การวัดความหนาแน่นของแคลเซียมและกระดูก โดยใช้วิธีเอ็กซ์เรย์สองระดับพลังงาน

BONE AND CALCIUM DENSITY MEASUREMENTS USING A DUAL ENERGY X-RAY

ยุทธนา ปิติธีรภาพ
YUTTHANA PITITHEERAPAB

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมอุตสาหการ
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2550

KMITL-2007-EN-M-045-039

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การวัดความหนาแน่นของแคลเซียมและกระดูก
โดยใช้วิธีเอ็กซ์เรย์สองระดับพลังงาน

BONE AND CALCIUM DENSITY MEASUREMENTS USING A DUAL ENERGY X-RAY

ยุทธนา ปิติธีรภาพ

YUTTHANA PITITHEERAPAB

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
บัณฑิตวิทยาลัย
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
พ.ศ. 2550

KMITL-2007-EN-M-045-029

BONE AND CALCIUM DENSITY MEASUREMENTS USING A DUAL ENERGY X-RAY

YUTTHANA PITITHEERAPAB

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT

OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF

MASTER OF ENGINEERING IN BIOMEDICAL ELECTRONICS ENGINEERING

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

2007

KMITL-2007-EN-M-045-029

COPYRIGHT 2007

SCHOOL OF GRADUATE STUDIES

KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การวัดความหนาแน่นของแคลเซียมและกระดูกโดยใช้วิธีเอ็กซ์เรย์สองระดับพลังงาน
นักศึกษา	นายยุทธนา ปีติธีรภาพ
รหัสนักศึกษา	47067305
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2550
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการการวัดความหนาแน่นของกระดูก (bone densitometry) บริเวณกระดูกนิ้วมือ (phalangea) โดยใช้วิธีเอ็กซ์เรย์สองระดับพลังงาน (dual x-ray absorptiometry ,DXA) ในส่วนของระบบที่ใช้ทำการทดลองประกอบด้วยส่วนประกอบหลักๆ 3 ส่วน คือ หลอดเอ็กซ์เรย์ แผ่นรับภาพ(Image intensifier) และตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ ชนิด ซีมอสอิมเมจเซ็นเซอร์ (CMOS Sensor Camera) ซึ่งมีขนาดที่เล็ก สิ้นเปลืองพลังงานน้อย และมีราคาที่เหมาะสม ผลของภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้ทั้งระดับพลังงานสูง และพลังงานต่ำจะนำไปประมวลผลภาพโดยวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ (Active Contour) เพื่อคัดแยกส่วนที่เราต้องการออกมา สุดท้ายภาพดังกล่าวจะถูกนำมาคำนวณหาค่าความหนาแน่นของกระดูก (BMD) แล้วนำมาเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความหนาแน่นกระดูกที่ใช้งานจริงซึ่งผลที่ได้มีความถูกต้องใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากเครื่องวัดจริงมาก

Thesis Title	Bone and Calcium Density Measurements using a Dual energy X-ray
Student	MR. Yutthana Pititheerapab
Student ID.	4767305
Degree	Master of Engineering
Program	Biomedical Electronics Engineering
Year	2007
Thesis Advisor	Assc.Prof.Dr. Chuchart Pintavirooj

ABSTRACT

This thesis concerns about the measurement of Bone Mineral Density (BMD) of human phalanges. Dual X-ray Absorptiometry (DXA) is used as the method to determine BMD value. The Experiment setup contains three main components which are x-ray source, image intensifier and detector (CMOS sensor camera). The CMOS sensor offers various advantages including miniature-sized, low power consumption and cost effective. The captured radiographic image in high and low energy of x-ray are processed with the Active Contour algorithm to segment the interested area. Finally the segmented image is calculated for the BMD value and the Bone Mineral Content (BMC).The result is very promising.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้เป็นอย่างดี ด้วยคำแนะนำและความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่ให้ความช่วยเหลือ ให้คำชี้แนะแก้ปัญหาตลอดจนให้ความรู้และประสบการณ์ที่ดีเป็นอย่างยิ่ง ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านและขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอกราบขอบพระคุณ นายธีระรัตน์ ปีติธีรภาพ ผู้เป็นบิดา และนางสุภาพ ปีติธีรภาพ ผู้เป็นมารดา ที่คอยช่วยเหลือเป็นกำลังใจ ให้การสนับสนุนในทุกๆเรื่อง

ขอขอบพระคุณ ครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่าน ที่ได้ประสิทธิประศาสน์วิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีอันเป็นคุณประโยชน์แก่ผู้วิจัย

ขอขอบคุณ น.ส.อรรถณา เศวตไพบูลย์กิจ และพี่ๆ น้องๆ ในห้องปฏิบัติการ ที่เป็นกำลังใจให้ข้อคิด ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือจนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอขอบคุณ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒที่ได้ให้ความสะดวกในการใช้เครื่องมือที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอมอบให้บิดามารดา ผู้เป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้อบรม สอนสั่งและมอบวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า

ยุทธนา ปีติธีรภาพ

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ II

กิตติกรรมประกาศ III

สารบัญ IV

สารบัญตาราง VIII

สารบัญรูป IX

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 1

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา 2

1.3 สมมติฐานของการศึกษา 2

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย 2

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย 2

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์ 3

บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซเรย์ 4

2.1 บทนำ 4

2.2 ประวัติศาสตร์ในการศึกษารังสีเอ็กซ์ 4

2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซเรย์ 6

2.4 การเกิดเอ็กซเรย์ 7

2.5 หน่วยวัดรังสี 9

2.6 ผลของรังสีที่มีต่อร่างกาย 9

2.7 การป้องกันอันตรายจากรังสี 10

2.7.1 ระดับรังสีเท่าไรจึงจะถือว่าปลอดภัย 10

2.7.2 ผู้มารับการตรวจทางรังสีวินิจฉัยควรปฏิบัติตัวอย่างไร 10

2.8 การประยุกต์ใช้ทางการแพทย์ 11

2.9 ประเภทของเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการแพทย์ 12

2.9.1 คอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี (Computed Radiography, CR) 12

2.9.2 ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี (Digital Radiography, DR) 16

2.9.3 ดิจิตอลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy) 16

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

บทที่ 3 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับการวัดความหนาแน่นกระดูก 26

3.1 บทนำ 26

3.2 ความสำคัญของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก 26

3.3 ข้อบ่งชี้ทางคลินิกของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก 27

3.4 หลักการทั่วไปของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก 27

3.5 ปัจจัยที่ควรคำนึงถึงในการใช้เครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกชนิดต่างๆ .. 29

3.6 การเลือกตำแหน่งที่จะตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก 29

3.7 การแปลผลการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก 31

3.7.1 การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน 31

3.7.2 การตัดสินใจในการรักษา 32

3.7.3 การติดตามผลการรักษา 32

3.7.4 ข้อห้ามใช้ของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก 32

บทที่ 4 วิธีการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก 34

4.1 บทนำ 34

4.2 Routine radiographic evaluation of the skeleton 34

4.3 Photodensitometry (Radiographic absorptiometry) 34

4.4 Radiogrammetry 34

4.5 Single photon absorptiometry (SPA) 35

4.6 Single energy x-ray absorptiometry (SEXA) 35

4.7 Dual photon absorptiometry (DPA) 36

4.8 Dual energy x-ray absorptiometry (DEXA) 36

4.9 Quantitative ultrasound (QUS) 38

4.10 Quantitative computed tomography (QCT) 39

บทที่ 5 ทฤษฎีของการวัดหนาแน่นกระดูกโดยใช้เอ็กซ์เรย์ 2 ระดับพลังงาน (Dual energy X-ray absorptiometry, DXA) 41

5.1 บทนำ 41

5.2 กฎของแลมเบิร์ต – เบียร์ (Lambert-Beer law) 41

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5.2.1 สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงเส้น 41

5.2.2 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล 44

5.3 หลักการของวิธี Dual energy X-ray absorptiometry (DXA) 45

บทที่ 6 แอคทีฟคอนทัวร์ (Active contour) 49

6.1 บทนำ 49

6.2 ฟังก์ชันพลังงานของ Snake (Snake Energy Function) 49

6.3 พลังงานภายใน (Internal Energy) 50

6.3.1 พลังงานยืดหยุ่น (Elasticity Energy) 50

6.3.2 พลังงานดัด (Bending Energy) 52

6.4 พลังงานภาพ (Image Energy) 54

6.5 ผลรวมของทุกพลังงานและการ Minimization 56

6.6 โมเดลแบบบอลลูน (Baloon Model) 58

บทที่ 7 การทดลอง และผลการทดลอง 61

7.1 บทนำ 61

7.2 ระบบที่ใช้ในการทดลอง 61

7.3 การทดสอบความผิดพลาดของการปรับเทียบ 63

7.3.1 การทดสอบความคงที่เมื่อมีการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำ 63

7.3.2 การทดสอบความเป็นเชิงเส้น (linearity) 63

7.3.3 การวัดความละเอียดของภาพ 65

7.4 การปรับแต่งเครื่องเอ็กซ์เรย์เพื่อวัดความหนาแน่นของแคลเซียม และปริมาณแคลเซียม โดยวิธี 2 ระดับพลังงาน 65

7.5 ผลการทดสอบวัดจริงกับผู้ทดลอง 10 คน 69

7.6 การหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากเครื่องวัดจริง กับค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากงานวิจัย 77

บทที่ 8 บทสรุปและข้อเสนอแนะ 83

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

เอกสารอ้างอิง..... 84

ภาคผนวก แสดงรายละเอียดผลการวัดค่าความหนาแน่นของกระดูกที่วัดได้จากเครื่องวัดจริง (ALOKA รุ่นDSC- 600EX) 86

ประวัติผู้เขียน..... 92

สารบัญตาราง

ตารางที่ หน้า

3.1 แสดงปัจจัยเสี่ยงทางคลินิกต่อการเกิดโรคกระดูกพรุน 28

3.2 ความแตกต่างของเครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกในด้านต่างๆ....30

3.3 การรักษาที่เหมาะสมสำหรับผลการตรวจความหนาแน่นของกระดูกแต่ละประเภท 33

5.1 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดลงเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกายมนุษย์ที่พลัง เอ็กซ์เรย์ เท่ากับ 60 keV, 84 keV และ 122 keV ตามลำดับ 43

5.2 แสดงสัมประสิทธิ์การลดความเข้มของน้ำในสถานะต่างๆ 45

7.1 ผลการทดลองของการทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ซที่ระดับแรงดัน 60 kV และ 76 kV (กระแส 50 mA) 63

7.2 ผลการทดลองการเป็นเชิงเส้นของเครื่องเอ็กซ์เรย์ โดยเพิ่มค่าแรงดันทีละ 2 กิโลโวลท์ ตั้งแต่ 46 กิโลโวลท์ จนถึง 100 กิโลโวลท์ 64

7.3 แสดงค่า BMD และBMC ที่ได้จากแท่งแคลเซียมโดยวิธี DXA 68

7.4 แสดงค่า BMD ที่ได้จากการทดลอง กับค่าBMDที่ได้จากเครื่องวัดจริง 77

7.5 แสดงตารางเตรียมข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์....78

7.6 แสดง ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ และสัมประสิทธ์ความแปรผันระหว่างค่า BMD ที่ได้จากการทดลอง กับค่าBMD ที่วัดจากเครื่องจริง 79

สารบัญรูป

รูปที่ หน้า

2.1 ภาพเอ็กซเรย์ภาพแรก....6

2.2 ประเภทของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า....7

2.3 ผังการทำงานของระบบคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี (CR)....13

2.4 โครงสร้างและลักษณะของอิมเมจเพลต....13

2.5 ผลึกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์นำไปโดป ด้วยยูโรเปียม เมื่อรับรังสีจะแตกตัวให้อิเล็คตรอน Eu2+ ---> x-ray radiation ---> Eu3+ + e-8....13

2.6 ผังการทำงานของเครื่องอ่านภาพ....14

2.7 ระบบเครื่องอ่านภาพ....14

2.8 ผังการทำงานของเครื่องประมวลผลภาพ....15

2.9 ผังการทำงานของเครื่องบันทึกภาพ....16

2.10 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม ซึ่งใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์เป็นซีซีดีร่วมกับเลนส์....17

2.11 (a) การเรียงตัวของโฟโตไดโอด บน ซีซีดี แบบเมตริก (b) รูปร่างของชิปซีซีดี ที่ใช้งานจริง (c) แต่ละพิกเซลรับแสงในแต่ละตำแหน่งต่างกัน....18

2.12 ภาพหน้าตัดโครงสร้างซีซีดี บริเวณโฟโตไดโอด 1 เซลล์....18

2.13 (a) วงจรไบแอสกลับที่ป้อนให้กับโฟโตไดโอด (b) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ ไหลผ่านโฟโตไดโอดกับความเข้มแสงที่ได้รับ....19

2.14 กราฟคุณลักษณะของโฟโตไดโอด....19

2.15 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ทีเอฟทีที่เคลือบด้วยสารเรืองแสงเป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์....20

2.16 แผ่นเรืองแสงและทีเอฟทีในระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม....20

2.17 ลักษณะโครงสร้างของแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบทีเอฟที....21

2.18 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง....23

2.19 โครงสร้างระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตคอนดัคเตอร์ทีเอฟที....23

2.20 ความถี่ของระยะ (spatial frequency) และ DQE ของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีเมื่อเทียบกับระบบอื่นๆ....23

2.21 ผังการทำงานของเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี....25

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

4.1 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี Radiogrammetry 35

4.2 แสดงหลักการทำงานของ SPA/SXA โดย 36

4.3 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA 37

4.4 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ lumbar spine 37

4.5 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ hip 38

4.6 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ distal forearm 38

4.7 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี QUS 39

4.8 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี QCT 40

5.1 แสดงการดูดกลืนรังสีเอกซ์ในวัสดุที่มีความหนา x 41

5.2 แสดงกราฟความเข้มของรังสีเอกซ์เมื่อใช้วัสดุกั้น 43

5.3 การฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า 44

5.4 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของกระดูกที่ระดับพลังงานต่างๆ 45

5.5 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล ของเลือดที่ระดับพลังงานต่างๆ 46

5.6 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของเลือดที่ระดับพลังงานต่างๆ 46

5.7 แสดงการกำจัดเนื้อเยื่อโดยลบภาพเอ็กซเรย์ที่ระดับพลังงานสูงกับต่ำเพื่อให้ได้เฉพาะกระดูก และ นำไปคำนวณหาค่า BMD และ BMC 48

6.1 แรงยืดหยุ่น (Elastic Force) 53

6.2 แสดงตัวอย่างพลังงานภาพที่ได้จากสมการ 6.24 และส่วนขยาย 54

6.3 สัญญาณรบกวนที่อยู่นอกวัตถุทำให้ snake ไม่สามารถเปลี่ยนรูปเข้าหาวัตถุได้ 55

6.4 ผลการเปลี่ยนรูปของ snake ถูกต้องเมื่อใช้ เกาส์เซียนฟิลเตอร์ 55

6.5 เกาส์เซียนฟิลเตอร์ 55

6.6 แสดงทิศทาง normal vector ในแต่ละจุดของ snake 59

7.1 แสดงรายละเอียดของระบบที่ใช้ในการทดลอง 61

7.2 แสดงภาพระบบที่ใช้ในการทดลอง 62

7.3 รูปแสดงซีมอสอิมเมจเซ็นเซอร์ (CMOS image sensor) 62

7.4 แสดงผลที่ได้จากการทดลองความเป็นเชิงเส้น 65

7.5 แสดงความละเอียดของภาพที่ได้จากการทดสอบ ซึ่งมีค่า 1.2 lp/mm 66

7.6 แสดงแฟนทอมที่สร้างขึ้นโดยมีปริมาณแคลเซียมที่ต่างกัน 66

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

7.7 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ของแคลเซียมที่ปริมาณต่างๆ กัน (a) ที่ระดับพลังงานสูง ,(b) ที่ระดับพลังงานต่ำ 67

7.8 ผลของการใช้วิธี DXA เพื่อให้ได้ภาพผลลัพท์ที่เราต้องการ 67

7.9 แสดงกราฟของ BMD (a) และ BMC (b) ค่าที่ได้จะมีค่าตรงกับความหนาแน่นของแคลเซียม....68

7.10 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 1 69

7.11 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 2 70

7.12 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 3 71

7.13 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 4 72

7.14 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 5 73

7.15 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 6 74

7.16 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 1....75

7.17 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 2....75

7.18 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 3....75

7.19 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 4....76

7.20 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 5....76

7.21 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 6....76

7.22 แสดงเครื่องวัดความหนาแน่นของกระดูกที่ใช้ในการทดลอง (ALOKA รุ่น DSC- 600EX) เพื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัย....77

7.23 Scatterplot แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า BMD ที่ได้จากการทดลองกับค่าBMDที่ได้จากเครื่องวัดจริง....81

7.24 แสดงตาราง และกราฟค่า BMD ค่าใหม่ด้วยการแทนค่า a และ b ในสมการทำนายเปรียบเทียบกับค่า BMD ที่วัดได้จากเครื่องวัดจริง (จุดสีแดง = ค่าจริง, จุดสีน้ำเงิน = ค่าที่ได้จากสมการทำนาย)....81

บทที่ 1
บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์ของงานวิจัย สมมติฐานของการศึกษา ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย ขอบเขตของงานวิจัยและโครงสร้างวิทยานิพนธ์

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันประชากรของโลกมีอัตราส่วนของประชากรสูงอายุมากขึ้น โดยเฉพาะในประเทศที่มีมาตรฐานการสาธารณสุข และการดูแลรักษาสุขภาพในระดับดี เช่น สหรัฐอเมริกา ยุโรปเหนือ และญี่ปุ่น ประเทศต่าง ๆ เหล่านี้ กำลังเผชิญกับปัญหาค่าใช้จ่ายในการให้การรักษาพยาบาลผู้สูงอายุ ปัญหาหนึ่งที่นำมาซึ่งการสูญเสียค่าใช้จ่ายอย่างมากทั้งในแง่การรักษาพยาบาล และในแง่การดูแล คือ เรื่องกระดูกหักในผู้สูงอายุ ซึ่งจะพบที่กระดูกสันหลัง (vertebral column) กระดูกสะโพก (hip) กระดูกต้นขา (neck of femur) และกระดูกปลายแขน (radius)

