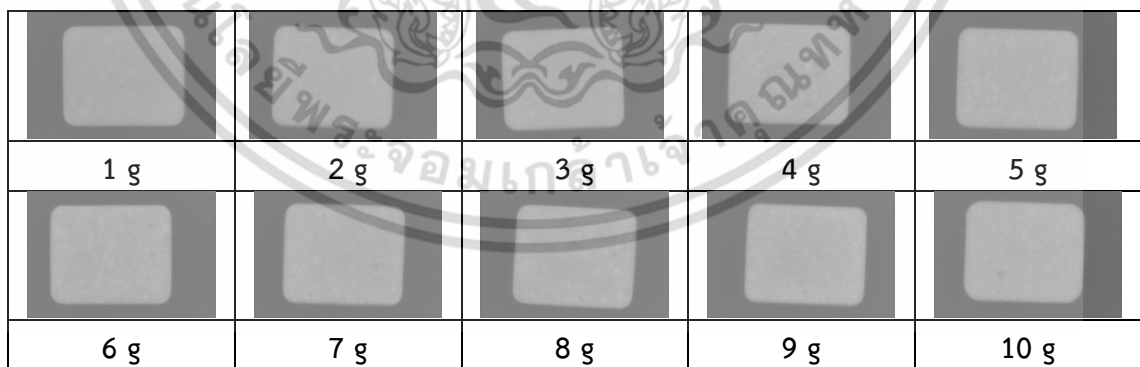
เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.6 แสดงแพนทอม 10 ชั้นที่มีปริมาณแคลเซียมแตกต่างกัน



รูปที่ 4.7 แสดงภาพเอ็กซเรย์ของแพนทอมเมื่อใช้พลังงานต่ำ

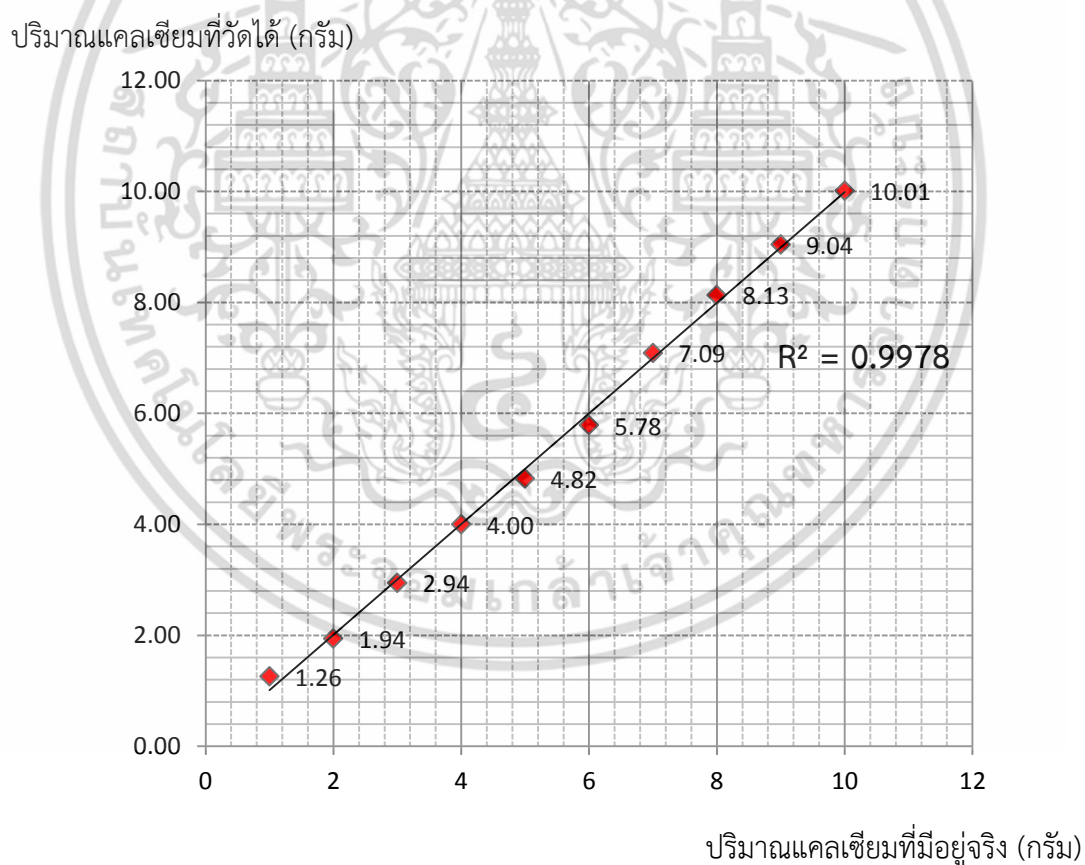


รูปที่ 4.8 แสดงภาพเอ็กซเรย์ของแพนทอมเมื่อใช้พลังงานสูง

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ตารางที่ 4.1 แสดงค่าปริมาณแคลเซียมที่วัดได้จากแท่งแคลเซียมโดยวิธี DEXA

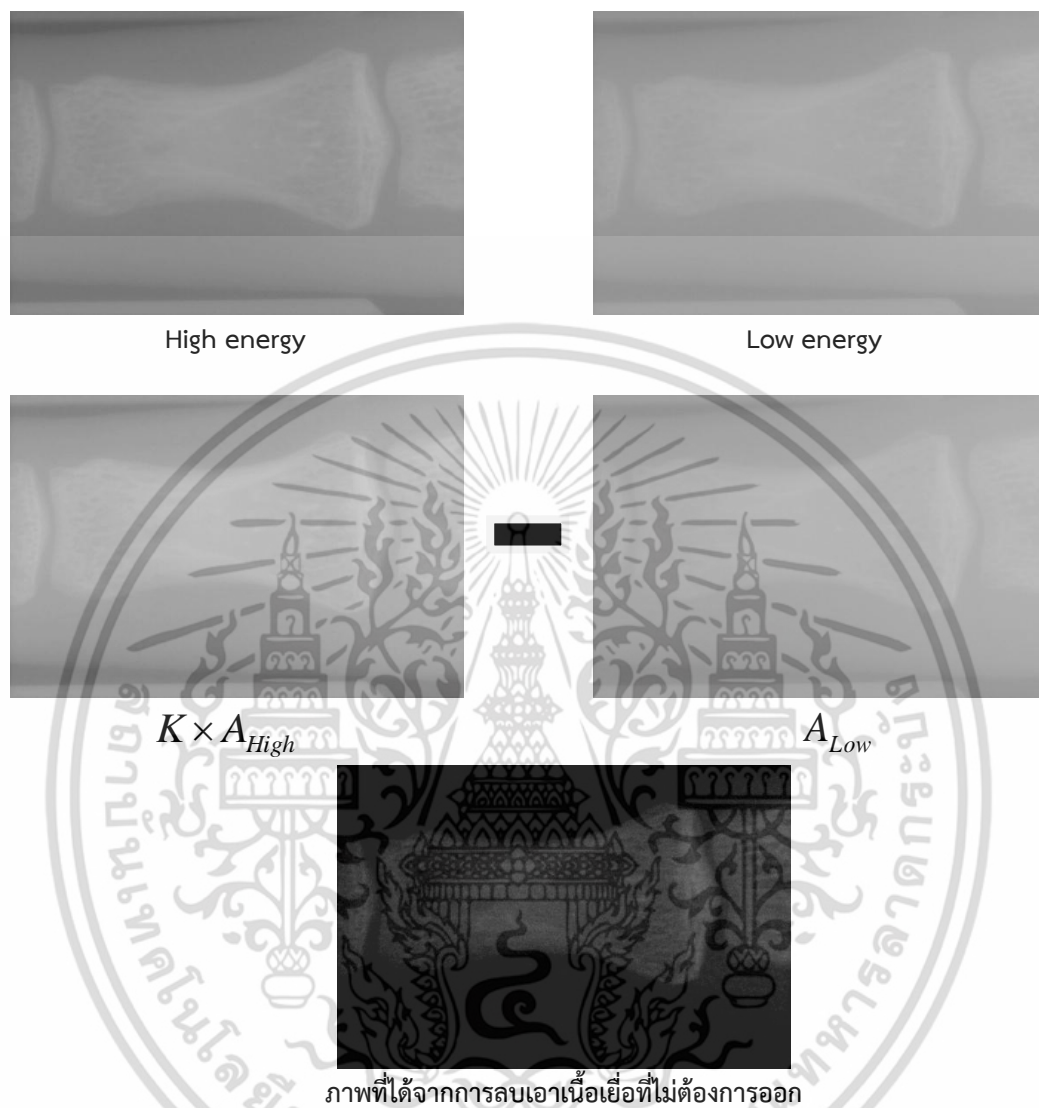
ปริมาณแคลเซียมที่มีอยู่จริง (กรัม)	ปริมาณแคลเซียมที่วัดได้ (กรัม)
1	1.25727
2	1.93847
3	2.93996
4	3.99538
5	4.82229
6	5.78416
7	7.08574
8	8.12941
9	9.03785
10	10.00943



รูปที่ 4.9 แสดงกราฟเปรียบเทียบปริมาณแคลเซียมที่มีอยู่จริงกับปริมาณที่วัดได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

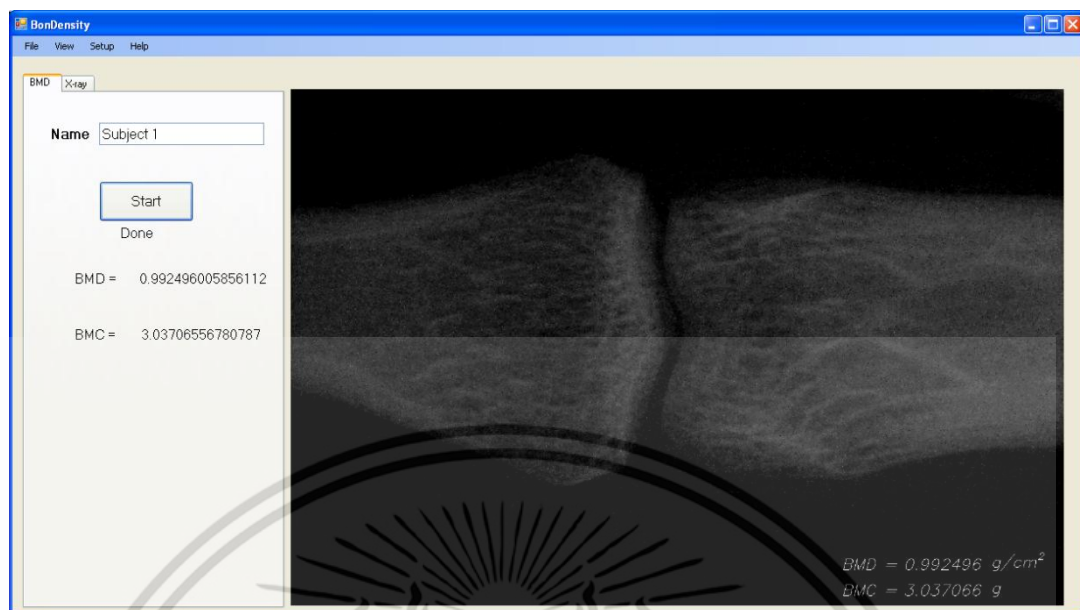
### 4.3 ผลการทดสอบวัดจริงกับผู้ทดลอง 4 คน



รูปที่ 4.10 แสดงผลลัพธ์ที่ได้จากการวัดบริเวณข้อนิ้วด้วยวิธี DEXA

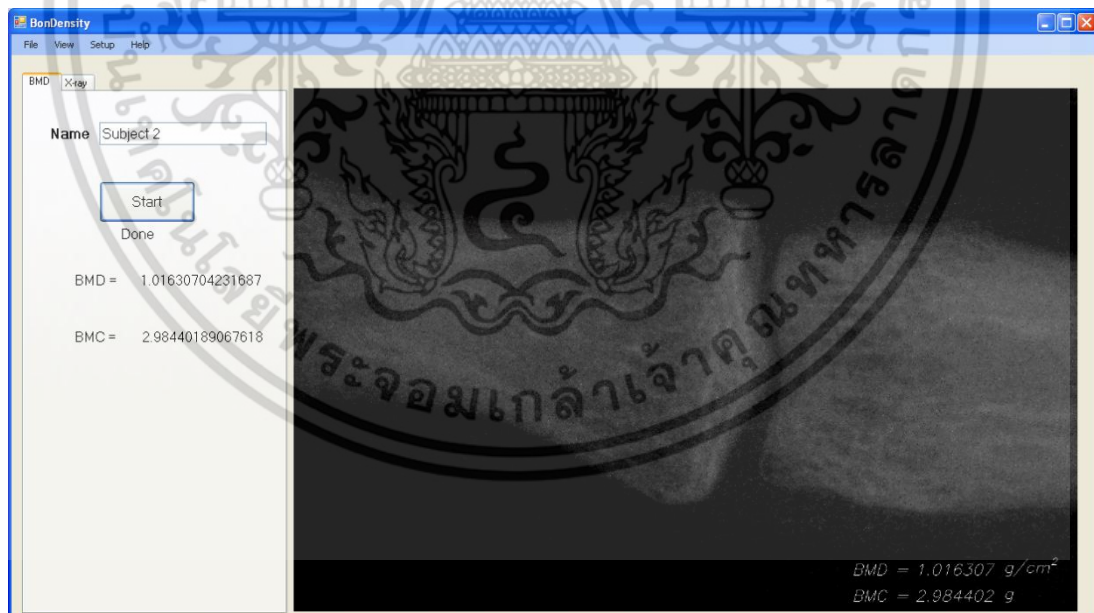
เมื่อได้ภาพเอ็กซเรย์ที่ทำการลบเอาเนื้อเยื่อออกแล้ว เราจะนำภาพที่ได้มาทำการหาค่าความหนาแน่นของกระดูก (Bone Mineral Density, BMD) และปริมาณแร่ธาตุในกระดูก (Bone Mineral Content, BMC)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



$$\begin{aligned} \text{BMD} &= 0.9924 \text{ g/cm}^2 \\ \text{BMC} &= 3.037 \text{ g} \end{aligned}$$