กระดูกหักจากโรคกระดูกพรุน (osteoporotic fracture) กำลังเป็นปัญหาที่สำคัญ เนื่องจากเป็นสาเหตุหนึ่งของการเสียชีวิต และภาวะทุพพลภาพในผู้สูงอายุ นับเป็นปัญหาทางสาธารณสุขที่สิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายเป็นอย่างสูง สาเหตุส่วนหนึ่งมาจากอายุขัยของประชากรที่ยาวขึ้น ทำให้คาดได้ว่าจำนวนผู้ป่วยโรคกระดูกพรุนจะมากขึ้นด้วยในอนาคต เนื่องจากมวลกระดูกจะเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ จนอายุประมาณ 30-35 ปี ซึ่งถือว่าเป็นช่วงอายุที่มีมวลกระดูกสูงสุด (peakbone mass) หลังจากช่วงนี้ มวลกระดูกจะกลับลดลงเรื่อยๆ โดยเฉพาะในสตรีวัยหลังจากหมดประจำเดือนใหม่ๆ มวลกระดูกจะลดลงอย่างรวดเร็ว การดูแลรักษาผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน อาจพิจารณาได้สองประการ ประการแรกคือ การป้องกัน ซึ่งหมายถึง การที่ทำให้มวลกระดูกสูงสุดมีระดับสูงมากที่สุดเท่าที่จะทำได้ และรักษามวลกระดูกไว้ให้นานที่สุด ได้แก่ การรับประทานอาหารที่เหมาะสม การออกกำลังกาย การเลี่ยงปัจจัยเสี่ยงต่างๆ เช่น การดื่มเหล้า การสูบบุหรี่ เป็นต้น ประการที่สองคือ การรักษา ซึ่งหมายถึง การป้องกันไม่ให้มีกระดูกหักซ้ำ อีกในผู้ป่วยที่มีกระดูกหักจากโรคกระดูกพรุนเกิดขึ้นแล้ว ตลอดจนการลดภาวะแทรกซ้อนต่างๆ ที่อาจตามมาภายหลังเกิดกระดูกหัก มีการศึกษามากมายแสดงให้เห็นว่าภาวะความหนาแน่นของกระดูกต่ำ (low bone density) สัมพันธ์กับโอกาสเกิดกระดูกหักมากขึ้น ดังนั้น การตรวจพบความหนาแน่นของกระดูกที่ต่ำลง และเริ่มให้การรักษาตั้งแต่ระยะแรกๆ จะสามารถป้องกันโรคกระดูกพรุน และลดภาระค่าใช้จ่ายในการรักษา ตลอดจนเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยในวัยสูงอายุได้

1.2 ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

เป็นที่รู้กันว่าค่าใช้จ่าย ในการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก อีกทั้งยาที่ใช้รักษามีราคาแพง และเครื่องที่ใช้ตรวจวัดส่วนมากจะมีขนาดใหญ่ และถูกออกแบบเพื่อใช้วัดสำหรับกระดูกประสาทส่วนกลาง (กระดูกสันหลัง และสะโพก) ซึ่งบริเวณส่วนนี้จะประกอบด้วยปริมาณของเนื้อเยื่อมาก เครื่องที่ใช้ตรวจวัดไม่ได้ออกแบบมาเพื่อใช้ตรวจในส่วนที่มีรายละเอียด และขนาดเล็กๆ (กระดูกนิ้วมือ) ซึ่งเป็นบริเวณที่มีเนื้อเยื่อปริมาณน้อย เพื่อให้คนไข้รู้เท่าทันโรคกระดูกดูกเปราะ และสามารถป้องกันตัวเองได้ทันการ และเพื่อสามารถลดค่าใช้จ่ายในการตรวจวัด เราจึงออกแบบระบบซึ่งใช้วัดความหนาแน่นของกระดูกที่กระดูกนิ้วมือ ซึ่งเป็นระบบง่ายๆ มีราคาถูก และสามารถวัดค่าความหนาแน่นของกระดูกได้ถูกต้องในระดับที่น่าพอใจ

1.3 สมมติฐานของการศึกษา

จากการศึกษาในเบื้องต้น นอกจากการใช้ฟิล์มเพื่อทำการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ที่ปกติใช้ตามโรงพยาบาลแล้ว อีกวิธีหนึ่ง คือการใช้กล้องซีซีดี เพื่อถ่ายภาพจากแผ่นเรืองแสง(Image intensifier screen) ซึ่งทำหน้าที่แปลงรังสีเอ็กซ์เป็นภาพ เมื่อได้ภาพเอ็กซ์เรย์ตามที่ต้องการแล้ว เราจะทำการแยกเอาส่วนของภาพที่เราต้องการมาทำการคำนวณหาค่าความหนาแน่นกระดูก การแยกส่วนของภาพ เราจะใช้วิธีที่เรียกว่า แอคทีฟคอนทัวร์ ซึ่งเป็นวิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน

1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

เพื่อที่จะให้งานวิจัยนี้บรรลุวัตถุประสงค์ เราจึงได้อาศัยแนวความคิด และหลักการของวิธีการวัดความหนาแน่นของกระดูกโดยใช้พลังงานสองระดับ (Dual Energy X-ray) ซึ่งเป็นวิธีที่นิยมใช้และเป็นวิธีที่ให้ความถูกต้องมากที่สุดโดยเราทำการสร้างระบบของเราขึ้น ซึ่งประกอบด้วย 3 ส่วนหลักๆ คือ 1. หัวยิงเอ็กซ์เรย์ 2. แผ่นเรืองแสง (Image intensifier screen) 3. กล้องซีซีดี ในส่วนของการแยกส่วนภาพเพื่อนำมาคำนวณค่าความหนาแน่นของกระดูกเราใช้วิธีแอคทีฟคอนทัวร์ ในรายละเอียดจะขอกล่าวในเนื้อเรื่องของงานวิจัยนี้

1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

งานวิจัยจะทำการศึกษา และดำเนินการวิจัยเพื่อพิสูจน์สมมติฐานของงานวิจัย ด้วยแนวคิดที่ได้นำเสนอขึ้นมาเพื่อให้บรรลุตามวัตถุประสงค์ที่ได้กำหนดไว้ ซึ่งพยายามที่จะแสดงให้เห็นว่า เทคนิคหรือระบบที่ไม่ซับซ้อนที่งานวิจัยนี้เสนอขึ้นมานั้นสามารถที่จะใช้งานได้จริง นอกจากนั้นแล้วจะนำเสนอการวัดความหนาแน่นของแคลเซียม และกระดูกโดยวิธีเอ็กซ์เรย์สองระดับพลังงาน เราจะ

ทำการวัดที่กระดูกนิ้วมือแล้วนำมาคำนวณค่า BMD (Bone Mineral Desity) BMC (Bone Mineral Content) เปรียบเทียบกับเครื่องที่ใช้วัดจริงที่ใช้ในโรงพยาบาล

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

ในวิทยานิพนธ์นี้ จะแบ่งย่อยออกเป็น 7 บท โดยแต่ละบทมีหัวข้อ และเนื้อหาดังนี้

บทที่ 1 บทนำ

กล่าวถึงบทนำ และความสำคัญของงานวิจัย วัตถุประสงค์ของการทำงานวิจัย และขอบเขตเนื้อหาของวิทยานิพนธ์

บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับการวัดความหนาแน่นกระดูก

กล่าวถึงความรู้พื้นฐานทั่วไปที่ควรทราบในการวัดความหนาแน่นของกระดูก จะอธิบายถึงความสำคัญ ข้อบ่งชี้ทางคลินิก หลักการทั่วไปของการตรวจ ปัจจัยที่ควรคำนึงถึงในการใช้เครื่อง รวมถึงการเลือกตำแหน่งที่จะตรวจวัด และข้อห้ามของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

บทที่ 3 วิธีการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

กล่าวถึงวิธีการทั้งหมดที่ใช้ในการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก ข้อดี ข้อเสีย และหลักการของแต่ละวิธี

บทที่ 4 ทฤษฎีการวัดความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธีสองระดับพลังงาน

กล่าวถึงคุณสมบัติของรังสีเอ็กซ์ หลักการพื้นฐาน และคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้อง เพื่อนำมาหาค่าความหนาแน่นของกระดูก และการแปรผลค่าที่คำนวณได้ ในส่วนของระบบที่ใช้จะบอกถึงส่วนประกอบหลักที่ใช้

บทที่ 5 แอคทีฟคอนทัวร์

บทที่ 6 ผลการทดลอง

กล่าวถึงการปรับแต่งเครื่องเอ็กซ์เรย์โดยใช้แท่งแคลเซียมที่มีปริมาณแคลเซียมต่างๆ กัน 10 ค่า คือ 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 และ 100 กรัม ทำการวัดหาค่าแคลเซียมทั้งหมด ทดลองวัดหาค่าความหนาแน่นของกระดูกที่มือของผู้ทดสอบ 10 คน แล้วนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบกับเครื่องวัดความหนาแน่นกระดูกจริงที่ใช้ในโรงพยาบาลทั่วไป

บทที่ 7 สรุปผลการวิจัย

กล่าวถึงผลสรุปจากการเปรียบเทียบการวัดความหนาแน่นกระดูกจากระบบของเรา กับระบบที่ใช้ในการวัดจริงในโรงพยาบาล พร้อมทั้งวิจารณ์ ถึงข้อดี ข้อเสีย และแนวทางการวิจัยที่สามารถพัฒนาต่อไปได้

บทที่ 2
ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซเรย์

2.1 บทนำ

รังสีเอ็กซ์ (X-ray หรือ Röntgen ray) เป็นรังสีแม่เหล็กไฟฟ้าไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า ที่มีความยาวคลื่นในช่วง 10 ถึง 0.01 นาโนเมตร ตรงกับความถี่ในช่วง 30 ถึง 30,000 พิโคเฮริตซ์ (10^{-15} เฮิตซ์) ในเบื้องต้นมีการใช้รังสีเอ็กซ์สำหรับถ่ายภาพเพื่อการวินิจฉัยโรค และงานผลิตศาสตร์ (crystallography) รังสีเอ็กซ์เป็นการแผ่รังสีแบบแตกตัวเป็นไอออน และมีอันตรายต่อมนุษย์ รังสีเอ็กซ์ค้นพบโดยวิลเฮล์ม คอนราด เรินต์เกน เมื่อ ค.ศ. 1895

2.2 ประวัติในการศึกษารังสีเอ็กซ์

Johann Hittorf (1824 - 1914) นักฟิสิกส์ที่ทำการศึกษารังสีพลังงานสูงที่ปลดปล่อยออกมาจากขั้วลบในท่อเอ็กซ์เรย์ รังสีนี้มีความเรืองแสงเมื่อกระทบหลอดแก้วของท่อเอ็กซ์เรย์ ในปี 1876 Eugen Goldstein ได้เรียกปรากฏการณ์นี้ว่า รังสีแคโทด ซึ่งเป็นที่รู้จักกันในปัจจุบันว่าคือ กระแสอิเล็กตรอน ต่อมา นักฟิสิกส์ชาวอังกฤษ William Crookes ได้ทำการศึกษาผลของกระแสอิเล็กตรอนในความดันที่ต่ำ และก็ได้เรียกสิ่งที่เขาค้นพบว่าหลอดครุกส์ (Crookes tube) ซึ่งเป็นท่อแก้วสุญญากาศ มีขั้วอิเล็กโทรดแรงเคลื่อนไฟฟ้าสูง โดยเขาได้ทดลองนำแผ่นถ่ายภาพไว้ข้างท่อแก้ว พบว่าเกิดรอยดำบนแผ่น แต่ ครุกส์ (Crookes) ยังไม่ได้อธิบายปรากฏการณ์นี้

ในเดือนเมษายนปี 1887 Nikola Tesla ได้เริ่มทำการศึกษารังสีเอ็กซ์โดยใช้ท่อสุญญากาศแรงเคลื่อนไฟฟ้าสูงที่เขาคิดค้นขึ้นเอง (เช่นเดียวกับ Crookes tube) จากวารสารตีพิมพ์ต่าง ๆ ได้บ่งชี้ว่าเขาได้เป็นผู้พัฒนาท่อเอ็กซ์เรย์ขึ้น ซึ่งแตกต่างจากท่อเอ็กซ์เรย์อื่น ๆ ที่มีขั้วอิเล็กโทรดเพียงด้านเดียว

โดยหลักการของเทสลา (Tesla) ที่ได้พัฒนาท่อเอ็กซ์เรย์ขึ้นมา ในปัจจุบันเรียกว่ากระบวนการ เบรมสตราลัง (Bremsstrahlung) ซึ่งเป็นกระบวนการที่รังสีเอ็กซ์เรย์ที่ถูกปลดปล่อยออกมานั้นเกิดจากการเร่งประจุเช่นอิเล็กตรอนในวิ่งผ่านสสารบางชนิด ในปี 1892 เทสลา ได้ทำเสนอผลการทดลองซึ่งเขายังเรียกเพียงว่าเป็นพลังงานจากการแผ่รังสี ในตอนนั้นเขายังไม่ได้เสนอผลการทดลองให้เป็นที่กว้างขวางมากนัก แต่ผลจากการทดลองของเขาส่งผลต่อวงการวิทยาศาสตร์และทางการแพทย์ในปัจจุบันอย่างมาก

ในปี 1892 Heinrich Hertz ได้ทำการทดลองกับรังสีแคโทดรวมกับแผ่นโลหะบาง (เช่น อะลูมิเนียม) ต่อมา Philipp Lenard นักศึกษาของ Hertz ได้ทำการวิจัยปรากฏการณ์นี้ เขาได้พัฒนาท่อแคโทดขึ้นใหม่และใช้วัสดุหลายชนิดในการเป็นตัวกลาง เขาไม่ได้ตระหนักเลยว่า นั่นคือการสร้างรังสีเอ็กซ์ ต่อมา Hermann von Helmholtz ได้ทำการศึกษาสมการทางคณิตศาสตร์ของรังสีเอ็กซ์ เขาได้ตั้งสมมุติฐานก่อนที่ Rantgen จะค้นพบและพิสูจน์ได้ ซึ่งต่อมาเป็นรากฐานของทฤษฎีทางคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

ในวันที่ 8 พฤศจิกายน 1895 Wilhelm Conrad Rantgen นักฟิสิกส์ชาวเยอรมัน ได้เริ่มทำการศึกษาและวิจัยรังสีเอ็กซ์ขณะทำการทดลองกับท่อสุญญากาศ แล้วในวันที่ 28 ธันวาคม 1895 เขาได้เขียนรายงานเรื่อง On a new kind of ray: A preliminary communication ซึ่งรายงานเล่มนี้ได้พูดถึง รังสีเอ็กซ์ ซึ่งได้ระบุไว้ว่าเป็นรังสีที่ยังระบุประเภทไม่ได้ (จึงตั้งชื่อไว้ก่อนว่า รังสี x) ส่งผลให้ชื่อรังสีเอ็กซ์ถูกใช้กันมานิยมมากกว่าชื่อที่นักวิทยาศาสตร์ตั้งให้ว่า รังสีเรินต์เก้น (Rantgen rays) และทำให้ Rantgen ได้รับรางวัลโนเบลสาขาฟิสิกส์จากการค้นพบและพิสูจน์ปรากฏการณ์นี้

ในการทดลองของ Rantgen ได้เริ่มจากการใช้เครื่องสร้างรังสีแคโทดผ่านท่อแก้วสุญญากาศ เขาได้พบว่ามีแสงสีเขียวอ่อนวิ่งปะทะกับผนังท่อ เขาได้พบว่า แสงจากเครื่องสร้างรังสีแคโทดนี้ได้ทะลุผ่านวัสดุต่าง ๆ (เช่น กระดาษ ไม้ หนังสือ) เขาได้เริ่มวางวัตถุอื่น ๆ หลายประเภทไว้หน้าเครื่องนี้ และทำให้เขาได้พบว่า เขาสามารถถ่ายเห็นโครงร่างของกระดูกมือของเขาได้บนผนัง สองเดือนต่อมาเขาเริ่มทำการค้นคว้า และได้ทำการพิสูจน์และตีพิมพ์ในปี 1896 ในรายงานชื่อ On a New Kind of Radiation

ย้อนกลับไปในปี 1985 Thomas Edison ก็ได้ทำการศึกษาผลของวัสดุหลายประเภทที่เรืองแสงได้ด้วยรังสีเอ็กซ์ และได้พบแคลเซียมทังสเตต (calcium tungstate) ซึ่งเป็นวัสดุที่ดีที่สุด ในเดือนมีนาคม ปี 1896 ได้ริเริ่มพัฒนากล้องตรวจอวัยวะภายในด้วยเงารังสีเอ็กซ์บนจอเรืองแสง (fluoroscope) ซึ่งมีใช้กันแพร่หลายในปัจจุบัน แม้ว่า Edison จะหยุดการวิจัยเกี่ยวกับรังสีเอ็กซ์ในปี 1903 หลังจากการจากไปของ Clarence Madison Dally ซึ่งเป็นช่างเป่าแก้วของเขา Dally ในตอนนั้นมีนิสัยชอบทดสอบท่อรังสีเอ็กซ์ด้วยมือเปล่า เขาได้เริ่มเป็นมะเร็ง และจำเป็นต้องตัดมือทั้งสองข้างก่อนที่จะเสียชีวิต

ในปี 1906 Charles Barkla ได้ค้นพบว่า รังสีเอ็กซ์สามารถถูกกระเจิงได้ด้วยก๊าซ และได้บอกว่าวัตถุใดที่มีคุณสมบัติเช่นนี้จะมีลักษณะเช่นเดียวกับรังสีเอ็กซ์ (characteristic x-ray) เขาได้รับรางวัลโนเบล (Nobel prize) ในปี 1917 จากการค้นพบสิ่งนี้

ในปี 1912 Max von Laue, Paul Knipping and Walter Friedrich ได้ทำการค้นคว้าการเบี่ยงเบนของรังสีเอ็กซ์ด้วยคริสตัล การทดลองนี้ เป็นจุดเริ่มต้นของสาขาผลึกวิทยาทางรังสีเอ็กซ์ (X-ray crystallography) ที่มีนักฟิสิกส์ Paul Peter Ewald, William Henry Bragg and William Lawrence Bragg ได้วางรากฐานและพัฒนาต่อมา

ในการประยุกต์ใช้รังสีเอ็กซ์ทางการแพทย์นั้น (radiation therapy) ได้เริ่มต้นโดย Major John Hall-Edwards นักฟิสิกส์ชาวอังกฤษ ในปี 1908 เขาจำเป็นต้องเสียแขนซ้ายด้วยผลของการแผ่รังสีเอ็กซ์ และในปี 1950 ได้กล้องถ่ายภาพเอ็กซเรย์ (x-ray microscope) ได้พัฒนาขึ้นสำเร็จ

ในปี 1980 เลเซอร์รังสีเอ็กซ์ (x-ray laser) ถูกนำมาใช้ในส่วนหนึ่งของแผนการป้องกันของรีแกน (Reagan administration's Strategic Defense Initiative) แต่ก็ไม่ได้ผลดีนัก

ในปี 1990 ห้องแลบเอ็กซเรย์จันทรา (Chandra X-ray Observatory) ได้เริ่มใช้งาน และได้เริ่มการสร้างรังสีเอ็กซ์อย่างต่อเนื่องเกิดขึ้น นำไปสู่การค้นคว้าวิจัยทางดาราศาสตร์ซึ่งเปรียบเทียบกับ

รูปที่ 2.1 ภาพเอ็กซเรย์ภาพแรก

ปรากฏการณ์ต่าง ๆ ที่เกิดขึ้น เช่น หลุมดำ (blackhole) การปะทะของกาแลกซี่นวดารา (nova) รวมถึงดาวนิวตรอนหรือการระเบิดต่าง ๆ ที่เกิดขึ้นในเอกภพ