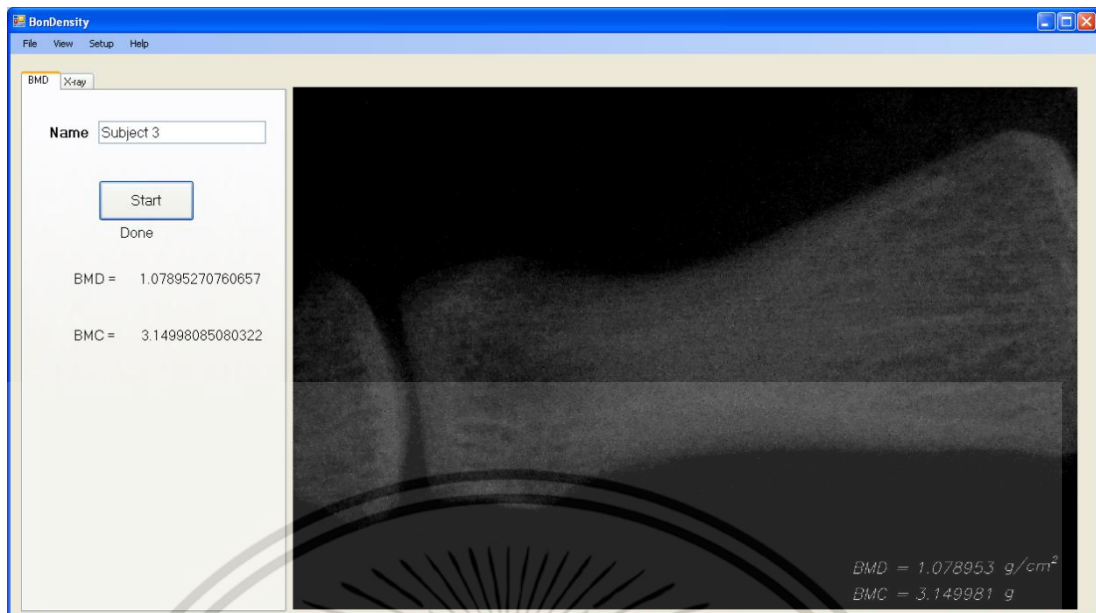
รูปที่ 4.11 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 1



$$\begin{aligned} \text{BMD} &= 1.0163 \text{ g/cm}^2 \\ \text{BMC} &= 2.984 \text{ g} \end{aligned}$$

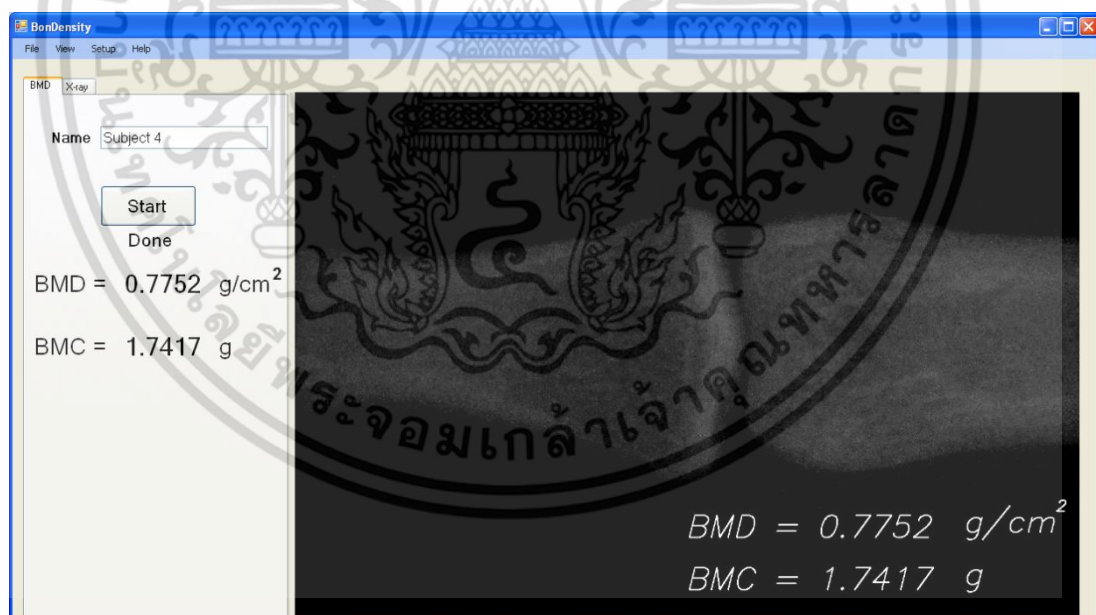
รูปที่ 4.12 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



$$\begin{aligned} \text{BMD} &= 1.0789 \text{ g/cm}^2 \\ \text{BMC} &= 3.149 \text{ g} \end{aligned}$$

รูปที่ 4.13 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 3



$$\begin{aligned} \text{BMD} &= 0.7752 \text{ g/cm}^2 \\ \text{BMC} &= 1.7417 \text{ g} \end{aligned}$$

รูปที่ 4.14 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

ค่า BMD ที่ได้จากการทดลองวัดกระดูกที่บริเวณข้อนิ้ว เราจะนำมาเปรียบเทียบกับค่า BMD ที่วัดได้จากเครื่องจริง โดยเครื่องที่ใช้ในการเปรียบเทียบนี้จะมีอยู่ในโรงพยาบาลทั่วไป เราเลือกใช้ GE รุ่น DPX-NT ใช้วิธีการวัดแบบ DEXA ซึ่งเป็นวิธีเหมือนกันกับที่เราใช้ในการทดลอง



รูปที่ 4.15 แสดงเครื่องวัดความหนาแน่นของกระดูกที่ใช้ในการทดลอง (GE รุ่น DPX-NT)

ตารางที่ 4.2 แสดงค่า BMD ที่ได้จากการทดลองเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากเครื่องจริง

คนที่	BMD (Research)	BMD (Commercial)
1	0.9924	0.7500
2	1.0163	0.7560
3	1.0789	0.7780
4	0.7751	0.6590

#### 4.4 การหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากเครื่องวัดจริงกับค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากงานวิจัย

เพื่อให้ผลการวิจัยมีความชัดเจนมากยิ่งขึ้น เราจะหาความสัมพันธ์ระหว่างทั้งสองตัวแปร นั่นคือ  $BMD_{res}$  (ค่าที่ได้จากงานวิจัย) กับ  $BMD_{com}$  (ค่าที่ได้จากเครื่องวัดจริง) เนื่องจากจะทำให้สามารถประมาณค่า และทำนายหรือพยากรณ์ค่าของตัวแปรหนึ่งได้ โดยในงานวิจัยนี้ใช้วิธีวิเคราะห์สหสัมพันธ์ (Correlation) และการถดถอย (Regression)

ในการวิเคราะห์สหสัมพันธ์และการถดถอยมุ่งต้องการหาคำตอบว่าตัวแปรที่นำมาหาความสัมพันธ์นั้นมีรูปแบบและทิศทางความสัมพันธ์กันอย่างไร มีปริมาณความสัมพันธ์กันหรือไม่ มากน้อยเพียงใด และประมาณค่า (Estimate) หรือทำนาย (Predict) ตัวแปรตาม (Y) จากตัวแปรอิสระ (X) ได้อย่างไร ซึ่งการคำนวณเราจะใช้สูตรดังสมการที่ (4.1)

$$r_{xy} = \frac{SP}{\sqrt{(SSX)(SSY)}} \quad (4.1)$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

เมื่อ

$$SP = \sum XY - \frac{(\sum X)(\sum Y)}{n}$$

$$SSX = \sum X^2 - \frac{(\sum X)^2}{n}$$

$$SSY = \sum Y^2 - \frac{(\sum Y)^2}{n}$$

N คือ จำนวนคู่ของข้อมูลหรือขนาดกลุ่มตัวอย่าง

X คือ ค่าของตัวแปร X

Y คือ ค่าของตัวแปร Y

SP คือ ผลรวมของผลคูณระหว่างตัวแปร X และ Y

SSX คือ ผลรวมของผลต่างกำลังสองของตัวแปร X

SSY คือ ผลรวมของผลต่างกำลังสองของตัวแปร Y

ตารางที่ 4.3 แสดงตารางเตรียมข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์

คนที่	X	Y	X <sup>2</sup>	Y <sup>2</sup>	XY
	BMD (Research)	BMD (Commercial)			
1	0.9924	0.7500	0.9849	0.5625	0.7443
2	1.0163	0.7560	1.0329	0.5715	0.7683
3	1.0789	0.7780	1.1640	0.6053	0.8394
4	0.7751	0.6590	0.6008	0.4343	0.5108
รวม	3.8627	2.9430	3.7825	2.1736	2.8628

จากสมการที่ (4.1) จะได้

$$SSX = 3.7825 - \frac{3.8627^2}{4} = 0.0524$$

$$SSY = 2.1736 - \frac{2.943^2}{4} = 0.0083$$

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

$$SP = 2.8628 - \frac{[(3.8627) \times (2.9430)]}{4} = 0.0208$$

จะได้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient)

$$r_{xy} = \frac{0.0208}{\sqrt{(0.0524)(0.0083)}} = 0.9987 \quad (4.2)$$

**ตารางที่ 4.4** แสดงค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ และสัมประสิทธิ์ความแปรผันระหว่างค่า BMD ที่ได้จากการทดลองกับค่า BMD ที่วัดจากเครื่องจริง

	$\bar{X}$	S.D.	$r_{xy}$	$r_{xy}^2$
BMD <sub>Research</sub>	0.9657	0.1322	0.9987	0.9974
BMD <sub>Commercial</sub>	0.7358	0.0526		

จากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient,  $r_{xy}$ ) ที่คำนวณได้ ทำให้เราทราบว่าตัวแปรทั้งสองมีความสัมพันธ์กันในเชิงบวก (เครื่องหมายหน้าค่า  $r_{xy}$  เป็นบวก) และมีความสัมพันธ์กันมาก (มีค่าใกล้ 1.0)

เมื่อเราศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง 2 ตัวแปรแล้ว ขั้นตอนต่อไปจึงสร้างสมการถดถอย (Regression equation) เพื่อศึกษาแนวโน้ม และทำนายตัวแปรตามจากตัวแปรอิสระที่ทราบค่าแล้ว ดังสมการที่ (4.3)

$$Y = a + bX \quad (4.3)$$

เมื่อ

$$b = \frac{SP}{SSX} = 0.3971$$

$$a = \bar{Y} - b\bar{X} = 0.3522$$

เราจะได้สมการทำนายค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากการทดลองด้วยการแทนค่า a และ b ลงในสมการที่ (4.3) ดังนี้

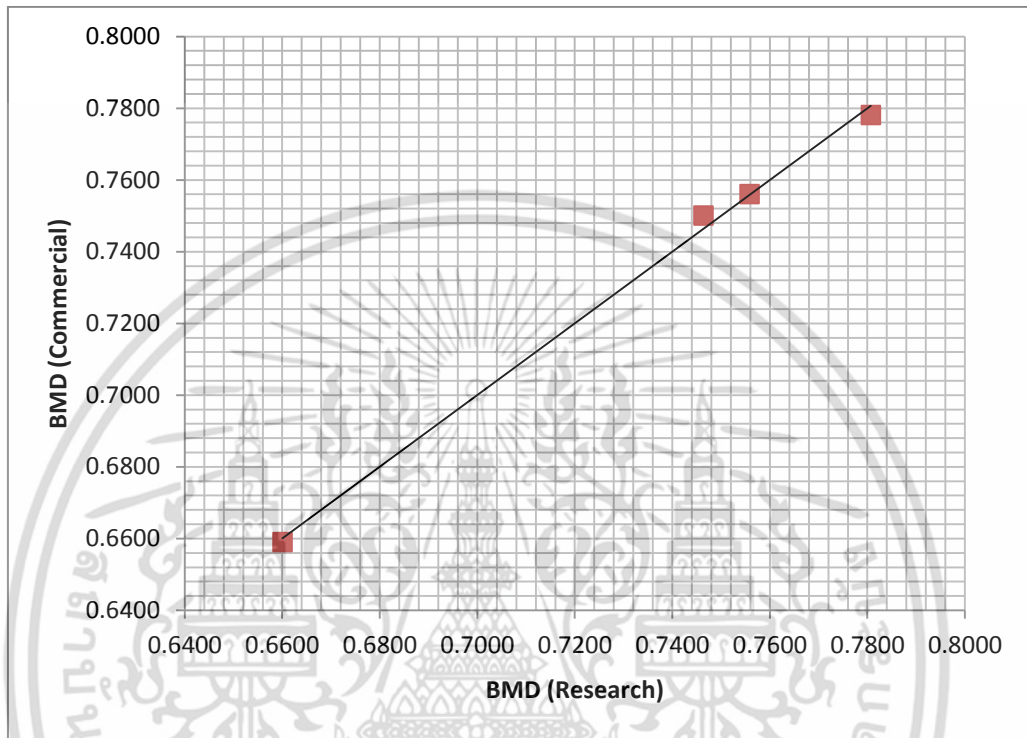
$$Y = 0.3522 + 0.3971X$$

คำนวณค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการทำนาย (Standard Error of estimate) โดยใช้สมการที่ (4.4)