2.3 ลักษณะและคุณสมบัติของเอ็กซเรย์

1. เป็นรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า มีช่วงคลื่นสั้นมาก คืออยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.04-1000 A หรือ อยู่ในช่วงระหว่างรังสีแกมม่า กับ รังสีอุลตร้าไวโอเล็ต

2. มีคุณสมบัติเหมือนแสงสว่างธรรมดา เป็นต้นว่า เดินทางเป็นเส้นตรง ถ้าเดินทางในสูญญากาศแล้วเดินทางด้วยความเร็วเท่ากับแสงคือ 186,000 ไมล์ต่อวินาที หรือ 3x1010 เซนติเมตร/วินาที นอกจากนั้นแล้ว ยังมีการสะท้อนกลับ หักเห และ เบี่ยงเบนได้ เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา

3. ไม่หักเหโดยสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า

4. เกิดจากการที่อนุภาคอิเล็กตรอนที่มีความเร็วสูงวิ่งไปชนเป้า (Target) อิเล็กตรอนดังกล่าวนี้ จะไปชนอิเล็กตรอนตัวอื่นๆ ที่อยู่ในวงโคจรของอะตอม ของเป้า ให้หลุดกระเด็น ออกนอกวงโคจร

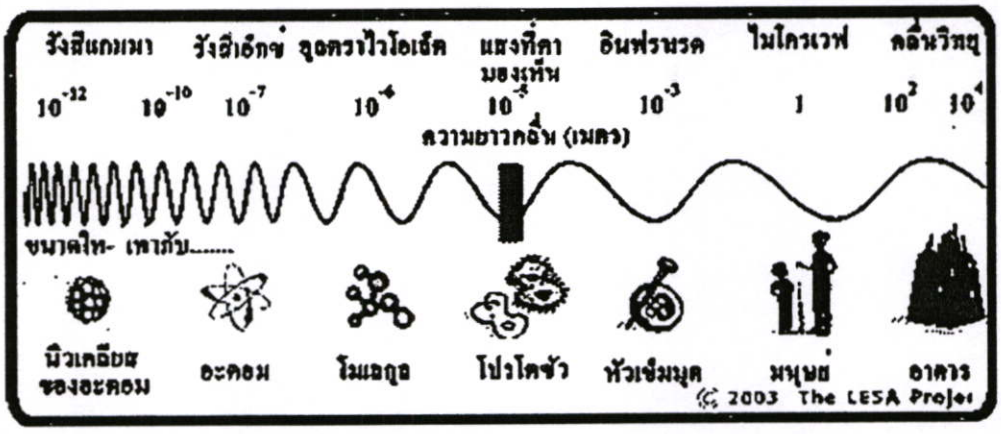
5. ทำให้เกิดการเรืองแสง (Fluorescence และ Phosphorescence) ในสารพิเศษบางอย่าง

6. ดูดกลืน (Absorbed) โดยสสาร (Matter) ทุกชนิดมากบ้างน้อยบ้าง ขึ้นอยู่กับความหนาแน่น และน้ำหนักของอะตอมของสสารนั้น

7. ทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า (Ionization) เมื่อผ่านไปในอากาศ หรือก๊าซ

8.ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางเคมี เช่น เมื่อเอ็กซเรย์ไปถูกฟิลม์ถ่ายรูป จะทำให้ฟิล์มนั้นดำ จึงนำผลอันนี้ มาใช้ในการบันทึกภาพรังสีลงบนแผ่น ฟิล์มเอ็กซเรย์

9.ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีวะ เป็นต้นว่า ทำให้เซลล์ของร่างการเปลี่ยนแปลง หรือ เกิดการผ่าเหล่า (Genetic mutation) ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมาก และนานพอ



รูปที่ 2.2 ประเภทของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

10. มีอำนาจในการทะลุทะลวง (Penetration) สูง สามารถทะลุผ่านเนื้อหนังของมนุษย์ และสัตว์ได้แต่ไม่สามารถทะลุผ่าน แผ่นตะกั่ว หรือคอนกรีตหนาๆ ได้

2.4 การเกิดเอ็กซเรย์

ทฤษฎีอิเล็กตรอนสมัยปัจจุบัน อธิบายถึงการเกิดรังสีเอ็กซ์ว่า ธาตุประกอบด้วยอะตอมจำนวนมากในอะตอมแต่ละตัวมีนิวเคลียสเป็นใจกลาง และมีอิเล็กตรอนวิ่งวนเป็นชั้นๆ ธาตุเบาจะมีอิเล็กตรอนวิ่งวนอยู่น้อยชั้น และธาตุหนักจะมีอิเล็กตรอนวิ่งวนอยู่หลายชั้น เมื่ออะตอมธาตุหนักถูกยิงด้วยกระแสอิเล็กตรอนจะทำให้อิเล็กตรอนที่อยู่ชั้นในถูกชนกระเด็นออกมาวิ่งวนอยู่รอบนอกซึ่งมีภาวะไม่เสถียรและจะหลุดตกไปวิ่งวนอยู่ชั้นในอีก พร้อมกับปล่อยพลังงานออกในรูปรังสี ถ้าอิเล็กตรอนที่ยิงเข้าไปมีพลังงานมาก ก็จะเข้าไปชนอิเล็กตรอนในชั้นลึกๆ ทำให้ได้รังสีที่มีพลังงานมาก เรียกว่า ฮาร์ดเอกซเรย์ (hard x-ray) ถ้าอิเล็กตรอนที่ใช้ยิงมีพลังงานน้อยเข้าไปได้ไม่ลึกนัก จะให้รังสีที่เรียกว่า ซอฟต์เอกซเรย์ (soft x-ray)

กระบวนการเกิดหรือการผลิตรังสีเอ็กซ์ทั้งโดยฝีมือมนุษย์และในธรรมชาติ มีอยู่ 2 วิธีใหญ่ๆ คือ วิธีที่ 1 เป็นวิธีผลิตรังสีเอ็กซ์โดยการยิงลำอนุภาคอิเล็กตรอนใส่แผ่นโลหะ เช่น ทังสเตน อิเล็กตรอน ผลทำให้เกิดเป็นเอ็กซเรย์และความร้อนเครื่องฉายรังสีเอ็กซ์ที่ใช้งานกันทั่วไปในโรงพยาบาลและในโรงงานอุตสาหกรรม ล้วนเป็นเครื่องผลิตรังสีเอ็กซ์จากวิธีการนี้ การเกิดของเอ็กซเรย์นี้อาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการ คือ

1. ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็กตรอน หรือ การแยกอิเล็กตรอนออกจากอะตอมของโลหะ

อิเล็กตรอนจะเกิดขึ้น หรือแยกจากอะตอม ของโลหะ ที่ทำเป็นไส้หลอดเอ็กซเรย์ โดยการที่เรา ผ่านกระแสไฟฟ้า เข้าไปในไส้หลอด (Filament) จนกระทั่ง ไส้หลอดร้อนขึ้น ประมาณ 2000 องศาเซลเซียส หรือมากกว่านั้น จะมีผลทำให้เกิด เทอร์มิโอนิคอิมิชั่น (Thermionic Emission) คือ อิเล็กตรอน หลุดออกจากเซลล์ หรือวงโคจรของมัน เมื่อถูกความร้อนอิเล็กตรอนที่หลุดออกมานี้ จะมาออกันอยู่รอบๆ ผิวหน้า

ของโลหะ จนกลายเป็นกลุ่ม (Cloud) เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็กตรอน ไม่สามารถหลุดพ้น ไปจากผิวหน้าโลหะ เพราะว่าแรงดึงดูดระหว่าง อิเล็กตรอน และอะตอมของโลหะยังมีอยู่

2. การทำให้อนุภาคอิเล็กตรอนหลุด และเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูง

วิธีที่จะทำให้อนุภาคอิเล็กตรอน หลุดจากอะตอมไปได้ คือ ต้องหาสิ่งที่มีพลังงาน หรือแรงดึงดูดมากกว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็กตรอน กับอะตอมของโลหะมาดึงดูดอิเล็กตรอน สิ่งนั้นก็คือ ไฟฟ้าแรงสูง (High voltage) ไฟฟ้าแรงสูงนี้ นอกจากจะทำให้อิเล็กตรอน หลุดจากผิวหน้าของโลหะแล้ว ยังทำให้อิเล็กตรอนเคลื่อนที่ หรือวิ่งไปด้วยความเร็วสูง กล่าวอีกอย่างหนึ่งคือ ต้องทำให้ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกและขั้วลบให้ต่างกัน ความต่างศักย์นี้ ถ้ายิ่งมีค่ามากขึ้นเท่าใดก็ยิ่งทำให้อิเล็กตรอน หลุดจากผิวหน้าของไส้หลอดได้มาก และวิ่งไปด้วยความเร็วสูงขึ้น ความต่างศักย์ 100 กิโลโวลท์ (Kilo-voltage) จะทำให้อิเล็กตรอน มีความเร็วเท่ากับประมาณ 165 กิโลเมตรต่อวินาที

3. การทำให้เส้นทางที่อิเล็กตรอนวิ่งผ่านไป ต้องไม่มีสิ่งกีดขวาง จึงจะทำให้อิเล็กตรอนวิ่งไปด้วยความเร็วสูง ดังนั้น ภายในหลอดเอ็กซเรย์ จึงเป็นสูญญากาศ เพราะถ้ามีอากาศ หรือก๊าซอยู่ภายในหลอดแม้เพียงเล็กน้อยก็ตาม ความเร็วของอิเล็กตรอนจะลดลง เนื่องจากเกิดไอออนไนเซชั่น (Ionization)

4. การทำให้อิเล็กตรอนมีความเข้ม (Concentration of electron)

จะต้องมีวิธีการที่จะให้อิเล็กตรอน เคลื่อนที่ไปในแนวทิศทางเดียวกัน คือ พุ่งไปหาจุดโฟกัสของเป้าด้วยปริมาณ (ความเข้ม) ที่มากพอสมควร ซึ่งทำให้ได้โดยการใช้เครื่องมือที่เรียกว่า "Electron focusing device" คอยควบคุม ให้อิเล็กตรอนส่วนใหญ่ ไปตกในบริเวณจุดโฟกัสของเป้า

5. การทำให้อิเล็กตรอนหยุดวิ่งในทันทีทันใด

การที่จะทำให้อิเล็กตรอน ที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงนี้หยุดวิ่งในทันทีทันใด ทำได้โดยหาวัตถุมากั้นหรือขวางอิเล็กตรอน วัตถุนั้นก็คือ เป้า (Target) ผลที่เกิดขึ้น คือ เกิดการชน หรือ กระทบกันระหว่างอิเล็กตรอน กับเป้าอย่างแรง อิเล็กตรอนดังกล่าว จะไปชนอิเล็กตรอน ที่อยู่ในวงโคจร ของอะตอมของเป้านั้น ให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจร และจะมีอิเล็กตรอนจากวงโคจรอื่นๆ ที่อยู่ถัดไป วิ่งเข้ามาแทน แต่เนื่องจาก พลังงาน ของอิเล็กตรอนในแต่ละวงโคจรจะไม่เท่ากัน ดังนั้นจึงมีการคายพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของเอ็กซเรย์และความร้อน (ส่วนใหญ่จะเป็นความร้อนมากกว่า) กล่าวคือ จากพลังงานของอิเล็กตรอนทั้งหมดที่วิ่งไปสู่เป้านั้น 99.8% จะเปลี่ยนเป็นความร้อน และ 0.2 % เป็นเอ็กซเรย์

อันตรายจากรังสี

วิธีที่ 2 เป็นวิธีผลิต หรือกำเนิดรังสีเอ็กซ์จากการเคลื่อนที่ของอนุภาคที่มีประจุไฟฟ้า เช่นอิเล็กตรอน โปรตอน หรืออะตอมอย่างมีความเร่ง คืออนุภาคที่มีประจุไฟฟ้าเหล่านี้เคลื่อนที่ด้วยความเร็วสูงขึ้นแล้วก็เป็นธรรมชาติของอนุภาคที่มีประจุไฟฟ้าเหล่านี้เอง ที่ต้องปล่อยพลังงานออกมาในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า อย่างที่ไม่มีอะไรไปห้ามได้ ซึ่งถ้าคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ถูกปล่อยออกมามีความถี่สูงพอก็จะเป็นรังสีเอ็กซ์ กำเนิดรังสีเอ็กซ์วิธีนี้เป็นวิธีที่นักวิทยาศาสตร์ที่นิยมใช้ในการผลิตรังสีเอ็กซ์ในห้องทดลองวิทยาศาสตร์

2.5 หน่วยวัดรังสี

การวัดรังสีสามารถวัดได้ใน 2 ลักษณะ

1. ปริมาณและชนิดรังสีที่มนุษย์สัมผัส (Exposed radiation)

2. ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย (Absorbed radiation)

หน่วยวัดต่าง ๆ ได้แก่

1. คูรี่ (Curie,Ci) เป็นหน่วยวัดที่ใช้กันทั่วๆ ไป โดยตั้งชื่อขึ้น หลังจากมาดามแมรี่ คูรี่ และสามี ปีแอร์ คูรี่ ได้ค้นพบธาตุเรเดียม คูรี่เป็นหน่วยวัดความแรงของรังสี โดยกำหนดว่า สารกัมมันตรังสี ที่สลายตัวในอัตรา 3.7x1010 ครั้งต่อ 1 วินาที จะมีความแรงเท่ากับ 1 คูรี่ ตัวอย่างเช่น EPA (Environmental Protection Agency ใน USA) เปรียบเทียบการหายใจเอาสารเรดอน (เป็นธาตุกัมมันตรังสีชนิดหนึ่ง) เข้าไปวันละ 10 ปีแอร์คูรี่ต่อลิตรของอากาศ (1Pci=1 ส่วนล้านล้านส่วน Ci) จะเกิดอัตราเสี่ยง ต่อการเป็นโรคมะเร็งพอ ๆ กับการสูบบุหรี่วันละ 1 ซอง (1 pack)

2. แร้ด (Radiation absorbed dose,Rad) คือ ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืน โดยสิ่งมีชีวิต ในรูปของพลังงานที่สะสมในช่วงเวลาหนึ่ง

3. เร็ม (Radiation equivalent man,Rem) หน่วยวัด 'เร็ม' ถูกนำมาใช้ เนื่องจาก ความแตกต่างของรังสีแต่ละชนิด โดยรังสี ขนาด 1 แร้ดเท่ากัน แต่เป็นรังสี คนละชนิดกัน จะมีผลต่อเนื้อเยื่อ ของสิ่งมีชีวิตต่างกัน ดังนั้น 'เร็ม' จึงเป็นหน่วยวัดที่ ถูกตั้งขึ้นเพื่อให้ สามารถอธิบายผลกระทบด้านชีววิทยาจากการดูดกลืนรังสี ชนิดต่าง ๆ ให้อยู่บนฐานเดียวกัน ตัวอย่างเช่น รังสีแอลฟา 1 แร้ด จะเป็นอันตราย ต่ออวัยวะมากกว่ารังสีเอ็กซ์ 1 แร้ดถึง 10 เท่า ดังนั้น เมื่อคำนึงถึงอันตราย ทางด้านชีววิทยา ของรังสีแอลฟา 1 แร้ด จะเท่ากับ 10 เร็ม

4. เรนท์เก้น (Roentgens, R) เป็นชื่อที่ได้มาจาก Wilheim Roentgen ซึ่งเป็นผู้ที่ค้นพบรังสีเอ็กซ์ R เป็นหน่วยวัดปริมาณ รังสีสัมผัส (Exposed Radiation) ที่ใช้วัดรังสีเอ็กซ์ และรังสีแกมมา โดยวัดเป็นปริมาณพลังงานที่ทำให้อากาศ 1 ลูกบาศก์เซนติเมตร แตกตัวเป็นไอออน

นอกจากหน่วยวัดดังที่ได้กล่าวมาแล้ว ปัจจุบันมีการใช้หน่วยวัดรังสีอื่นๆ ที่แตกต่างกันไป เช่น

Gray : 1 Gray = 100 Rad

Sievet : 1 SV = 100 Rem

Becquerel : 1 Ci = 3.7x1010

2.6 ผลของรังสีที่มีต่อร่างกายแบ่งได้เป็น 2 ชนิดคือ

1. ผลที่เกิดกับร่างกาย (Somatic effect) หมายถึง ผลที่เกิดขึ้นกับส่วนใดส่วนหนึ่งของร่างกายทั้งนี้ขึ้นอยู่กับว่าการรับรังสี นั้นเป็นแบบเฉียบพลัน หรือเรื้อรัง และปริมาณรังสีมากน้อยแค่ไหน ผลของการรับรังสีแบบเฉียบพลันซึ่งมักเกิดจากอุบัติเหตุให้ได้รับรังสีปริมาณมากทันที ถ้ามากกว่า 50 เร็ม ขึ้นไป จะ

มีอาการป่วยเนื่องจากรังสี ถ้ามากกว่า 400 เร็ม อาจทำให้ตายได้ ส่วนการรับรังสีเรื้อรังในปริมาณต่ำ ๆ เกิดกับผู้ที่มีอาชีพเกี่ยวกับรังสีโดยตรง อาจมีผลทำให้อายุเฉลี่ยสั้นกว่าปกติ เป็นมะเร็ง ต้อกระจก เป็นต้น

2. ผลที่เกิดขึ้นทางพันธุกรรม (Genetic effect) หมายถึงผลที่เกิดขึ้นในเซลล์สืบพันธุ์ อาจทำให้เป็นหมัน หรือเกิดการแตกเหล่า (Mutation) ซึ่งมีผลกระทบถึงรุ่นลูกหลานได้

2.7 การป้องกันอันตรายจากรังสี (Radiation Protection)

เมื่อผู้ป่วยมารับการตรวจทางรังสี (X-ray) มักจะมีความกังวลอยู่เสมอว่าจะมีอันตรายจากรังสีเกิดขึ้นหรือไม่ ดังนั้นจึงอยากจะเผยแพร่ ความรู้เกี่ยวกับรังสีเพื่อให้มีความเข้าใจและไม่ต้องกังวลเกินกว่าเหตุ รวมทั้งรู้วิธีปฏิบัติตัวเพื่อให้ปลอดภัย

2.7.1 ระดับรังสีเท่าไรจึงจะถือว่าปลอดภัย

คณะกรรมาธิการว่าด้วยการป้องกันรังสีระหว่างประเทศ กำหนดค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมรับได้ เรียกว่า Maximum Permissible Dose (MPD) โดยหมายความถึงว่าถ้าได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่าค่า MPD ถือว่าปลอดภัย ตัวอย่างเช่น ค่า MPD ของอวัยวะสืบพันธุ์ หรือไขกระดูก เท่ากับ 5 เร็มต่อปี และค่า MPD ของบุคคลทั่วไปไม่ควรเกิน 0.5 เร็มต่อปี สำหรับการตรวจวินิจฉัยทางรังสีนั้น จะไม่ให้รังสีเกินค่าที่กำหนด หรือแม้ว่าผู้ป่วยบางรายสำหรับการป่วยในปีหนึ่งอาจต้องได้รับรังสีมาก แต่ก็จะเป็นระยะสั้นเท่านั้น สมมติว่าได้รับมากกว่า 0.5 เร็มต่อปี ในปีนี้ แต่เมื่อหายป่วยก็ไม่ได้รับรังสี (จากการตรวจ)อีก ดังนั้นผลเสียก็จะไม่เกิดเนื่องจากร่างกาย (เซลล์) มีเวลาพักฟื้น