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้าไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

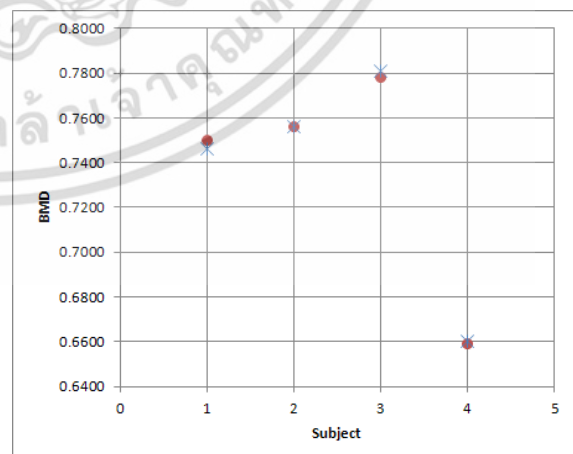
$$\begin{aligned}
 SE_{est} &= s_y \sqrt{1 - r_{xy}^2} \\
 &= 0.0526 \sqrt{1 - 0.9974} \\
 &= 0.0027
 \end{aligned}
 \tag{4.4}$$

Standard Error of estimate = 0.27%



รูปที่ 4.16 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่า BMD ที่ได้จากการทดลองกับค่า BMD ที่ได้จากเครื่องวัดจริง

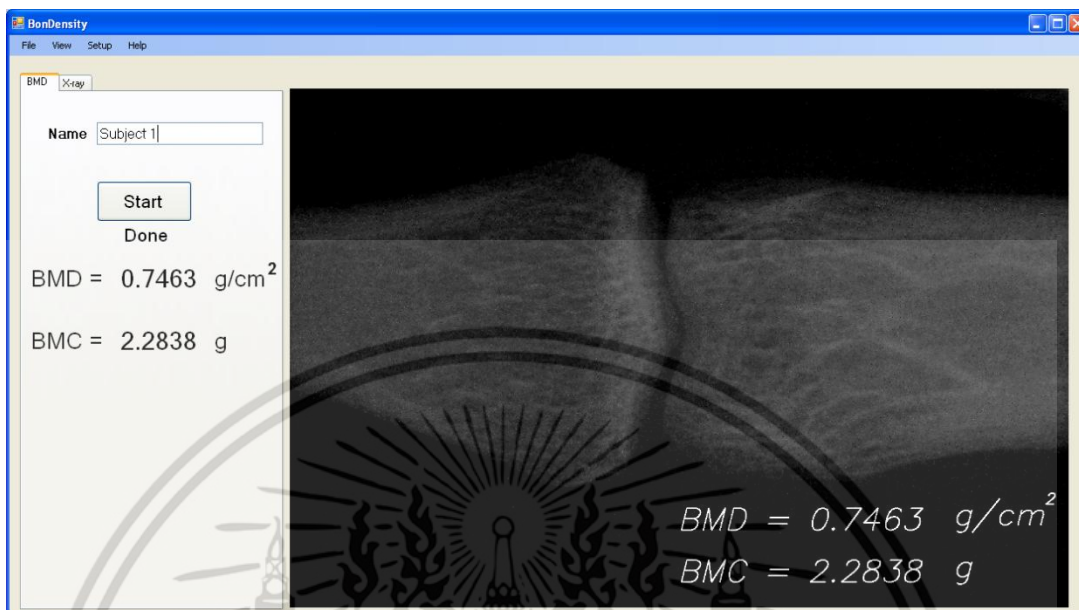
คนที่	BMD (Research)	BMD (Commercial)
1	0.7463	0.7500
2	0.7558	0.7560
3	0.7807	0.7780
4	0.6600	0.6590



รูปที่ 4.17 แสดงตารางและกราฟค่า BMD ค่าใหม่ด้วยการแทนค่า a และ b ในสมการทำนายเปรียบเทียบกับค่า BMD ที่วัดได้จากเครื่องวัดจริง (วงกลม คือ ค่าจริง กากบาท คือ

ค่าที่ได้จากสมการทำนาย) เพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

นำค่า a และ b ไปแทนค่าในสมการทำนาย และปรับโปรแกรมใหม่ให้ได้ผลออกมาใกล้เคียงกับค่าจริง

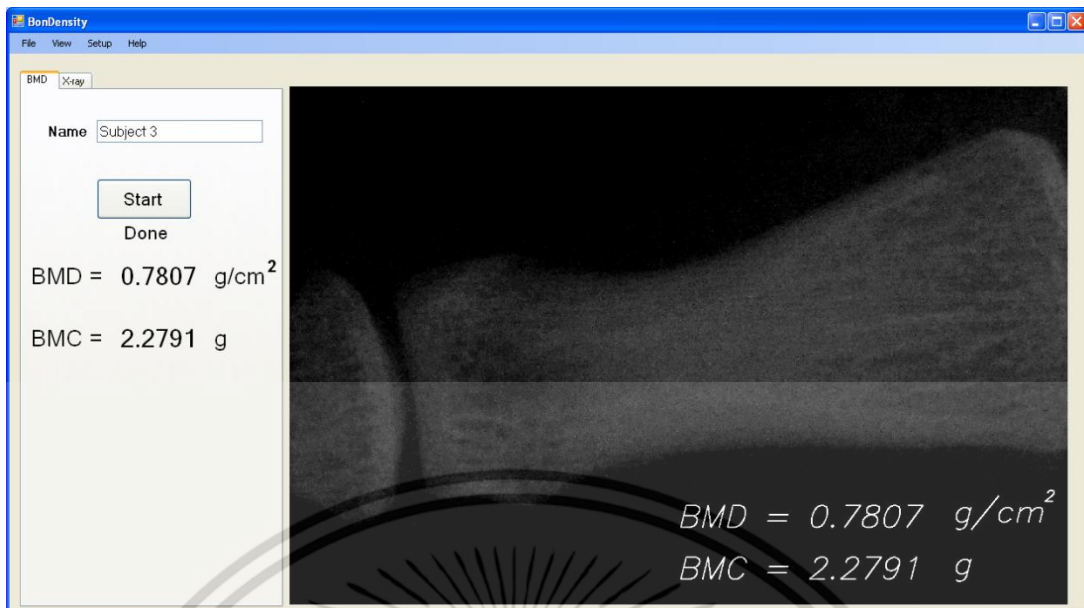


รูปที่ 4.18 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 1



รูปที่ 4.19 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 2

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้



รูปที่ 4.20 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 3



รูปที่ 4.21 แสดงผลลัพธ์ค่า BMD และ BMC ผู้ทดลองคนที่ 4

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## สรุปผลการทดลองและข้อเสนอแนะ

### 5.1 สรุปผลการทดลอง

รายงานขององค์การอนามัยโลก (WHO) พบว่าโรคกระดูกพรุนเป็นปัญหาทางสาธารณสุขอันดับสองรองจากโรคหัวใจและหลอดเลือด โรคกระดูกพรุนจะเกิดได้ใน 1-3 ของผู้หญิงช่วงอายุ 60 ถึง 70 ปี และ 2 ใน 3 ที่อายุมากกว่า 80 ปี ประมาณว่ามีผู้หญิงมากกว่า 200 ล้านคนทั่วโลกที่ทุกข์ทรมานจากโรคกระดูกพรุน ผลเสียที่ตามมาของโรคนี้ก็คือ ทำให้คนไข้ที่กระดูกหักเคลื่อนไหวไม่ได้ ต้องนอนอยู่บนเตียงตลอดเวลา มีโอกาสเป็นโรคร้ายแรงต่าง ๆ ตามมาอีกมากมาย เช่น โรคเรื้อรังของระบบหายใจ ผลกดทับ ทางเดินปัสสาวะอักเสบ การติดเชื้อ และอาจเสียชีวิตในที่สุด ในกรณีที่สามารถผ่าตัดรักษาได้ ผลของการรักษาอาจไม่หายกลับมาปกติหรือทำงานตามเดิมไม่ได้ ซึ่งทำให้เสียทรัพยากรของทั้งครอบครัวและส่วนรวม

อุบัติการณ์ของโรคกระดูกพรุนในประเทศไทยกำลังมีแนวโน้มสูงขึ้น การวินิจฉัยในปัจจุบันคือการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกด้วยเครื่อง DXA แม้ว่าการวัด BMD จะเป็นวิธีที่ดีที่สุดในปัจจุบันในการบอกถึง osteoporosis และ osteoporotic fracture แต่มีข้อจำกัดเนื่องจากเครื่องวัดความหนาแน่นของกระดูกยังไม่มีแพร่หลาย เครื่องมือมีราคาแพง และมีขนาดใหญ่ ไม่สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก จึงยากต่อการเข้ารับการรักษาของผู้ที่อยู่ห่างไกล

งานวิจัยนี้นำเสนอการวัดความหนาแน่นของแคลเซียมและกระดูก (bone densitometry) บริเวณกระดูกนิ้วมือ (phalangea) โดยใช้วิธีเอ็กซเรย์สองระดับพลังงาน (dual x-ray absorptiometry, DXA) ระบบที่ใช้ทำการทดลองประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก ๆ 3 ส่วน ได้แก่ หน่วยควบคุมแหล่งกำเนิดเอ็กซเรย์ หน่วยตรวจจับเอ็กซเรย์ และโครงสร้างภายนอก จากผลที่ได้จากการทดลอง ทั้งการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำ ความเป็นเชิงเส้น หรือวัดความละเอียดของภาพ แสดงให้เห็นแล้วว่าระบบนี้สามารถที่จะใช้งานได้เป็นอย่างดี

สำหรับวิธีการตรวจวัดเราเลือกใช้วิธี DXA เนื่องจากเป็นวิธีที่ดีที่สุดในปัจจุบัน โดยใช้แหล่งกำเนิดรังสีที่มีสองระดับพลังงาน รังสีที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะถูกทำให้เบาบางลงมากกว่ารังสีที่มีระดับพลังงานสูงกว่า เมื่อผ่านตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่ออ่อนและกระดูก แต่การทำให้เบาบางลงของรังสีที่มีระดับพลังงานต่ำกว่านี้จะปรากฏชัดเมื่อผ่านกระดูกมากกว่าเนื้อเยื่ออ่อน จึงสามารถใช้หลักการนี้ในการคำนวณตัดผลของการทำให้เบาบางลงของเนื้อเยื่ออ่อนออกไป ทำให้วัดความหนาแน่นเฉพาะของกระดูกได้ จากการทดลองเราต้องกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่ใช้ในการคำนวณในแต่ละผู้ทำการทดลองให้เหมือนกัน เพื่อให้ได้ผลที่มีความถูกต้องที่สุด

### 5.2 ปัญหาและอุปสรรค

ในการเปรียบเทียบผลที่ได้จากการใช้เครื่องวัดความหนาแน่นของกระดูกจากต่างประเทศ โดยตั้งสมมติฐานว่าเครื่องดังกล่าวได้ถูกใช้งานทางการแพทย์ตามโรงพยาบาล จึงได้มีการเปรียบเทียบอย่างถูกต้อง การเปรียบเทียบที่ถูกต้องควรใช้เครื่องที่ใช้ในการเปรียบเทียบโดยตรง แต่ด้วยงบประมาณที่จำกัด จึงไม่สามารถจัดหาเครื่องดังกล่าวมาใช้ได้

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ตัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] ยุทธนา ปิติธีรภาพ. 2550. การวัดความหนาแน่นของแคลเซียมและกระดูกโดยใช้วิธีเอกซเรย์สองระดับพลังงาน. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [2] เอกภพ งามละเมียด. 2548. เทคนิคการสร้างหน่วยตรวจจับเอกซเรย์ชนิดแกวยาวโดยใช้สารเรืองแสงเคลือบบนโฟโตทรานซิสเตอร์. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [3] Rowlands, J. A. Current Advances and Future Trends in X-Ray Digital Detectors for Medical Applications. **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, vol.47, no.6, December, 1998.
- [4] Van Kuijk, C. and Genant, HK. **Radiogrammetry and Radiographic Absorptiometry**. Bone Densitometry and Osteoporosis. Berlin : 1998.
- [5] Wasnich, RD. **Perspective on Fracture Risk and Phalangeal Bone Mineral Density**. 1998. pp.259–268.
- [6] Ravn, P. Overgaard, K. Huang, C. Ross, PD. Green, D. and McClung, M. **Comparison of Bone Densitometry of the Phalanges Distal Forearm and Axial Skeleton in Early Postmenopausal Women Participating in the EPIC Study**. *Osteoporos Int*. 1996. pp.308–313.
- [7] Deodhar, AA. Brabyn, J. Jones, PW. Davis, MJ. and Woolf, AD. **Measurement of Hand Bone Mineral Content by Dual Energy X-ray Absorptiometry, Development of the Method and its Application in Normal Volunteers and in Patients with Rheumatoid Arthritis**. 1994. pp.685–690.
- [8] สมพงษ์ สุวรรณวลัยกร. 2543. โรคกระดูกพรุน. โรคกระดูกพรุน-โรคปวดหลัง, กรุงเทพมหานคร: เรือนแก้วการพิมพ์.