2.7.2 ผู้มารับการตรวจทางรังสีวินิจฉัยควรปฏิบัติตัวอย่างไร

ดังกล่าวแล้วข้างต้น จะเห็นว่าการตรวจทางรังสีมีความปลอดภัยในระดับหนึ่ง แต่มนุษย์เรายังได้รับรังสีมาจากด้านอื่น ๆ อีก ดังนั้นควรจะพยายามให้ได้รับรังสีน้อยที่สุดเท่าที่จะทำได้ ในการตรวจแต่ละครั้งย่อมเป็นการดีที่สุด ในทางปฏิบัติแล้วรังสีแพทย์ และเจ้าหน้าที่รังสีจะยึดหลักใช้รังสีน้อยที่สุด ให้เกิดประโยชน์สูงสุดแก่ตัวผู้ป่วย และผู้เกี่ยวข้องก็มีข้อปฏิบัติเพื่อจะลดปริมาณรังสีที่มีจำเป็นลงได้ ดังนี้

1. ปฏิบัติตามคำแนะนำของรังสีแพทย์ และเจ้าหน้าที่รังสีอย่างเคร่งครัด เช่น การถ่ายภาพปอด (Chest X-ray) ต้องเปลี่ยนเสื้อ ถอดสร้อยหรือโลหะทุกชนิดที่อยู่ในบริเวณหน้าอกออกให้หมดเพื่อจะได้ไม่ต้องถ่ายซ้ำใหม่ หรือการตรวจพิเศษ เช่น การฉีดตรวจไต ถ้าไม่รับประทานยาระบาย อาจมีอุจจาระบังส่วนไต ทำให้ต้องถ่ายภาพในท่าพิเศษเพิ่มขึ้น ก็จะได้รับรังสีมากขึ้น รวมถึงการจัดท่าทาง และกลั้นหายใจขณะถ่ายภาพเอกซเรย์ด้วย

2. สตรีวัยเจริญพันธุ์ ถ้าต้องทำการตรวจทางเอ็กซเรย์ของท้องน้อย ควรทำภายใน 10 วัน หลังจากมีประจำเดือน (นับจากวันที่ 1 ของรอบประจำเดือน) ถือเป็นช่วงที่ไม่มีไข่ตก

3. ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์ หรือสงสัยว่าจะมีการตั้งครรภ์ ควรหลีกเลี่ยงการเอ็กซเรย์ช่วงท้อง ถ้าจำเป็นควรใช้อัลตราซาวด์ (Ultrasound) แทน การเอ็กซเรย์ส่วนอื่น ๆ ของร่างกายถ้าจำเป็น ต้องใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ

4. กรณีที่ผู้ป่วยเป็นเด็ก หรือผู้ป่วยที่มีสามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้เอง ต้องมีผู้ช่วยเป็นญาติหรือบุคลากรทางการแพทย์ฝ่ายอื่น ควรปฏิบัติดังนี้

สวมเสื้อตะกั่ว ถุงมือตะกั่วทุกครั้งที่เข้าช่วย

ถ้าเป็นไปได้ให้อยู่ห่างจากแนวรังสีอย่างน้อง 2 เมตร กรณีนี้รวมถึงการถ่ายเอกซเรย์ตามหอผู้ป่วย (Portable X-ray) ด้วย

5. ผู้ป่วยเด็กที่ต้องเอ็กซเรย์บ่อย ๆ ควรจะใช้ตะกั่วปิดบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์

6. ผู้ที่ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการตรวจเอ็กซเรย์ ไม่ควรเข้ามาในแผนกโดยไม่จำเป็น

โดยสรุปแล้ว ปัจจัยสำคัญมีอยู่ 3 ประการ คือ เวลา (Time) ระยะทาง (Distance) และวัสดุป้องกันรังสี (Shield) ดังนั้นต้องใช้เวลาน้อยที่สุด อยู่ห่างที่สุดเท่าที่จะทำได้และต้องใส่เสื้อตะกั่วป้องกันรังสีเสมอ

2.8 การประยุกต์ใช้ทางการแพทย์

ตั้งแต่การค้นพบของ Rantgen ว่ารังสีเอ็กซ์สามารถบอกรูปร่างของกระดูกได้ รังสีเอ็กซ์ได้ถูกพัฒนาเพื่อนำมาใช้ในการถ่ายภาพในการแพทย์ นำไปสู่สาขาที่เรียกว่า รังสีวิทยา โดยนักรังสีวิทยาได้ใช้ภาพถ่าย (radiography) ที่ได้มาใช้ในการช่วยการวินิจฉัยโรคนั่นเอง

รังสีเอ็กซ์มักถูกนำมาใช้ในการตรวจหาสภาพทางพยาธิวิทยาของกระดูก แต่ก็สามารถหาความผิดปกติของบางโรคที่เป็นที่เนื้อเยื่อทั่วไปได้ ตัวอย่างที่พบเห็นได้ทั่วไปเช่นการเอ็กซ์เรย์ปอด ซึ่งสามารถบอกถึงความผิดปกติได้หลายโรค เช่น โรคปอดบวม (pneumonia) โรคมะเร็งปอด (lung cancer) หรือน้ำท่วมปอด (pulmonary edema) รวมถึงการเอ็กซเรย์ช่องท้อง เช่นการตรวจภาวะอุดตันในลำไส้เล็ก (ileus) ภาวะลมหรือของเหลวคั่งในช่องท้อง ในบางครั้งยังใช้ในการตรวจหานิ่วในถุงน้ำดี หรือนิ่วในกระเพาะปัสสาวะได้ รวมทั้งในบางกรณีสามารถใช้ในการถ่ายภาพเนื้อเยื่อบางชนิด เช่น สมองและกล้ามเนื้อได้ แต่นับแต่ในปี 2005 รังสีเอ็กซ์ถูกขึ้นบัญชีในรัฐบาลสหรัฐอเมริกาว่า เป็นสารก่อมะเร็ง การถ่ายภาพเนื้อเยื่อส่วนใหญ่จึงถูกพัฒนาโดยใช้เทคนิค CAT หรือ CT scanning (computed axial tomography) หรือใช้เทคนิค MRI (magnetic resonance imaging) หรือ ultrasound ทดแทน

ปัจจุบัน การรักษาโรคมะเร็งส่วนใหญ่ได้มีการนำรังสีมาช่วยในการรักษาโรค (radiotherapy) และได้มีการรักษาพยาธิสภาพต่าง ๆ เช่น การรักษาแบบ real-time ในการผ่าตัดถุงน้ำดี การขยายหลอดเลือด (angioplasty) หรือการกลืนสารทึบรังสี (barium enema) เพื่อตรวจสภาพลำไส้เล็กและลำไส้ใหญ่ โดยการใช้ฟลูออโรสโคปี (fluoroscopy)

การประยุกต์ใช้ในด้านอื่น

รังสีเอ็กซ์ได้ถูกพัฒนานำไปใช้ในหลายสาขา เช่น การวิเคราะห์ลักษณะของอะตอม และการผลิตโดยอาศัยการเบี่ยงเบนของรังสีเอ็กซ์ (x-ray crystallography) การวิจัยทางดาราศาสตร์ที่อาศัยการปลดปล่อยรังสีเอ็กซ์ที่มาจากวัตถุในวัตถุ (x-ray astronomy) การถ่ายภาพและผลิตภาพในขนาดเล็ก (x-ray microscopic analysis) รวมทั้งการตรวจหารอยร้าวขนาดเล็กในโลหะ การติดตามผลของตัวอย่างในการวิจัยโดยอาศัยคุณสมบัติของรังสีเอ็กซ์ (x-ray fluorescence) รวมถึงใช้ตรวจหาอาวุธปืน หรือระเบิดในกระเป๋าเดินทาง

2.9 ประเภทของเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการแพทย์

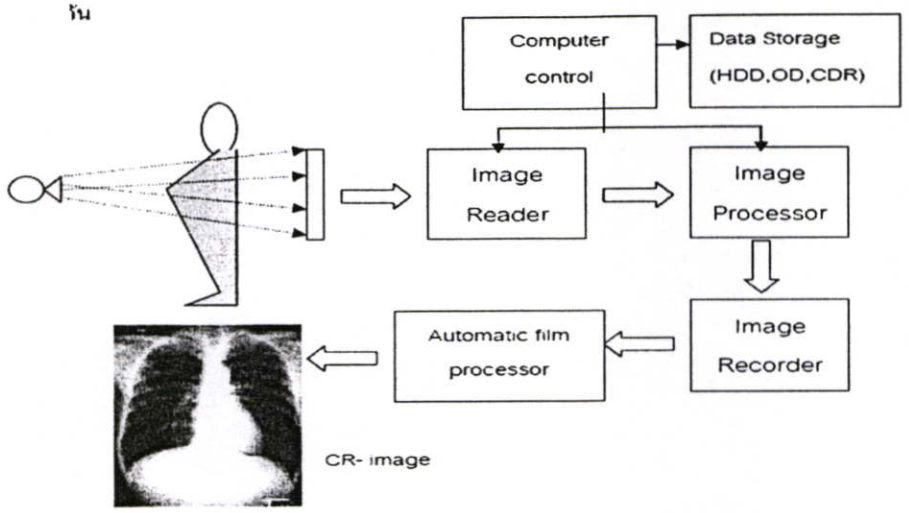
ประเภทของเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการแพทย์ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะกล่าวถึงเฉพาะเครื่องเอ็กซ์เรย์ในระบบดิจิตอล ซึ่งเป็นระบบที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน

2.9.1 คอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี (Computed Radiography, CR)

การถ่ายภาพรังสีทั่วไป (radiography) ในระยะเวลา 40 ปีที่ผ่านมาได้มีการนำเอาระบบภาพถ่ายฟิล์ม (screen film system) มาใช้งานอย่างกว้างขวางและได้รับความนิยมต่อเนื่องมาจนถึงปัจจุบัน การเปลี่ยนแปลงเกี่ยวกับฟิล์มหรือตลับบรรจุฟิล์มมักจะเป็นเรื่องของวัสดุที่ใช้, น้ำหนักและความไวในการรับรังสี แต่รูปร่างลักษณะรวมทั้งการใช้งานยังเหมือนเดิม อย่างไรก็ตามเมื่อเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์มีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว จนกระทั่งในปี ค.ศ. 1970 เริ่มมีการนำเอาเครื่องคอมพิวเตอร์มาใช้ร่วมกับการบันทึกภาพเอ็กซ์เรย์ โดยใช้แผ่นบันทึกภาพที่เรียกว่าอิมเมจเพลต (imaging plate) มาใช้แทนระบบภาพถ่ายฟิล์ม จากนั้นจึงนำเอาแผ่นอิมเมจเพลตที่ได้รับรังสีแล้วไปอ่านด้วยเครื่องอ่านภาพ (imaging reader) จากนั้นเครื่องจะถ่ายภาพที่ได้ลงบนแผ่นฟิล์มต่อไป อย่างไรก็ตามระบบนี้ยังมีข้อเสียอยู่บ้างคืออุปกรณ์ที่ใช้ไม่ว่าจะเป็นอิมเมจเพลต, เครื่องอ่านภาพ รวมถึงตัวเครื่องเอ็กซเรย์ที่มีระบบ AEC. มีราคาที่สูง รวมทั้งการบำรุงรักษายุ่งยาก และจะต้องเสียค่าใช้จ่ายสูงด้วยเช่นกัน ส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตทเรดิโอกราฟสามารถแบ่งได้ดังนี้

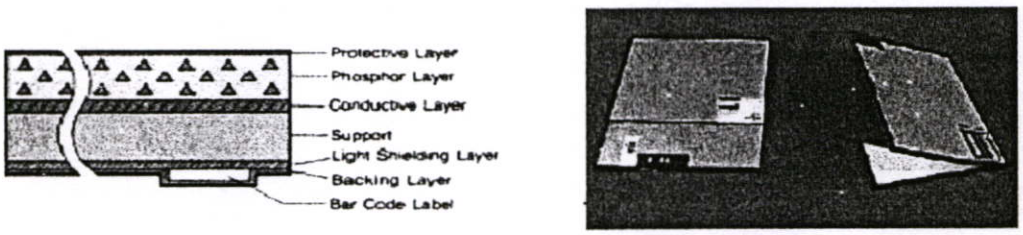
2.9.1.1 อิมเมจเพลต (image plate)

เป็นแผ่นรับสัญญาณทำหน้าที่รับเอ็กซ์เรย์ที่ผ่านตัวผู้ป่วยแทนการใช้ฟิล์ม ในแบบเดิม อิมเมจเพลตสร้างจากแผ่นพลาสติกโพลีเอสเตอร์แบบแผ่นบางๆ หนาประมาณ 0.5 mm. เคลือบด้วยสารฟอสเฟอร์ (photostimulable phosphor) จำพวกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์ (BaFX ;X= Cl,Br,I) ซึ่งโดป(Dope) ด้วย ยูโรเปียม (Eu2+) หนาประมาณ 150 ไมครอน โดยเมื่อแผ่น อิมเมจเพลตได้รับพลังงานรังสี จะไปกระตุ้นให้อิเล็คตรอนของผลึกขึ้นไปอยู่ในชั้นคอนดักชันแบน(conduction band) และถูกดักจับโดยอิเล็คตรอนแทรป (electron trap)ในชั้นฟอร์บิดเดนแบน (forbidden band) ซึ่งมีคุณสมบัติในการเก็บพลังงานรังสีตาม

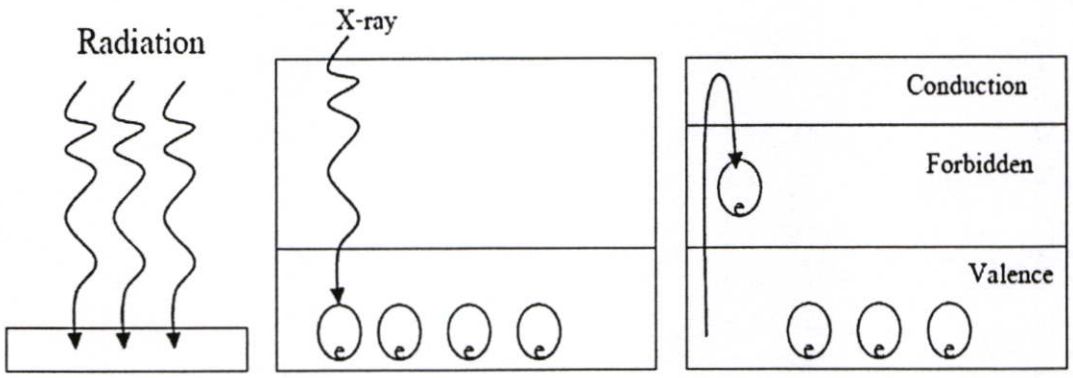


รูปที่ 2.3 ผังการทำงานของระบบคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี (CR)

ความเข้มที่ได้รับในแต่ละจุดที่ได้จากการเอ็กซเรย์ และแผ่นนี้จะเรืองแสงได้เมื่อนำไปผ่านเครื่องอ่านค่าความเข้มแสง ซึ่งจะใช้ลำแสงเลเซอร์ไปกระตุ้นให้อิเล็คตรอนที่อยู่ในชั้นฟอร์บิดเดนแบน หลุดจากอิเล็คตรอนแทรปและกลับสู่สถานะเดิมที่วาเลนซ์แบน (valence bond) อิเล็กตรอนจะปล่อยพลังงานออกมาเป็นแสง ที่มีความยาวคลื่น 400 นาโนเมตรแล้วไปเข้าส่วนขยายแสงต่อไป



รูปที่ 2.4 โครงสร้างและลักษณะของอิมเมจเพลต



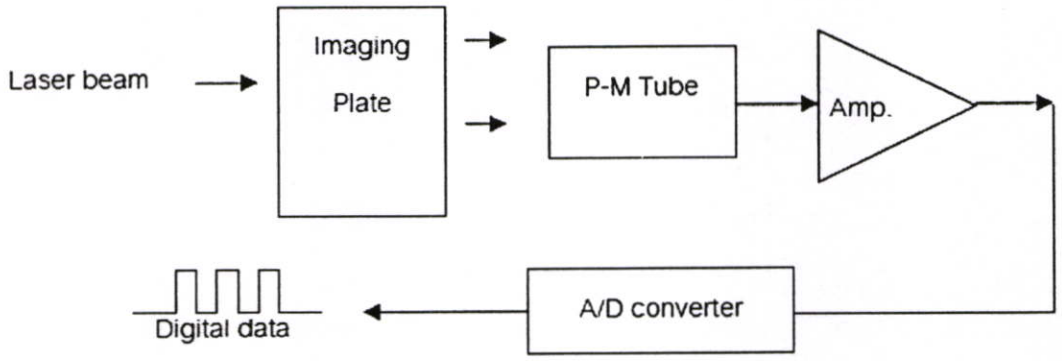
รูปที่ 2.5 ผลึกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์นำไปโดป ด้วยยูโรเปียม เมื่อรับรังสีจะแตกตัวให้อิเล็คตรอน

Eu2+ ---> x-ray radiation ---> Eu3+ + e-

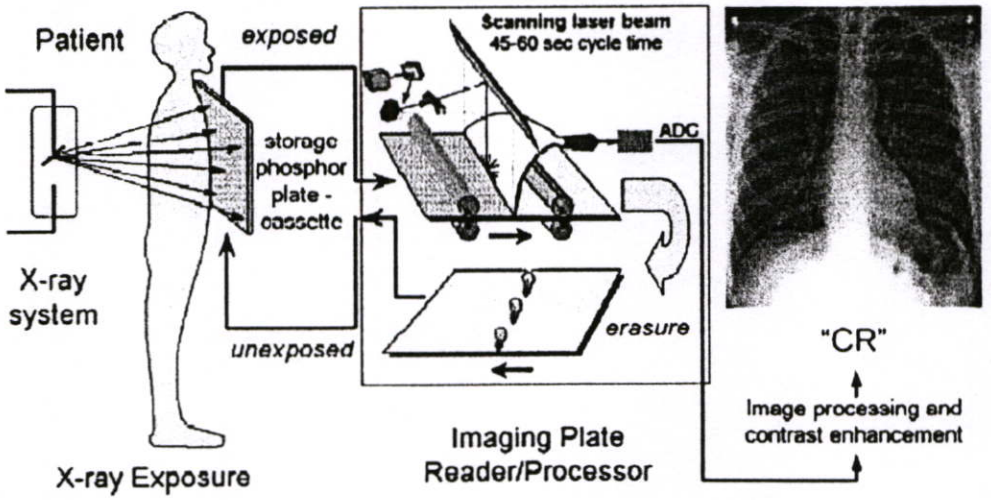
ความไว (sensitivity) ของแผ่นอิมเมจเพลตจะมีความไวในการตรวจจับเอ็กซ์เรย์มากกว่าฟิล์มและมีความเป็นเชิงเส้นมากกว่าฟิล์ม ซึ่งอธิบายดังรายละเอียดต่อไปนี้