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล นายยุทธชนม์ พรหมวอน  
 วัน เดือน ปีเกิด 15 สิงหาคม พ.ศ. 2532  
 สถานที่เกิด จังหวัดกรุงเทพมหานคร  
 ที่อยู่ บ้านเลขที่ 28/10 หมู่ 7 แขวงโคกแฝด เขตหนองจอก  
 กรุงเทพฯ รหัสไปรษณีย์ 10530 เบอร์โทร 02-988-1118  
 yuttachon@gmail.com

ประวัติการศึกษา 2551 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต ภาควิชาวิศวกรรม  
 ชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัย  
 ศรีนครินทรวิโรฒ

### ผลงานทางวิชาการที่ได้รับการยอมรับ

2012: The 5<sup>th</sup> Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2012) in titled “Development of Bone Mineral Density and Bone Mineral Content Measurements System Using A Dual Energy X-ray”, at UbonRatchathani, Thailand.

# ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์เผยแพร่

The 2012 Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON-2012)

## Development of Bone Mineral Density and Bone Mineral Content Measurements System Using a Dual Energy X-ray

Y. Promworn and C. Pintaviroj

Department of Electronics, Faculty of Engineering  
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok 10520 Thailand  
yuttachon@gmail.com

**Abstract**— This paper presented a design of a bone mineral density (BMD) and bone mineral content (BMC) measurements system. The main components consist of an outer structure with lead sheet for x-ray protection, x-ray source controlled by microcontroller, CCD-type x-ray detector, detector controller, and computer program for devices control. The acquired x-ray image is sent to PC for image processing. The bone mineral density and bone mineral content measurement is based on dual energy x-ray absorptiometry. The concept of dual energy x-ray is adopted to estimate the BMD on the finger bone. The preliminary results are fairly promising.

**Index Terms**— BMD, BMC, Dual energy x-ray

### I. INTRODUCTION

Bone is the basic unit of the human skeletal system and provides the framework for and bears the weight of the body, protects the vital organs, supports mechanical movement. Normal bone is very strong like as a metal or rock. The bone consists of the protein collagen which is the fiber link with a calcium phosphate salt is a substance that makes bones strong. Tensile strength and regrouped Calcium salts in bone is 99 percent and 1 percent in the blood.

Osteoporosis is a condition that causes weakening of the bones because the mineral calcium in the bones decreases. Osteoporosis is a causes the humpback and bone fragility. Osteoporosis is called the "deadly silence" because the symptoms of the disease will move forward all the time without warning before. The patient will know when the bone had broken already. Osteoporosis was found in women than men because women have bone mass less than men. When women are menopausal and hormone estrogen decrease, which helps calcium to hold the bone down.

The diagnosis is usually detected after the patient has already suffered broken bones. The examination is performed by measuring bone mineral density only. So we develop the bone mineral density and bone mineral contain measurement system for diagnosis an osteoporosis.

In this paper, the design and construction a system for bone density measurement based on dual-energy x-ray absorption [2] is purposed. The system unit consists of an outer structure

with lead sheet for x-ray protection, x-ray source which is controlled by microcontroller, CCD x-ray detector, detector controller, and computer program for devices control.

The paper is organized as follows: Section 2-4 is devoted to all of the devices in system. Section 5 the principle of dual energy x-ray and its application to BMD estimation. Section 6 is devoted to active contour which is used to estimate the area of the bone. Experiments and results are given in section 7. Conclusions and Discussion is provided in section 8.

### II. X-RAY SOURCE & CONTROLLER

We use the dental x-ray "DIOX" from INTER-KOR, INC Company because DIOX offers various advantages including miniature-sized, low power consumption and cost effective. The x-rays from DIOX are less so the users will not be harmed by x-rays. DIOX is controlled by the user easily because there are electro-dynamics Power and time X-ray emission, which makes it convenient to use. High voltage generator is a high frequency. The output image is high resolution. The X-ray tube is 2 mA and focal spot 0.8 mm with the weight of 1.4 kg. The x-ray source is controlled by microcontroller and connected with PC by serial port.



Fig. 1 X-ray source "DIOX"

### III. X-RAY DETECTOR & CONTROLLER

We used the X-ray detector type CCD from HAMAMATSU PHOTONICS KK Japan Model C10819, and detector controller for connection between the sensor and the computer model C9266. The X-ray detector consists of Sensor Light CCD that is coated by X-ray Scintillator to convert X-ray into

visible light that depends on the amount of X-ray source. The detector control and data transmission can be performed between this product and PC via USB (compliant with USB2.0). The provided DLL (dynamic link library) is also included in the application software of the C10819 series and the software can be developed conveniently.



Fig. 2 X-ray detector & Controller

#### IV. OUTER STRUCTURE

A design of the outer structure consists of the double walls and there are lead sheet between both of wall for x-ray protection. Front panel of the structure is opened to measure BMD on the a finger bone. Around the detector, there is a glass curtain of lead for x-ray protection. Above there are the control buttons and display screen settings. Structures are 25 cm x 35 cm x 40 cm.



Fig. 3 Outer structure

#### V. DUAL ENERGY X-RAY

The concept of bone density measure based on dual-energy absorption is discussed in this subsection.

If we traverse the x-ray energy to the object and measure the transmitted x-ray denoted as  $I$ , we can have the relation.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1)$$

where  $x$  is the thickness of the object traversed by x-ray.  
 $\mu$  is linear X-ray attenuation coefficient.

$$\text{If } \mu_m = \mu/\rho \quad (2)$$

$$\text{and } M = \rho x \quad (3)$$

We can linearize equation (1) as

$$\ln(I_0/I) = (\mu_S M_S + \mu_B M_B) \quad (4)$$

where  $\mu_m$  is mass attenuation coefficient,  $M$  is a density thickness, and subscripts S and B respectively denote soft tissue and bone.

Now if we radiate 2 level x-ray energy,  $I_0'$  and  $I_0$  and measure the transmitted x-ray  $I'$  and  $I$  respectively, we can derive the following 2 equation

$$\text{For low energy:} \quad \ln(I_0'/I') = (\mu'_S M_S + \mu'_B M_B) \quad (5a)$$

$$\text{For high energy:} \quad \ln(I_0/I) = (\mu_S M_S + \mu_B M_B) \quad (5b)$$

$$\text{If } k = \frac{\mu'_S}{\mu_S}$$

$$\text{Then } k * (5b)$$

$$k \cdot \ln(I_0/I) = (\mu'_S M_S + k \cdot \mu_B M_B) \quad (6)$$

Now we give (5a) – (6) so

$$\text{BMD} = M_B = \frac{\ln(I_0'/I') - k \cdot \ln(I_0/I)}{(\mu'_B - k \cdot \mu_B)} \quad (7)$$

The Equation 7 show the BMD determination which relate to the difference of averaged intensity which measured at high and low energy of the x-ray image captured.