1. ความสามารถในการตรวจจับรังสีปริมาณน้อยๆ แผ่นอิมเมจเพลตสามารถตรวจจับรังสีได้ในปริมาณรังสีที่ต่ำมากกว่าฟิล์มมากกว่า 10 เท่าทำให้สามารถลดปริมาณรังสีที่ให้กับผู้ป่วยได้มากโดยที่ไม่ทำให้สูญเสียรายละเอียดของภาพ และเป็นประโยชน์ในกรณีที่ให้ปริมาณรังสีต่ำกว่าที่ควร (under exposure) ก็สามารถปรับแต่งภาพในภายหลังได้ (post processing)

2. ความไวมากกว่าระบบฟิล์ม 10,000 เท่า ทำให้แผ่นอิมเมจเพลตสามารถตรวจจับรังสีในปริมาณน้อยๆ และให้สร้างภาพที่มีระดับโทนสเกล (tone scale) ที่กว้างมาก บอกความแตกต่างของเนื้อเยื่อที่มีคอนทราส ต่ำๆได้ดีกว่าฟิล์ม โดยทั่วไปแล้วจะตรวจจับเอ็กซ์เรย์ในปริมาณ $8–4\times10^{4}$ โฟตอน /1 พิกเซล แสดงให้เห็นว่าแต่ละพิกเซลสามารถรับรังสีได้ตั้งแต่น้อยมากๆ จนถึงปริมาณมากถึง 5000 เท่าจากปริมาณต่ำสุด



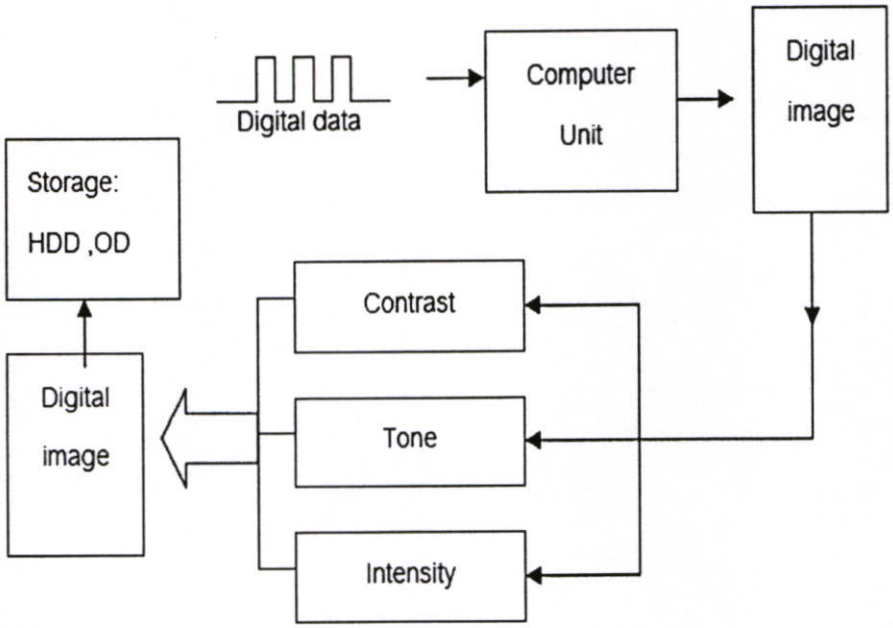
รูปที่ 2.6 ผังการทำงานของเครื่องอ่านภาพ



รูปที่ 2.7 ระบบเครื่องอ่านภาพ

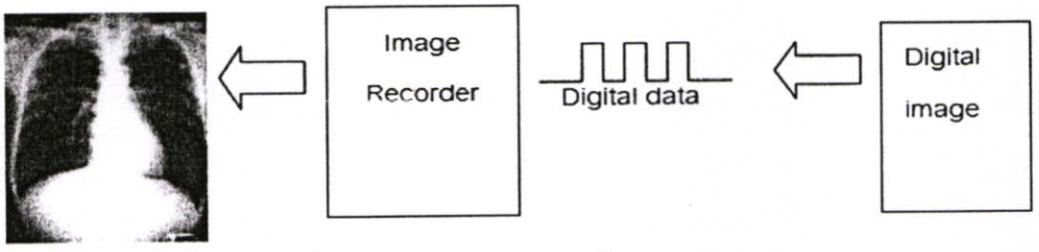
2.9.1.2 เครื่องอ่านภาพ (image reader) เป็นเครื่องอ่านสัญญาณจากแผ่นอิมเมจเพลต หลักการทำงานมีลักษณะเดียวกับเครื่องอ่านฟิล์มแบบดิจิตอล (film digitizer) หรือเลเซอร์สแกนเนอร์ (laser canner) ที่สร้างจากลำแสงนีออนเลเซอร์ (neon-laser) ซึ่งมีความยาวคลื่น 633 นาโนเมตร ลำแสงเลเซอร์ (laser beam) จะถูกสแกน ไปยังบริเวณแผ่นอิมเมจเพลต ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อิเล็คตรอนโฮล (electron hole) ทีละแถวจากบนลงล่างทีละแถว ซึ่งจะไปกระตุ้นทำให้อิเล็คตรอนหลุดออกมา เมื่อลำแสงเลเซอร์ผ่านตำแหน่งนั้นไป อิเล็คตรอนจะกลับสู่สถานะเดิม โดยคายพลังงานออกมาในรูปของแสงสีน้ำเงินแกมเขียว (ความยาวคลื่น 400 นาโนเมตร เป็นช่วงคลื่นแสงยูวี) มีความเข้มแสงเท่ากับความเข้มแสงเดิมที่ได้รับจากการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ จากนั้นจะมีหลอดขยายแสง ทำหน้าที่เปลี่ยนแสงที่ได้รับให้กลายเป็นอิเล็คตรอนและยังเพิ่มจำนวนให้มากขึ้นเพื่อให้สัญญาณไฟฟ้ามีความแรงมากขึ้นจากนั้นจึงส่งไปยังภาคขยายสัญญาณอีกครั้ง สัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณแบบ อนาลอก และจะแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอลโดยตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล (A/D converter) เพื่อส่งข้อมูลให้คอมพิวเตอร์ประมวลผลกลายเป็นข้อมูลภาพแบบดิจิตอล ต่อไป

2.9.1.3 เครื่องประมวลผลภาพ (image processor) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการปรับแต่งข้อมูลภาพดิจิตอลที่ได้จากเครื่องอ่านภาพ จะอยู่ในรูปแบบไบนารี (binary) หรือเลขฐาน 2 ซึ่งหน่วยประมวลผลกลาง (CPU) ภายในของเครื่องประมวลผลภาพ จะนำข้อมูลไปประมวลผลตามแล้วทำการปรับข้อมูลให้ในรูปแบบของภาพทั่วไป (imaging format) ซึ่งสามารถตบแต่งภาพให้มีความเข้ม, คอนทราส ,ความคมชัดหรือปรับระดับเกรย์ (gray scale level) ให้เหมาะสม จากนั้นจะส่งข้อมูลไปเก็บยังหน่วยความจำ หรือส่งไปยังหน่วยแสดงผล (display unit) หรือส่งข้อมูลไปยังเครื่องบันทึกภาพ (image recorder) เพื่อถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์มต่อไป



รูปที่ 2.8 ผังการทำงานของเครื่องประมวลผลภาพ

2.9.1.4 เครื่องบันทึกภาพ (image recorder) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์ม โดยนำข้อมูลดิจิตอลที่ผ่านการประมวลผลภาพจากเครื่องประมวลผลภาพ เข้ามายังส่วนที่สร้างสัญญาณไฟฟ้าให้เป็นแสงเลเซอร์ที่มีความเข้มแสงตามความแรงของความเข้มข้อมูลภาพที่ได้รับ แล้วกวาดแสงเลเซอร์ลงแผ่นฟิล์มเช่นเดียวกับการสแกนผ่านแผ่นอิมเมจเพลต ทำให้แผ่นฟิล์มได้รับความเข้มแสงตามลักษณะของรูปอวัยวะที่บันทึกไว้ในอิมเมจเพลต



รูปที่ 2.9 ผังการทำงานของเครื่องบันทึกภาพ

2.9.1.5 ข้อดีของเครื่องคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี

1. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่าแบบเดิม 5-20 เท่า
2. ลดข้อผิดพลาดในการสร้างภาพ
3. ลดการเอกซเรย์ซ้ำ
4. ลดปริมาณฟิล์มเสีย
5. สามารถขยายภาพเพื่อดูรายละเอียดเฉพาะจุด 62
6. บันทึกภาพระบบดิจิตอล
7. สามารถพิมพ์ภาพเพิ่มได้
8. การจัดเก็บ ฐานข้อมูลฟิล์มสัมพันธ์กับฐานข้อมูลผู้ป่วย
9. ใช้งานในมาตรฐานไดคอม (DICOM) ได้

2.9.1.6 ข้อด้อยของเครื่องคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี

1. ราคาเครื่องสูงมาก
2. การบำรุงรักษายาก

2.9.2 ดิจิจตอลเรดิโอกราฟฟี (Digital Radiography, DR)

ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี ต่างจาก คอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟี เนื่องจาก ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีจะออกแบบเครื่องมาเฉพาะส่วน โดยไม่มีส่วนอิมเมจเพลต ที่สามารถนำไปถ่ายภาพรังสีกับเครื่องเอ็กซเรย์ใดก็ได้ แต่ดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีจะต้องติดตั้งกับระบบกับเครื่องเอ็กซเรย์ เป็นการเฉพาะเท่านั้น ตัวอย่างเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ระบบนี้ได้แก่ เครื่องเอ็กซ์เรย์ดิจิตอลทั่วไป, เครื่องเอ็กซ์เรย์เต้านมแบบดิจิตอล (digital chest x-ray), เครื่องดิจิตอลแมมโมกราฟฟี (digital mammography) , เครื่องเอ็กซ์เรย์ฟัน (dental radiography)

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

เป็นต้น และยังสามารถแบ่งประเภทของดิจิตอลเรดิโอ ออกเป็น 3 ประเภท ตามรูปแบบของหัววัดเอ็กซ์เรย์ คือ

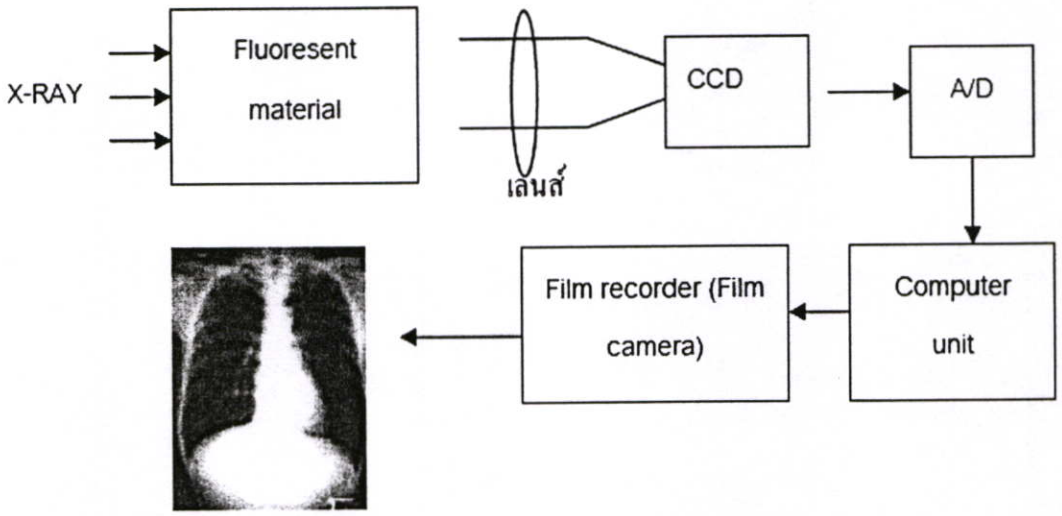
2.9.2.1 ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบซีซีดี (Indirect digital radiography systems with CCD)

จะใช้ฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล (fluorescent crystal) เป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์ซึ่งจะทำหน้าที่แปลงเอ็กซ์เรย์เป็นแสง แต่ละตำแหน่งของฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล จะเชื่อมต่อด้วยใยแก้วนำแสง (fiber optic) และเชื่อมต่อไปยังซีซีดี (CCD) หรือใช้เลนส์รวมแสงไปยังบริเวณหน้าชิปของซีซีดี โดยซีซีดี จะทำหน้าที่แปลงโฟตอนของแสง (light photon) ที่ได้จากฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล ให้กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้า (electron) จากนั้นส่งไปยังตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล สุดท้ายข้อมูลดิจิตอลดังกล่าวจะถูกส่งต่อไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลภาพต่อไป

ระบบนี้มีข้อดีคือจะมีราคาถูกกว่าระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง (Direct digital radiography) แต่ข้อเสียคือ อัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน (signal-to-noise ratio, S/N) มีค่าต่ำกว่า ทั้งนี้เพราะระบบนี้ ต้องเปลี่ยนพลังงานของเอ็กซ์เรย์ไปเป็นแสง จากนั้นจึงเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าอีกที ซึ่งทำให้เกิดการสูญเสีย ระหว่างการเปลี่ยนแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้า ทำให้ความละเอียดของภาพที่ได้ต่ำกว่า

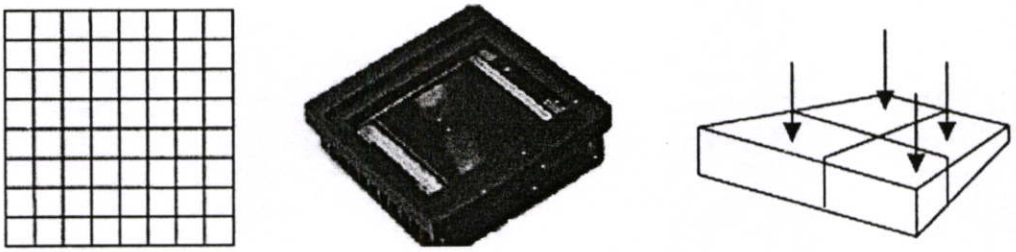
เนื่องจากซีซีดี มีขนาดเล็กเพียง $2 \times 3 cm^2$ จึงต้องใช้ซีซีดีหลายๆตัวมาจัดเรียงเป็นแถวแล้วใช้วิธีการสแกนเอ็กซ์เรย์เป็นลำแคบผ่านตัวผู้ป่วย หรือใช้เลนส์รวมแสงช่วย

โครงสร้างของ ซีซีดี มีลักษณะเป็นแผ่นโซลิดสเตท (solid state) บางๆ ซึ่งมีโฟโตไดโอดที่มีขนาดพื้นที่เล็กๆจำนวนมากมายวางอยู่บนแผ่นนี้ และเรียงตัวกันในแนวตั้งและแนวนอน ติดกันเป็นแผง



รูปที่ 2.10 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม ซึ่งใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์เป็นซีซีดีร่วมกับเลนส์

76728

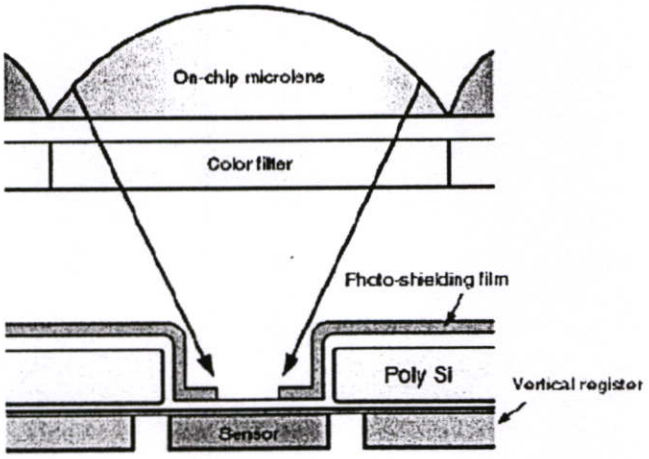


(a) (b) (c)

รูปที่ 2.11 (a) การเรียงตัวของโฟโตไดโอด บน ซีซีดี แบบเมตริก (b) รูปร่างของชิปซีซีดี ที่ใช้งานจริง (c) แต่ละพิกเซลรับแสงในแต่ละตำแหน่งต่างกัน

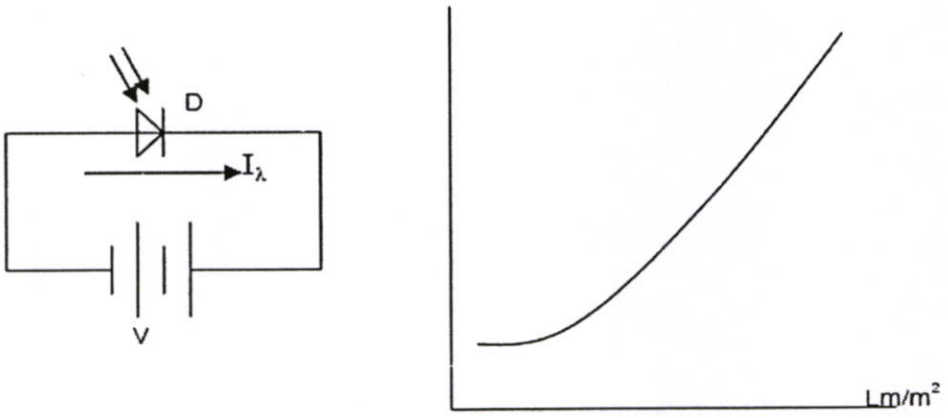
รวมเรียกว่าชิปซีซีดี (CCD chip) ซึ่งแต่ละช่องเรียกว่าพิกเซล จำนวนพิกเซลทั้งหมดเรียกว่าเมตริก และขนาดของเมตริก จะใช้เป็นตัวบ่งบอกความละเอียดของซีซีดี เช่นขนาด 1024x768 หมายถึง CCD ที่มีโฟโตไดโอด ในแถวนอน 768 ตัวและแถวตั้ง 1024 ตัว และบอกได้ว่าซีซีดีมีความละเอียด 786,432 พิกเซล หรือ 0.7 เมกกะพิกเซล และถ้าซีซีดีมีขนาด 2048x1024 จะมีความละเอียดเท่ากับ 2,097,152 พิกเซล หรือ 2 เมกกะพิกเซล เป็นต้น แต่ละพิกเซล จะกั้นด้วยฉนวนแยกกันเพื่อการแสงแต่ละตำแหน่งไม่รบกวนกัน