BMC can be derived by dividing BMD by the area.

As

$$\text{BMC} = \text{BMD} \times \text{area} \quad (8)$$

$$\text{BMD} = \text{Bone mineral Density (g/cm}^2\text{)}$$

$$\text{BMC} = \text{Bone mineral Content (g)}$$

#### VI. EXPERIMENT AND RESULTS

Precision is the qualification of measurement method or measurement devices. Measurements are accurate more or less determined by the fluctuations of the value that measure multiple times by using the measurement tools. If the value of the measured object are similar or the magnitude of variation in repeated measurements ranged less showing that the measurement system with high precision.

In our experiment, the repeatability is performed by take the x-ray exposure while fixing the voltage, the current and the time spent in the X-ray. The average intensity in the detector image is obtained and recorded for 20 times. The result is shown in Fig. 4 with the standard deviation.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า  
ไม่ว่ากรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

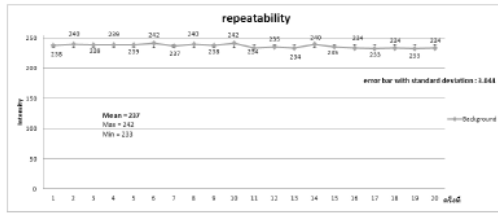


Fig. 4 Repeatability of detector

The x-ray uniformity test next is a test the response of the detector area. We take the x-ray exposure with no object. The intensity of the detection image is then plotted in the 3D fashion as shown in Fig. 5 to evaluate the uniformity of the detector. The result shows that the non uniformity is minimal and located only on the corner of the detector.

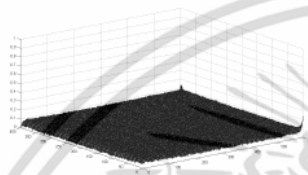


Fig. 5 uniformity of low energy



Fig. 6 uniformity of high energy

The linearity of the detector is performed by take the exposure of the step wedge with x-ray energy fixed. The average intensity in each steps is computed and plotted against the aluminum step thickness. The linearity result of x-ray source is shown on Fig. 8

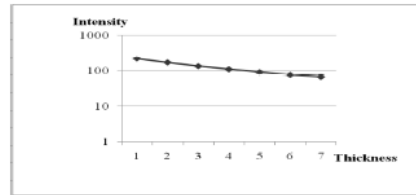


Fig. 7 graph of linearity

Finally, the concept of using dual-energy x-ray absorption is tested on the bone phantom. For the high energy, the thick aluminum is placed between x-ray source and detector; while the low energy the thin aluminum sheet is used. The six bone phantom is construed by mixing the smashed oyster shell with plaster mixture. The quantity of the smashed oyster shell is varied increasingly in each phantom. The BMC is computed and the shown on Fig 8. The result demonstrates the linearity of BMC and amount of calcium with  $R^2$  of 0.999.

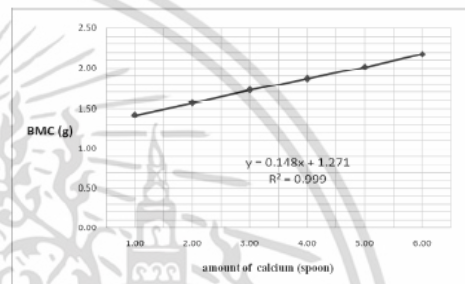


Fig. 8 Graph of the BMC

## VII. CONCLUSION AND DISCUSSIONS

We design of a bone mineral density (BMD) and bone mineral content (BMC) measurements system based on using the dual x-ray. The high energy absorption is measured while the thick aluminum is placed between x-ray source and detector. For the low energy, the thin aluminum sheet is used. The system concept is to design and construction an inexpensive BMC/BMD measurement device. The portable x-ray with small panel x-ray CCD detector is then used to measure the BMD of the finger bone. The result of BMC/BMD of the system is fairly promising.

## ACKNOWLEDGMENT

Authors would like to thank National research council of Thailand: 2V project for their financial support for this research.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้

## REFERENCES

- [1] Y. Pititheerapab, C. Pintavirooj "Bone Mineral Density and Bone Mineral Content Estimation using Low-Cost X-ray Detector," Information, Communications & Signal Processing, 2007 6th International Conference, 2007; p. 1-4.
- [2] Tsutsui H, Ohmori K, Baba S "X-ray imaging sensor using CdTe crystals for dual energy X-ray absorptiometry" Nuclear Science, IEEE Transactions, Oct 1994; p. 1740 - 1745.
- [3] Wasnich RD. Perspective on fracture risk and phalangeal bone mineral density. *J Clin Densitometry* 1998; 1:259-268.
- [4] van Kuijk C, Genant HK. Radiogrammetry and radiographic absorptiometry. In: Genant HK, Guglielmi G, Jergas M, eds. *Bone densitometry and osteoporosis*. Springer-Verlag: Berlin, Germany, 1998; 291-304.
- [5] Kieran Maher. 2001. Production of X-Rays. [Online]. Available : <http://www.life.rmit.edu.au/mrs/subject/nr100/prodxray.html>
- [6] Ravn P, Overgaard K, Huang C, Ross PD, Green D, McClung M. Comparison of bone densitometry of the phalanges, distal forearm and axial skeleton in early postmenopausal women participating in the EPIC Study. *Osteoporos Int* 1996; 6:308-313.
- [7] Deodhar AA, Brabyn J, Jones PW, Davis MJ, Woolf AD. Measurement of hand bone mineral content by dual energy xray absorptiometry: development of the method, and its application in normal volunteers and in patients with rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis* 1994; 53: 685-690.
- [8] M. Kass, A. Witkin and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," *Proceedings of First International Conference on Computer Vision*, pp. 321-331, 1987.
- [9] C. Xu and J.L. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow," *IEEE Trans. Image Processing* vol. 7, pp. 359-369, 1998.
- [10] C. Xu and J.L. Prince, "Generalized gradient vector flow external force for active contours," *Signal Processing*, vol. 71, pp. 131-139, 1998.
- [11] J.C. Adams, On the value of Euler's constant, *Proc. Roy. Soc. London*, (1878), vol. 27, p. 88-94.

เอกสารนี้เป็นเอกสารที่สงวนไว้สำหรับการใช้งานเพื่อการศึกษาเท่านั้น ไม่อนุญาตให้นำไปใช้ประโยชน์ด้านการค้า ไม่ว่าจะกรณีใดๆ ทั้งสิ้น อีกทั้งห้ามมิให้ดัดแปลงเนื้อหา และต้องอ้างอิงถึงเจ้าของเอกสารทุกครั้งที่มีการนำไปใช้