จากรูปที่ 2.12 จะเห็นว่าโฟโตไดโอดแต่ละตัวจะมีส่วนรับแสงแยกจากกันอย่างอิสระ และมีไมโครเลนส์ (micro lens) ทำหน้าที่รับแสงที่ส่องมาตกกระทบให้เกิดความเข้มเพียงพอกับพื้นที่การรับแสงของโฟโตโอด (photo sensitive area) เมื่อมีแสงตกกระทบ จะทำให้รอยต่อของ สาร P-N ในโฟโตไดโอดแคบ ทำให้อิเล็คตรอนผ่านรอยต่อไปได้ การทำให้โฟโตไดโอดทำงานจะต้องต่อกับวงจรภายนอกแบบไบแอสกลับ (reverse bias) พิจารณาขณะเมื่อยังไม่มีแสงเข้ามาจะมีกระแสค่าน้อยๆ I_λ ไหลดังรูปที่ 2.13 กระแสนี้เรียกว่ากระแสมืด (dark current) แต่เมื่อได้รับแสงจะทำให้มีกระแส I_λ ไหลผ่านตัวโฟโตไดโอดมากขึ้น ซึ่งเป็นไปตามสมการ $I_\lambda = V / R$ ขนาดของกระแสจะแปรตามปริมาณความเข้มแสง (หน่วยเป็นลูเมนต่อตารางเมตร)



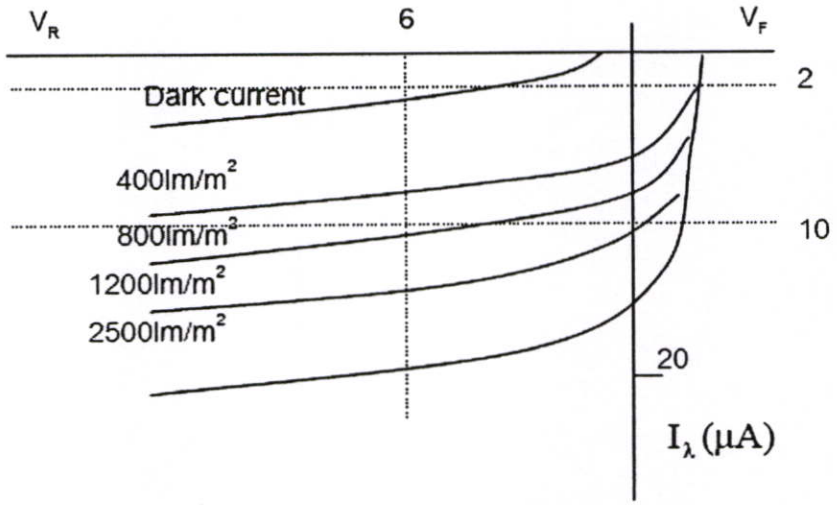
รูปที่ 2.12 ภาพหน้าตัดโครงสร้างซีซีดี บริเวณโฟโตไดโอด 1 เซลล์

รูปที่ 2.12 ภาพหน้าตัดโครงสร้างซีซีดี บริเวณโฟโตไดโอด 1 เซลล์



(a) (b)

รูปที่ 2.13 (a) วงจรไบแอสกลับที่ป้อนให้กับโฟโตไดโอด (b) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ไหลผ่านโฟโตไดโอดกับความเข้มแสงที่ได้รับ

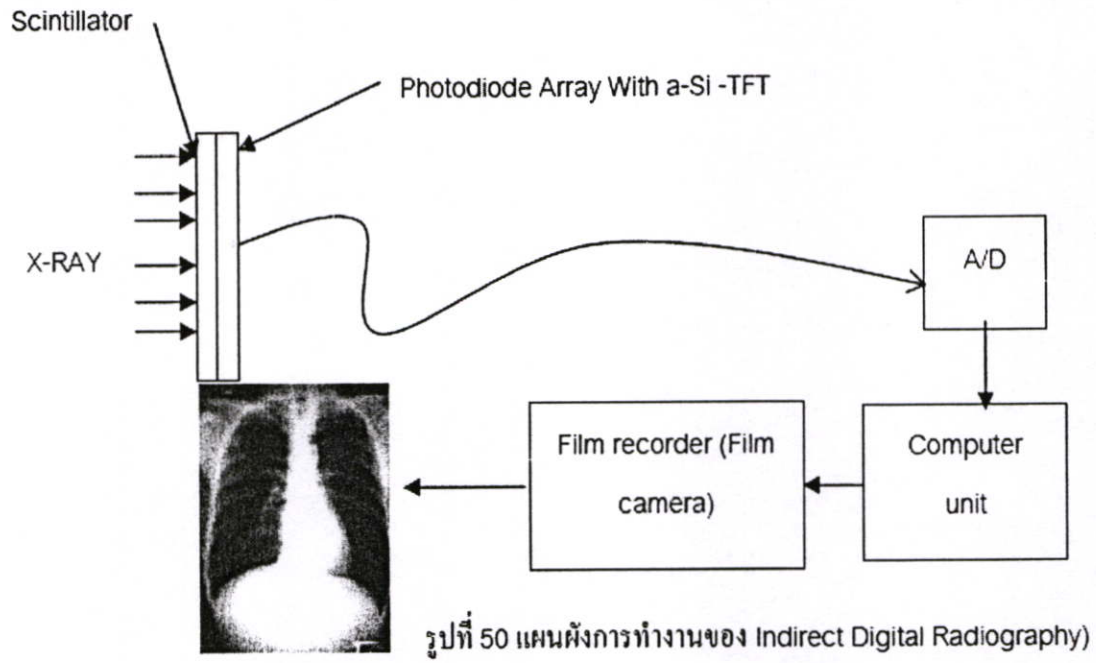


รูปที่ 2.14 กราฟคุณลักษณะของโฟโตไดโอด

จากรูป 2.14 แสดงให้เห็นว่าที่แรงดัน 6 โวลต์ ขณะไม่มีแสงตกกระทบจะมีกระแสผ่านตัวไดโอดน้อยมากและเมื่อมีแสงตกกระทบจะมีกระแสไฟฟ้าผ่านตัวไดโอดมากขึ้นตามความเข้มแสง

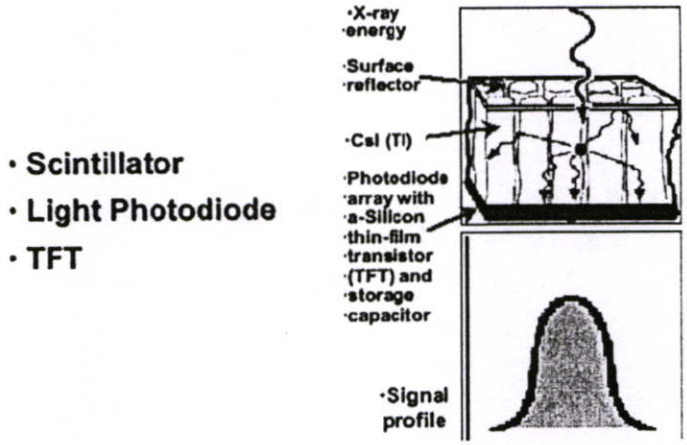
2.9.2.2 ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตไดโอดทีเอฟทีที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (Indirect digital radiography systems with scintillator–photodiode TFT)

ระบบนี้หลักการทำงานเหมือนระบบแรกแต่เปลี่ยนจากซีซีดีเป็นตัวรับแบบแฟลตพาเนล (flat panel detector) ที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (scintillator) บนผิวหน้า แฟลตพาเนลถูกออกแบบเป็นแผ่นแบนๆ มีพื้นที่กว้างสามารถรับตามพื้นที่ที่รับเอ็กซ์เรย์จริง (แฟลตพาเนลขนาด 14x17 นิ้วให้ความละเอียดสูงมากกว่า 10 ล้านพิกเซล) ขนาดของแฟลตพาเนลจะมีขนาดเท่ากับแผ่นฟิล์มในระบบเดิมแต่ถูกภายในจะมีแผ่นของทินฟิล์มทรานซิสเตอร์หรือทีเอฟทีอยู่ (Thin Film Transistor and storage capacitor, TFT)



รูปที่ 50 แผนผังการทำงานของ Indirect Digital Radiography)

รูปที่ 2.15 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ทีเอฟทีที่เคลือบด้วยสารเรืองแสงเป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์



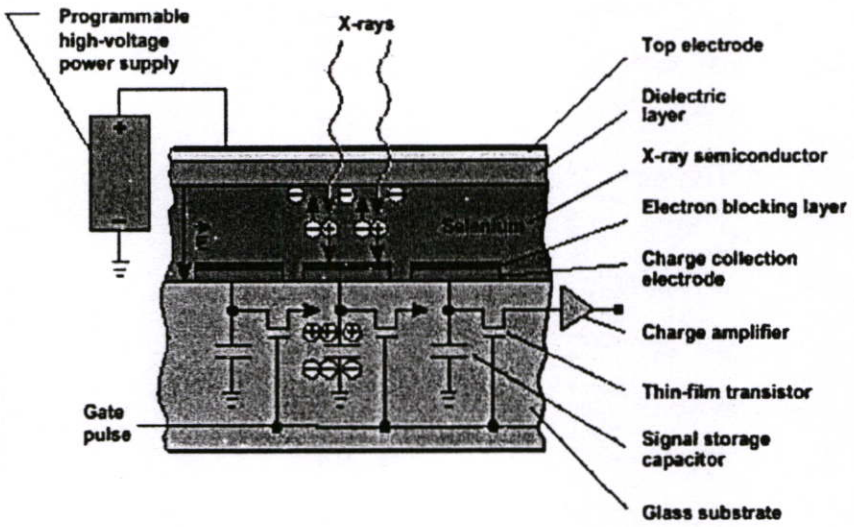
รูปที่ 2.16 แผ่นเรืองแสงและทีเอฟทีในระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม

ระบบนี้มีข้อดีกว่าการใช้ซีซีดี เนื่องจากพลังงานสูญเสียน้อยกว่า เนื่องจากแสงที่สว่างขึ้นไม่สูญเสียให้เลนส์

แผ่นเรืองแสงจะสร้างจากสารซีเซียมไอโอไดด์ (Cesium Iodide) ที่โดปด้วยธาลเลียม (Thallium ,บริษัท Siemens, Philips, GE, Thomson) มีความหนาประมาณ 200-500 ไมโครเมตร อาจทำจากสารอื่นๆ ก็ได้แล้วแต่บริษัทผู้ผลิต เช่น กาดอลเลียมไดออกไซด์ ซัลไฟด์ (Gadolinium dioxide sulphide) ที่โดปด้วย เทอเบียม (Terbium , บริษัท Canon) ทำหน้าที่เปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็นแสงสว่างความยาวคลื่น 550 นา

โนเมตร โดยมีความสามารถในการเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นแสงได้ประมาณ 45% เมื่อเทียบกับโซเซียมไอโอไดด์ (NaI, บริษัท Tl) ซึ่งค่อนข้างต่ำกว่า แต่จะให้ความยาวคลื่นที่เหมาะสมกับโฟโตไดโอดที่ออกแบบมามากกว่า เมื่อสารเรืองแสง ให้แสงไปกระทบกับโฟโตไดโอดจะให้ช่วงตอบสนองความยาวคลื่นตั้งแต่ 400 นาโนเมตรจนถึง 1100 นาโนเมตร แต่ช่วงทำงานที่เหมาะสมสำหรับการนำไปสร้างภาพจะใช้ช่วง 500-600 นาโนเมตรเท่านั้น จากนั้นแสงดังกล่าวจะถูกเปลี่ยนเป็น สัญญาณไฟฟ้าและจะถูกดักจับประจุเหล่านี้โดยทีเอฟที

ทีเอฟทีจะมีโครงสร้างหลักๆ 2 ส่วนคือส่วนแรกทำหน้าที่รับอิเล็กตรอนจากโฟโตไดโอด และส่วนที่สองทำหน้าที่รวบรวมประจุที่เกิดขึ้นตามความเข้มแสงที่ได้รับในแต่ละตำแหน่งพิกเซล ชั้นต่างๆ มีรายละเอียดต่อไปนี้



รูปที่ 2.17 ลักษณะโครงสร้างของแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบทีเอฟที

1. อิเล็คโทรดชั้นบน และชั้นไดอิเล็คตริก (top electrode and dielectric layer) ทำหน้าที่เป็นขั้วบวก ซึ่งแผ่นไดอิเล็คตริก จะต่อเชื่อมกับแหล่งจ่ายไฟขั้วบวกทำหน้าที่ดักเก็บประจุบวกที่เกิดขึ้นหลังจากรับเอ็กซ์เรย์

2. ชั้นที่เป็นผลึกสารซีลีเนียมอะมอร์ฟัส (Selenium amorphous) ทำหน้าที่ให้ประจุแตกตัวออกมาหลังจากรับเอ็กซ์เรย์ โดยที่ในชั้นนี้จะมีคู่อิออนบวกและลบเป็นคู่ๆ อย่างสมดุลย์ เมื่อได้รับเอ็กซ์เรย์จะทำให้ประจุทั้งสองแยกจากกันโดยประจุลบจะวิ่งไปยังส่วนที่เป็นไดอิเล็คตริก ซึ่งมีไฟขั้วบวกเลี้ยงอยู่ ส่วนประจุบวกจะไปยังส่วนอิเล็คโทรดรวบรวมประจุ (charge collection electrode) ซึ่งจะรวบรวมประจุส่งต่อไปยังตัวเก็บประจุ

3. ตัวเก็บประจุทำหน้าที่เก็บรวบรวมประจุในแต่ละพิกเซลโดยจะมีเฟต (FET) ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ปล่อยหรือกักประจุไฟฟ้าตามคำสั่งที่ควบคุมจากด้วยคอมพิวเตอร์ ค่าประจุไฟฟ้าดังกล่าวจะถูกส่งไปยัง

ส่วนขยายสัญญาณและส่งไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลเป็นภาพ จำนวนเฟตที่มี มากมายในบนแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์ บางครั้งจะเรียกว่าทินฟิล์มทรานซิสเตอร์ (Thin film transistor, TFT) ตามลักษณะแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์นั่นเอง

แผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบทีเอฟที จะมีความหนาประมาณ 0.5 มิลลิเมตรเท่านั้นและให้ความละเอียดสูงถึงประมาณ 5-10 ล้านพิกเซล ในพื้นที่ขนาด 14x17นิ้ว (2560x3072 พิกเซล) ปัจจุบันขนาดของพิกเซลที่ใช้อยู่ที่ประมาณ 129 ไมครอน แต่ละพิกเซล จะมีระยะอิลิเมนต์พิทช์ (element pitch) เท่ากับ 139 ไมครอน (อิลิเมนต์พิทช์เท่ากับครึ่งระยะทางระหว่างพิกเซลสองจุดที่ติดกัน) เช่นจุดกึ่งกลางระหว่างพิกเซลสองพิกเซลห่างกัน 278 ไมครอน ดังนั้น อิลิเมนต์พิทช์ เท่ากับ 139ไมครอน เป็นต้น ค่า MTF ที่ระดับ 2.5 lp/mm จะมี 52%, และ DQE ที่ 1.5 lp/mm เท่ากับ 75%. มีความเป็นเชิงเส้นสูง

แนวคิดการออกแบบระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี

ในด้านคุณภาพของภาพ

1. จะต้องให้รายละเอียดสูงกว่าระบบคอมพิวเตทเรดิโอกราฟฟีและระบบภาพถ่ายฟิล์ม
2. ให้รายละเอียดสูงทั้งระยะและคอนทราส
3. ประสิทธิภาพของระบบสูงเมื่อเทียบกับปริมาณเอ็กซ์เรย์ที่ใช้

ในด้านโครงสร้างทางกายภาพ

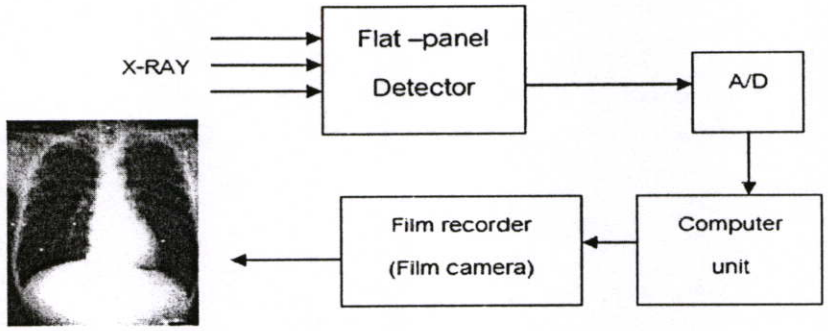
1. จะต้องไม่ปรับเปลี่ยนรูปลักษณ์จากระบบภาพถ่ายฟิล์ม
2. ต้องสามารถตรวจสอบความผิดพลาดของระบบเองอัตโนมัติเพื่อป้องกันความผิดพลาดในการทำงานและผู้ป่วยจะไม่ได้รับปริมาณเอ็กซ์เรย์มากเกินความจำเป็น
1. พื้นที่รับเอ็กซ์เรย์จะต้องมีขนาดเท่ากับฟิล์ม (14x17นิ้ว)
2. ใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์ ชนิดโซลิดสเตทแทนการใช้ฟิล์มหรืออิมเมจเพลต
3. มีความคงทนต่อการใช้งานหนัก

การเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์

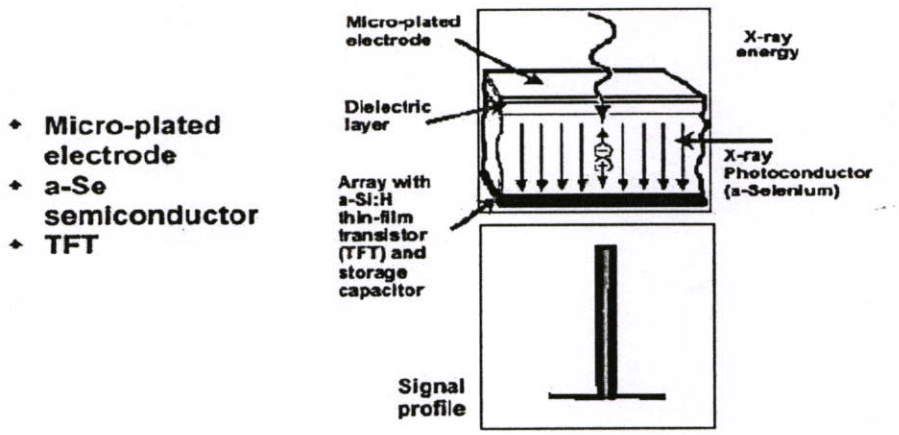
1. สามารถแสดงภาพภายหลังการให้เอ็กซ์เรย์ทันที
2. สามารถควบคุมการทำงานได้อย่างง่าย สะดวก
3. เชื่อมต่อระบบสารสนเทศของโรงพยาบาลทั้งแผนกเวชระเบียนและแผนกรังสี
4. จะต้องเชื่อมต่อระบบ PACS ได้ ด้วยมาตรฐาน DICOM

2.9.2.3 ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตคอนดัคเตอร์ทีเอฟที (Direct digital radiography systems with photoconductor TFT)

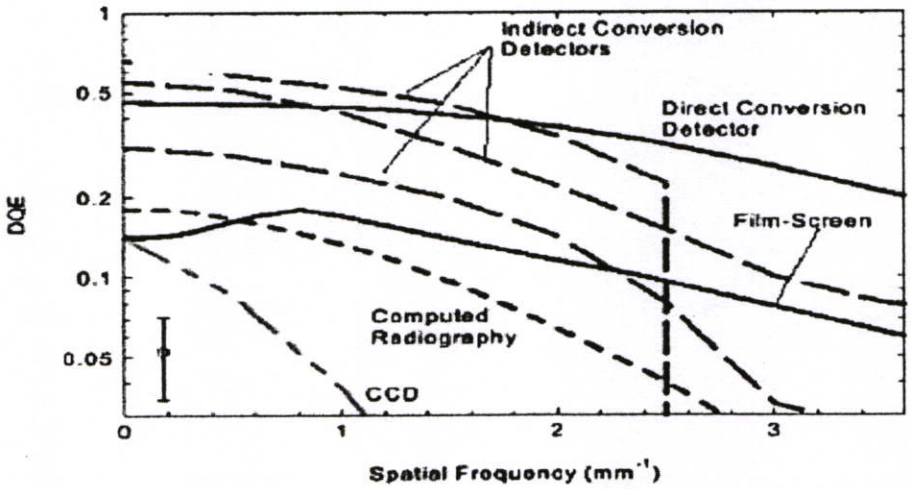
ระบบนี้เป็นระบบที่ใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบแฟลตพาเนล ที่ไม่ต้องมีสารเคลือบเรืองแสง ที่เปลี่ยนจากพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นแสงก่อน แต่สามารถเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์เป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยตรงทำให้การสูญเสีย



รูปที่ 2.18 ผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง



รูปที่ 2.19 โครงสร้างระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตคอนดัคเตอร์ทีเอฟที



รูปที่ 2.20 ความถี่ของระยะ (spatial frequency) และ DQE ของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีเมื่อเทียบกับระบบอื่นๆ

พลังงานต่ำมาก สามารถเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้มากกว่า 99 % ซึ่งสูงกว่าซีซีดี (60-70%) ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบแฟลตพาเนลมีขนาดกว้าง 14x17 นิ้ว

ข้อดีของดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี

1. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อย
2. ลดข้อผิดพลาดในการสร้างภาพ (Over or Under exposure)
3. ลดการเอกซเรย์ซ้ำ ลดปริมาณฟิล์มเสีย
4. สร้างภาพขยายภาพเพื่อดูรายละเอียดเฉพาะจุด
5. บันทึกภาพระบบดิจิตอล, สร้างภาพเปรียบเทียบได้
6. สามารถพิมพ์ภาพเพิ่มได้
7. การจัดเก็บฐานข้อมูลฟิล์มสัมพันธ์กับฐานข้อมูลผู้ป่วย
8. ใช้งานในมาตรฐานไดคอมได้

ข้อด้อยของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี

1. ใช้เครื่องมือเฉพาะไม่สามารถใช้กับเครื่องเอกซเรย์ระบบถ่ายภาพแบบฟิล์ม
2. ราคาสูง บำรุงรักษายากและค่าใช้จ่ายในการซ่อมแพง

2.9.3 ดิจิตอลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy)

เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีเป็นเครื่องตรวจวินิจฉัยภาพรังสีเช่นเดียวกับเครื่องฟลูออโรสโคปี เพียงแต่มีอุปกรณ์เพิ่มเติมที่ทำให้ระบบการบันทึกภาพเป็นแบบดิจิตอล ซึ่งส่วนใหญ่จะเหมือนกับส่วนประกอบของเครื่องดิจิตอลเรดิโอกราฟฟี ต่างกันที่ตัวรับภาพเอ็กซ์เรย์ ซึ่งวิธีที่เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีใช้รับเอ็กซ์เรย์แล้วสร้างเป็นภาพจะเหมือนกับเครื่องฟลูออโรสโคปแบบธรรมดา ที่ประกอบไปใช้แผ่นอิมเมจเพลตติดอยู่บนหลอดขยายแสง (image intensifier tube) เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี จึงมีความสามารถและประสิทธิภาพสูงกว่าเครื่องทั่วไป

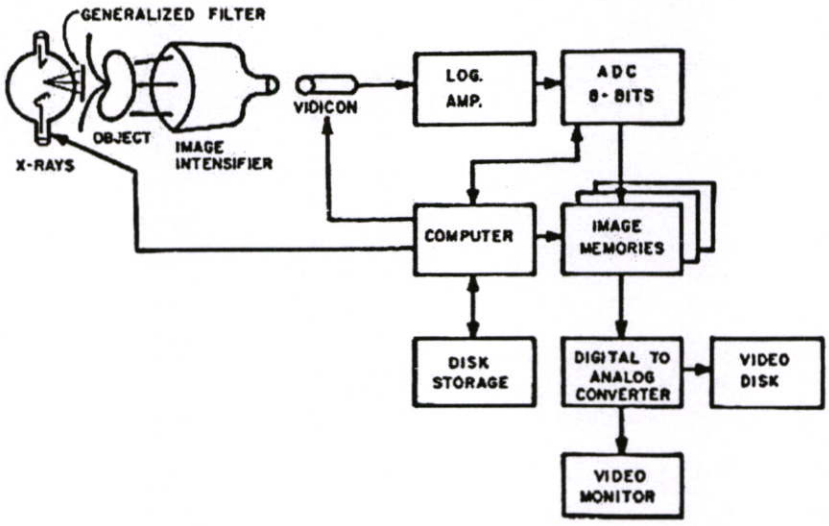
ส่วนประกอบเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี

2.9.3.1 หลอดเอ็กซ์เรย์ (X-ray tube) ที่เหมาะสำหรับดิจิตอลฟลูออโรสโคปี มีดังนี้

1. ต้องใช้หลอดชนิดควบคุมกริด (grid control) เพื่อให้สามารถควบคุมการใช้งานระบบ พัลส์ฟลูออโรสโคปี (pulse fluoroscopy) ได้ โดยหลอดจะให้เอ็กซ์เรย์ออกมาเป็นช่วงสั้นๆ อย่างรวดเร็วแทนการให้เอ็กซ์เรย์อย่างต่อเนื่อง ทำให้ลดปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วยได้มากกว่า 50%

2. จานโลหะทำจากทังสเตน ก้านแอโนดทำจากแกรไฟท์เพื่อมิให้ความร้อนสูงๆ ไปยัง โรเตอร์ (rotor) มากเกินไปเพราะอาจเสียหายได้

3. เป็นหลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดที่มีความจุความร้อนสูง (high heat capacity) ไม่ต่ำกว่า 0.8-1 M.H.U. ทำให้สามารถใช้งานได้นานๆ โดยไม่มีปัญหาเรื่องของการระบายความร้อน



รูปที่ 2.21 ผังการทำงานของเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี

4. มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจานแอโนดกว้างประมาณ 200 มิลลิเมตรจะช่วยให้การระบายความร้อนดียิ่งขึ้น

5. มีรอบความเร็วของจานแอโนด สูงไม่น้อยกว่า 9000 รอบต่อนาที (rpm.) ทำให้การระบายความร้อนได้อย่างรวดเร็ว

6. มีขนาดโฟคอลสปอต (focal spot) ขนาดเล็กโดยขนาดโฟคอลสปอตเล็ก (small focal spot) ควรมีขนาด 0.2-0.6 มิลลิเมตรและขนาดของโฟคอลสปอตใหญ่ (large focal spot) ประมาณ 0.6-1.2 มิลลิเมตร เพื่อช่วยให้การสร้างภาพที่มีขนาดเล็กเช่นเส้นเลือดต่างๆ มองเห็นชัดเจนขึ้น

2.9.3.2 หลอดขยายแสง (image intensifier tube) ที่เหมาะสำหรับดิจิตอลฟลูออโรสโคปี มีดังนี้

1. จะต้องมีความกว้างของฟอสเฟอร์ขาเข้า (input phosphor) ไม่น้อยกว่า 9 นิ้ว แต่ขนาดที่เหมาะสมควรเป็น 12 นิ้ว จะทำให้เห็นภาพในขอบเขตที่คลอบคลุมได้เกือบทั้งหมดที่ตรวจโดยเฉพาะบริเวณช่องท้อง ที่ต้องการพื้นที่กว้าง หลอดขยายแสงที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางกว้างจะทำให้มีค่าการขยายความสว่าง (brightness gain) ที่สูงแต่ก็จะมีราคาแพงมากขึ้นเช่นกัน

2. มีค่าแฟคเตอร์การแปลง (conversion factor) สูงทั้งนี้เพราะจะทำให้ประสิทธิภาพในการเปลี่ยนพลังงานรังสีให้กลายเป็นความสว่างได้มากยิ่งขึ้น ช่วยให้ผู้ป่วยได้รับ ปริมาณรังสีน้อยลง

3. มีค่าการขยายฟลั๊ก (flux gain) สูงจะช่วยให้ค่าความสว่างสูงช่วยลดปริมาณรังสีที่ใช้

บทที่ 3
ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับการวัดความหนาแน่นกระดูก

3.1 บทนำ

โรคกระดูกพรุนเป็นโรคกระดูกที่เกิดขึ้นทั่วร่างกาย ซึ่งมีมวลกระดูก (bone mass) ลดลงร่วมกับมีการเสื่อมของโครงสร้างระดับเล็ก ๆของเนื้อเยื่อกระดูก (bone tissue) เป็นผลให้กระดูกเปราะบาง และหักง่าย แม้ว่าจะยังไม่ทราบสาเหตุแน่ชัด แต่เป็นที่ทราบดีว่าโรคนี้เป็นความผิดปกติที่มีหลายสาเหตุร่วมกัน (multifactorial) ได้แก่ พันธุกรรม อายุ ภาวะหมดประจำเดือน ลักษณะการใช้ชีวิต (life style) เช่น การสูบบุหรี่ การดื่มเหล้า การออกกำลังกาย เป็นต้น เมื่อตัดชิ้นเนื้อของกระดูกในผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน เพื่อตรวจทางฮิสโตมอร์โฟเมตรี (histomorphometry) จะพบว่าเนื้อเยื่อกระดูกจะลดลง เนื่องจากกระดูก cortical บาง และเป็นรู และกระดูก trabecular ก็บางลงหรือบางส่วนขาดหายไป ช่องว่างที่เกิดขึ้นจากเนื้อเยื่อกระดูกที่ลดลงนี้จะถูกแทนที่ด้วยไขมัน แม้ว่าเนื้อเยื่อกระดูกจะลดลง แต่พบว่าสัดส่วนของส่วนประกอบของเนื้อเยื่อกระดูก ซึ่งได้แก่ สารอินทรีย์ (organic matter) และเกลือแร่กระดูก (bone mineral) จะไม่เปลี่ยนแปลง อีกทั้งส่วนประกอบทางเคมีของเกลือแร่กระดูกก็ยังคงเดิม การตรวจวิเคราะห์ และวัดปริมาณส่วนประกอบของเนื้อเยื่อกระดูกด้วยวิธีดังกล่าวนี้ ไม่เหมาะที่จะนำมาใช้ในทางปฏิบัติในการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน จากความรู้พื้นฐานทางรังสีวิทยาทราบว่า เมื่อรังสีเคลื่อนที่ผ่านตัวกลาง รังสีจะถูกทำให้เบาบางลง (attenuated) มากหรือน้อยขึ้นกับความหนาแน่นของตัวกลางนั้น ทำให้สามารถวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน ได้จากการหาความหนาแน่นของกระดูก (bone density) หรืออาจหมายถึงความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูก (bone mineral density, BMD) โดยวิธีที่เรียกว่า การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก (bone density measurement) หรือวิธีการตรวจวัดความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูก (bone mineral densitometry) ซึ่งอาศัยหลักการปล่อยรังสีผ่านกระดูกบริเวณที่ต้องการตรวจแล้ววัดปริมาณของความเข้มของรังสีที่ถูกทำให้เบาบางลง การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนจากการหาค่า BMD นี้ ตรงกับแนวคิดของคำนิยามของโรคกระดูกพรุนดังกล่าวข้างต้น ที่เน้นความสำคัญของมวลกระดูก หรือกล่าวอีกนัยหนึ่งคือ BMD ที่ลดลงที่เป็นปัจจัยสำคัญของการเกิดกระดูกหัก

3.2 ความสำคัญของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

กระดูกหักจากโรคกระดูกพรุน (osteoporotic fracture) กำลังเป็นปัญหาที่สำคัญ เนื่องจากเป็นสาเหตุหนึ่งของการเสียชีวิต และภาวะทุพพลภาพในผู้สูงอายุ นับเป็นปัญหาทางสาธารณสุขที่สิ้นเปลืองค่าใช้จ่ายเป็นอย่างสูง สาเหตุส่วนหนึ่งมาจากอายุขัยของประชากรที่ยาวขึ้น ทำให้คาดได้ว่าจำนวนผู้ป่วยโรคกระดูกพรุนจะมากขึ้นด้วยในอนาคต เนื่องจากมวลกระดูกจะเพิ่มมากขึ้นเรื่อยๆ

จนอายุประมาณ 30-35 ปี ซึ่งถือว่าเป็นช่วงอายุที่มีมวลกระดูกสูงสุด (peak bone mass) หลังจากช่วงนี้ มวลกระดูกจะกลับลดลงเรื่อยๆ โดยเฉพาะในสตรีวัยหลังจากหมดประจำเดือนใหม่ๆ มวลกระดูกจะลดลงอย่างรวดเร็ว การดูแลรักษาผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน อาจพิจารณาได้สองประการ ประการแรกคือ การป้องกัน ซึ่งหมายถึง การที่ทำให้มวลกระดูกสูงสุดมีระดับสูงมากที่สุดเท่าที่จะทำได้ และรักษามวลกระดูกไว้ให้นานที่สุด ได้แก่ การรับประทานอาหารที่เหมาะสม การออกกำลังกาย การเลี่ยงปัจจัยเสี่ยงต่างๆ เช่น การดื่มเหล้า การสูบบุหรี่ เป็นต้น ประการที่สองคือ การรักษา ซึ่งหมายถึงการป้องกันไม่ให้มีกระดูกหักซ้ำอีกในผู้ป่วยที่มีกระดูกหักจากโรคกระดูกพรุนเกิดขึ้นแล้ว ตลอดจนการลดภาวะแทรกซ้อนต่างๆ ที่อาจตามมาภายหลังเกิดกระดูกหัก มีการศึกษามากมายแสดงให้เห็นว่าภาวะความหนาแน่นของกระดูกต่ำ (low bone density) สัมพันธ์กับโอกาสเกิดกระดูกหักมากขึ้น ดังนั้น การตรวจพบความหนาแน่นของกระดูกที่ต่ำลง และเริ่มให้การรักษาตั้งแต่ระยะแรกๆ จะสามารถป้องกันโรคกระดูกพรุน และลดภาระค่าใช้จ่ายในการรักษา ตลอดจนเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยในวัยสูงอายุได้

3.3 ข้อบ่งชี้ทางคลินิกของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกควรใช้ในกรณีดังต่อไปนี้

1 เพื่อวินิจฉัยหรือประเมินความรุนแรงของโรคกระดูกพรุน ในผู้ที่สงสัยว่ามีความผิดปกติจากภาพเอกซ์เรย์

2 เพื่อประเมินความหนาแน่นของกระดูกในผู้ที่มีความเสี่ยงสูงต่อการเกิดโรคกระดูกพรุนดังตารางที่ 1

3. เพื่อช่วยในการตัดสินใจรักษา

4. เพื่อติดตามผลการรักษา ทั้งผลการรักษาโรคกระดูกพรุนเอง และตรวจติดตามความหนาแน่นของกระดูกจากการรักษาโรคอื่นๆ ด้วยยาที่อาจมีผลให้เกิดการสลายกระดูกเร็วขึ้น

3.4 หลักการทั่วไปของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

จุดประสงค์ของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก คือ การวัดปริมาณเกลือแร่กระดูกซึ่งหมายถึง ไฮดรอกซีอาปาไทท์ (hydroxyapatite) แม้ว่าการเปลี่ยนแปลงส่วนประกอบทางเคมีของเกลือแร่กระดูกนี้ จะมีผลต่อการวัดค่าความหนาแน่นของกระดูก แต่โดยทั่วไปแล้ว การเปลี่ยนแปลงดังกล่าวเกิดขึ้นน้อยมาก จนแทบจะไม่มีผลต่อการวัดค่าความหนาแน่นของกระดูกเลย เครื่องมือตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกส่วนใหญ่ จะอาศัยหลักการของการวัดการดูดกลืน (absorptiometry) กล่าวคือ จะวัดการลดลงของความเข้ม (intensity) ของรังสีเอกซ์ หรือรังสีแกมมาเมื่อผ่านร่างกายส่วนที่ต้องการจะวัดความหนาแน่นของกระดูก การลดลงของความเข้มของรังสีดัง

ตารางที่ 3.1 แสดงปัจจัยเสี่ยงทางคลินิกต่อการเกิดโรคกระดูกพรุน

1. การมีปัจจัยเสี่ยงที่สำคัญ ได้แก่
    1.1 ภาวะขาดฮอร์โมนเอสโตรเจน
        - หมดประจำเดือนก่อนอายุ 45 ปี
        - ภาวะขาดประจำเดือนชนิดทุติยภูมิ (secondary amenorrhea) นานมากกว่า 1 ปี
        - ภาวะต่อมบ่งเพศทำงานน้อยชนิดปฐมภูมิ (primary hypogonadism)
    1.2 ใช้ยาสเตอรอยด์ มากกว่า 7.5 มิลลิกรัมต่อวัน นาน 1 ปีขึ้นไป
    1.3 มีประวัติกระดูกสะโพกหัก (hip fracture) ในมารดา
    1.4 รูปร่างเล็ก หรือค่าดัชนีมวลกาย (body mass index, BMI) น้อยกว่า 19 กิโลกรัมต่อตารางเมตร
    1.5 มีความผิดปกติอื่นที่สัมพันธ์กับโรคกระดูกพรุน
        - โรคเบื่ออาหารเหตุจิตใจ (anorexia nervosa)
        - การดูดซึมผิดปกติ (malabsorption)
        - ภาวะต่อมพาราไทรอยด์ทำงานเกินชนิดปฐมภูมิ (primary hyperparathyroidism)
        - ภายหลังการปลูกถ่ายอวัยวะ
        - โรคไตวายเรื้อรัง
        - ภาวะต่อมไทรอยด์ทำงานเกิน (hyperthyroidism)
        - การไม่ได้เคลื่อนไหวร่างกายเป็นเวลานานๆ
        - กลุ่มอาการคูชชิง (Cushing's syndrome)
2. ภาพเอกซ์เรย์พบมีภาวะกระดูกบาง (osteopenia) และ/หรือรูปพิการ (deformity) ของกระดูกสันหลัง (vertebra)
3. มีประวัติกระดูกหักจากความเปราะบาง (fragility fracture) โดยเฉพาะอย่างยิ่งบริเวณกระดูกสะโพก (hip) สันหลัง (spine) หรือข้อมือ (wrist)
4. ความสูงลดลง หรือหลังโกงส่วนอก (thoracic kyphosis)

กล่าวนี้จะมาก หรือน้อยขึ้นอยู่กับปัจจัยสามประการ ได้แก่ ระดับพลังงาน (energy) ของลำรังสีที่ปล่อยออกมาจากเครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก ความหนาแน่น(density) และส่วนประกอบ (composition) ของร่างกายที่รังสีผ่าน และความหนา (thickness)ของส่วนของร่างกายที่รังสีผ่าน ถ้าสามารถหาวิธีตัดปัจจัยอื่นๆ นอกเหนือจากเรื่องความหนาแน่นของส่วนของร่างกายที่รังสีผ่านออกไป ประกอบกับสามารถวัดการลดลงของความเข้มของรังสีเมื่อผ่านวัตถุอ้างอิง

มาตรฐานที่ทราบค่าความหนาแน่นแน่นอน ก็จะสามารถหาความหนาแน่นของกระดูกเฉพาะส่วนของร่างกายที่ต้องการจะวัดได้

3.5 ปัจจัยที่ควรคำนึงถึงในการใช้เครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกชนิดต่างๆ

1. ความถูกต้อง เที่ยงตรง (precision) หมายถึง ความสามารถของเครื่องมือในการวัดซ้ำแล้วได้ค่าเดิม โดยปกติจะแสดงออกมาเป็นค่าสัมประสิทธิ์ของความแปรปรวน (coefficient of variation,CV)

2. ความสามารถในการจำแนก (discrimination) หมายถึง ความสามารถของเครื่องมือในการจำแนกความปกติออกจากความผิดปกติ หรือในกรณีนี้หมายถึง แยกผู้ที่เป็นโรคกระดูกพรุนออกจากผู้ที่ไม่เป็นโรคกระดูกพรุน

3. ความน่าเชื่อถือ (reliability) หมายถึง ความสามารถของเครื่องมือในการวัดแล้วได้ค่าที่ถูกต้องตามจริง

4. การยอมรับได้ (acceptability) หมายถึง การมีข้อมูลที่ศึกษามาแล้วที่แสดงให้เห็นว่าเครื่องมือนั้นเป็นที่ยอมรับสำหรับการตรวจวัด

5. ค่าใช้จ่าย (expense) หมายถึง ราคาของเครื่องตรวจ ตลอดจนค่าใช้จ่ายในการบำรุงรักษา

6. ความปลอดภัย (safety) ความปลอดภัยเรื่องปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญที่จะต้องพิจารณา โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อต้องใช้ตรวจติดตามความหนาแน่นของกระดูก

เครื่องมือที่ดีควรจะมีความแม่นยำสูง มีความสามารถในการจำแนกได้ดี มีความน่าเชื่อถือ หรือความเที่ยงตรงสูง เป็นที่ยอมรับในสถาบันต่างๆ ราคาของเครื่องตรวจ ตลอดจนค่าใช้จ่ายในการบำรุงรักษาไม่แพงจนเกินไป มีความปลอดภัยสูง นอกจากนั้นยังควรใช้เวลาในการตรวจไม่นาน

สำหรับความแตกต่างของเครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกในด้านต่างๆ แสดงในตารางที่ 2

3.6 การเลือกตำแหน่งที่จะตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

แม้ว่าการตรวจบริเวณกระดูกส่วนปลายจะสะดวก และประหยัดค่าใช้จ่ายมากกว่าการตรวจบริเวณกระดูกแกนกลาง และค่าความหนาแน่นของกระดูกสองบริเวณนี้ มีความสัมพันธ์กันค่อนข้างดี คือมีค่าสัมประสิทธิ์ของความสัมพันธ์ (correlation coefficient, r, ประมาณ 0.7) แต่พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนาแน่นของกระดูกระหว่างสองบริเวณดังกล่าว จะดีเฉพาะในคนปกติแต่จะลดลงอย่างมากในผู้ป่วยโรคกระดูกพรุน อีกทั้งกระดูก trabecular จะมีเมตาโบลิสม์ (metabolism) มากกว่ากระดูก cortical จึงเปลี่ยนแปลงต่อสิ่งกระตุ้นไวกว่า ทำให้รูปแบบของการสูญเสียมวลกระดูกที่ตำแหน่งต่างๆ จึงต่างกัน การวัดความหนาแน่นของกระดูกที่ตำแหน่งหนึ่งจึง

ตารางที่ 3.2 ความแตกต่างของเครื่องตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกในด้านต่างๆ

วิธี	ตำแหน่งกระดูกที่วัด	ความแม่นยำ (%CV)	เวลาที่ใช้ในการตรวจและวิเคราะห์ผล (นาที)	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ (μSv)
Radiographic Absorptiometry	มือ	1-2	5-10	< 1
Single X-ray Absorptiometry	ข้อมือ กระดูกส้นเท้า	1-2	5-10	< 1
Dual X-ray Absorptiometry	กระดูกสันหลัง กระดูกต้นขา ข้อมือ กระดูกทั้งร่างกาย	1-3	5-20	1-10
Quantitative computed tomography	กระดูกสันหลัง ข้อมือ กระดูกต้นขา	2-4	10-15	50-100
Quantitative ultrasound	กระดูกส้นเท้า นิ้วมือ กระดูกแข้ง	1-3	5-10	ไม่มี

ไม่สามารถใช้ทำนายโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดกระดูกหักที่ตำแหน่งอื่นได้ดีนัก โดยทั่วไป การจะเลือกวัดความหนาแน่นของกระดูก ควรต้องแยกพิจารณาเป็น 2 กรณี คือ

1. กรณีตรวจเพื่อวินิจฉัยในผู้ป่วยที่สงสัยโรคกระดูกพรุน ควรตรวจบริเวณกระดูกที่มีการหักได้บ่อยๆ เช่น กระดูกสันหลังส่วนเอว (lumbar spines) และกระดูกต้นขาส่วนต้น (proximal femur) กระดูกสองแห่งนี้เป็นตำแหน่งที่เหมาะสมที่สุดในการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกในกรณีนี้ ยกเว้นกรณีผู้ป่วยสูงอายุที่มีรูปพิการ หรือมีการเสื่อม (degeneration) ของกระดูกสันหลังหรือมี

แคลเซียมเกาะ (calcification) บริเวณเอออร์ตา (aorta) การตรวจที่กระดูกสันหลังอาจแปลผลได้ยาก กรณีนี้อาจเลี่ยงไปตรวจที่กระดูกปลายแขนท่อนนอก หรือกระดูกส้นเท้าแทน

2. กรณีตรวจคัดกรอง (screening) ในคนทั่วไป โดยเฉพาะอย่างยิ่ง กรณีตรวจคนจำนวนมากๆ ควรจะต้องเลือกใช้เทคนิคที่สะดวก รวดเร็ว และประหยัด การตรวจบริเวณกระดูกส่วนปลาย เช่น กระดูกปลายแขนท่อนนอก หรือ กระดูกส้นเท้า น่าจะเป็นตำแหน่งที่เหมาะสม ซึ่งควรใช้วิธี DEXA หรือ QUS ซึ่งวิธีหลังนี้ค่อนข้างเหมาะ เนื่องจากสะดวก รวดเร็ว ประหยัด เคลื่อนย้ายไปตรวจนอกสถานที่ได้ง่าย อีกทั้งผู้ป่วยยังไม่ได้รับรังสีอีกด้วย

3.7 การแปลผลการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกในทางคลินิก มักจะใช้อยู่บนพื้นฐานสำคัญสามประการคือ การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน การตัดสินใจให้การรักษา และการติดตามผลการรักษา การแปลผลการตรวจวัดความหนาแน่นจึงควรพิจารณาอยู่บนพื้นฐานสำคัญสามประการดังกล่าว ดังนี้

3.7.1 การวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน

ในการแปลผลการตรวจเพื่อวินิจฉัยโรคกระดูกพรุนจำเป็นต้องเทียบค่าความหนาแน่นของกระดูกของผู้ป่วยที่วัดได้ กับค่าความหนาแน่นของกระดูกอ้างอิงที่เหมาะสม ของคนเชื้อชาติและเพศเดียวกัน ตัวเปรียบเทียบนี้มักใช้อยู่สองลักษณะ คือ

1.1 T-score หมายถึงการเปรียบเทียบค่าที่วัดได้กับค่าปกติของคนที่มีมวลกระดูกสูงสุดซึ่งหมายถึงคนหนุ่มสาวที่มีอายุประมาณ 30-35 ปี (young adult) โดย

$$\text{T score} = \frac{\text{measured BMD - young adult mean BMD}}{\text{young adult SD}} \qquad (3.1)$$

เมื่อ measured BMD หมายถึง ค่าความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกในผู้ป่วยที่ต้องการวัด young adult mean BMD หมายถึง ค่าความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกเฉลี่ยของคนปกติที่อยู่ในวัยที่มีมวลกระดูกสูงสุด young adult SD หมายถึง ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน(standard deviation) ของความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกของคนปกติที่อยู่ในวัยที่มีมวลกระดูกสูงสุด

1.2 T-score หมายถึง การเปรียบเทียบค่าที่วัดได้กับค่าปกติของคนที่อยู่ในช่วงอายุเดียวกัน โดย

$$\text{T score} = \frac{\text{measured BMD - age - matched mean BMD}}{\text{age - matched SD}} \qquad (3.2)$$

เมื่อ age – matched mean BMD หมายถึง ค่าความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกเฉลี่ยของคนปกติที่อยู่ในช่วงอายุเดียวกัน age – matched SD หมายถึง ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความหนาแน่นของเกลือแร่กระดูกของคนปกติที่อยู่ในช่วงอายุเดียวกันจากการศึกษาขององค์การอนามัยโลก ใช้ 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 ต่ ากว่า –2.5 SD

3.7.2 การตัดสินใจในการรักษา

แม้ว่าโดยทั่วไปจะให้ T-score ที่น้อยกว่า –2.5 SD ในการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน แต่ก็ควรจะพิจารณาปัจจัยอื่นๆ ด้วย เช่น อายุ ประวัติกระดูกหักในอดีต ประวัติกระดูกหักในครอบครัวน้ำหนักตัว เป็นต้น

3.7.3 การติดตามผลการรักษา

การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกซ้ำ เพื่อติดตามอัตราการสูญเสียมวลกระดูก หรือดูการตอบสนองต่อการรักษา จะเชื่อถือได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความแม่นยำของเครื่องมือ และระยะห่างระหว่างการวัดแต่ละครั้ง

สำหรับคำแนะนำในการให้การรักษาที่เหมาะสมสำหรับผลการตรวจความหนาแน่นของกระดูกแต่ละประเภท เป็นดังตารางที่ 3.3

3.7.4 ข้อห้ามใช้ของการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

1. ผู้ที่กำลังตั้งครรภ์อยู่ เป็นข้อห้ามในการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวด้วยวิธีที่ใช้รังสี เนื่องจากรังสีจากการตรวจวัดอาจเป็นอันตรายต่อทารกในครรภ์ นอกจากนั้นผู้ที่กำลังตั้งครรภ์อยู่ หน้าท้องผู้ป่วยจะหนา ทำให้ผลของรังสีจากเนื้อเยื่ออ่อนบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวจะมาก ทำให้มีผลต่อการคำนวณค่าความหนาแน่นของกระดูกได้

2. ผู้ที่รับประทานสารทึบรังสีมาล่วงหน้าภายใน 2-6 วัน อาจยังมีสารทึบรังสีค้างอยู่ในลำไส้ ทำให้รบกวนการตรวจความหนาแน่นของกระดูกบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวได้ จึงควรเลื่อนตรวจไปก่อน ส่วนกรณีที่ได้รับสารทึบรังสีทางหลอดเลือดดำมักไม่มีปัญหา เนื่องจากสารทึบรังสีมักถูกขับออกทางปัสสาวะอย่างรวดเร็วภายในเวลาไม่กี่ชั่วโมง

3. ผู้ที่เพิ่งตรวจสแกนทางเวชศาสตร์นิวเคลียร์โดยใช้สารกัมมันตรังสี เนื่องจากสารกัมมันตรังสีที่เหลือค้างอยู่ในร่างกายยังคงสามารถปล่อยรังสีแกมมาออกมา ซึ่งจะรบกวนการตรวจได้ โดยทั่วไป ควรเว้นระยะห่างออกไปอีก 2-3 วัน จึงค่อยตรวจความหนาแน่นของกระดูก

ตารางที่ 3.3 การรักษาที่เหมาะสมสำหรับผลการตรวจความหนาแน่นของกระดูกแต่ละประเภท

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

4. ผู้ที่ไม่สามารถบังคับให้ส่วนของร่างกายที่จะตรวจอยู่นิ่งๆ ได้ เป็นระยะเวลาเท่ากับที่จำเป็นต้องใช้เพื่อการตรวจ

5. ผู้ที่มีโรค หรือรูปร่างพิการของกระดูกสันหลัง อาจจะไม่สมควรตรวจความหนาแน่นของกระดูกที่บริเวณกระดูกสันหลัง เนื่องจากค่าที่ได้มักจะเชื่อถือไม่ได้ จึงควรเลี่ยงไปตรวจที่ตำแหน่งอื่นแทน

บทที่ 4
วิธีการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก

4.1 บทนำ

วิธีการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูก (techniques of bone density measurement) การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกมีหลากหลายวิธี ขึ้นอยู่กับรังสี หรือคลื่นที่ใช้ผ่าน กระดูกว่าเป็นรังสีแกมมา รังสีเอกซ์ หรือคลื่นเสียงความถี่สูง และขึ้นกับคุณสมบัติหรือตำแหน่งของกระดูกที่วัดด้วยเช่นกัน ร่างกายคนเราประกอบด้วย กระดูกเปลือกแข็ง (cortical) ประมาณร้อยละ 80 และกระดูกเนื้อพรุน (Trabecular bone) ประมาณร้อยละ 20 กระดูกเนื้อพรุน (Trabecular bone) เป็นกระดูกที่มีการหมุนเวียน(turnover) ของการสร้างและสลายกระดูก เร็วกว่า กระดูกเปลือกแข็ง (cortical) จึงเป็นตำแหน่งของกระดูกที่มีความไว (sensitivity) สูง สำหรับการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงความหนาแน่นของกระดูก การตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกวิธีต่างๆ มีดังนี้

4.2 Routine radiographic evaluation of the skeleton

การวินิจฉัยกระดูกพรุนจากภาพเอ็กซ์เรย์ เป็นวิธีที่มีความไวต่ำ เนื่องจากต้องมีการสูญเสียมวลกระดูกไปประมาณ 20-40 % แล้วจึงจะวินิจฉัยได้

4.3 Photodensitometry (Radiographic absorptiometry)

ใช้ภาพเอ็กซ์เรย์ของมือและ small metal wedge เพื่อคำนวณความหนาแน่นของกระดูก

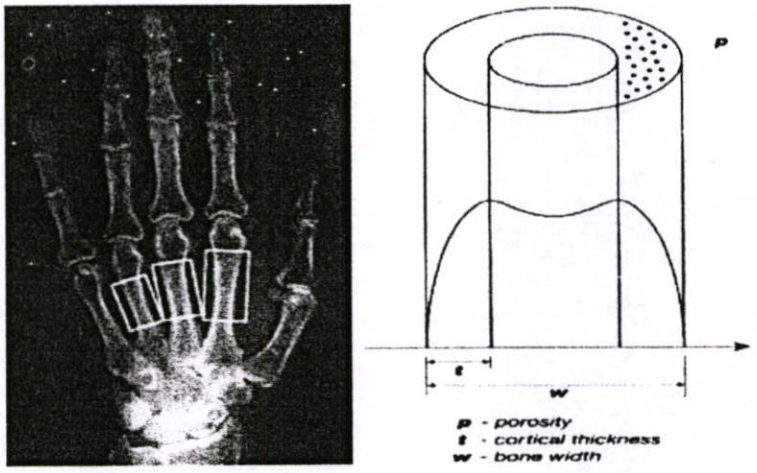
4.4 Radiogrammetry

จะทำการวัดที่กึ่งกลางของ กระดูกฝ่ามือ (metacarpal bone) ชิ้นที่สอง ของมือข้างที่ไม่ถนัด เพื่อนำมาใช้คำนวณเปอร์เซนต์พื้นที่ของกระดูก (รูปที่ 4.1) โดย $\frac{t}{d} \times 100$ คือ เปอร์เซ็นต์ความหนาของกระดูกแปลกแข็ง (percent cortical thickness) และ $\frac{W^2 - (W - 2t)^2}{W^2}$ คือ เปอร์เซ็นต์พื้นที่ของกระดูกแปลกแข็ง (percent cortical area)

การตรวจวิธีนี้ง่าย สามารถทำได้กับกระดูกที่มีรูปทรงกระบอกทุกชนิด แต่ต้องใช้ทักษะพอควร และเสียเวลามารวมทั้งหาค่ามวลกระดูกได้เฉพาะส่วน กระดูกเปลือกแข็ง (cortical) เท่านั้น จึงไม่นิยมใช้

4.5 Single photon absorptiometry (SPA)

SPA ได้รับการพัฒนาต่อมาจากเทคนิค Radiographic absorptiometry และ Radiogrametry ซึ่ง



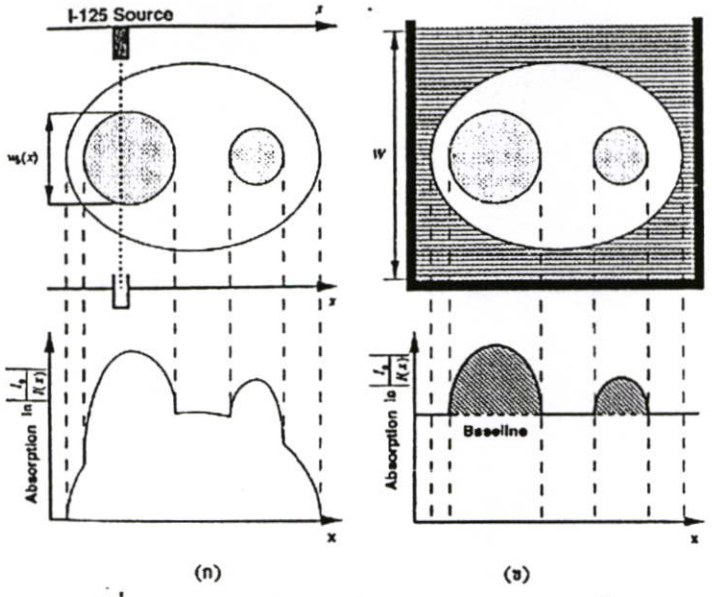
รูปที่ 4.1 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี Radiogrammetry

ใช้หลักการวัดความหนาแน่นของกระดูกระยางค์ เนื่องจากบริเวณที่จะทำการตรวจ จะต้องมีเนื้อเยื่อกระจายอยู่รอบกระดูกเป็นจำนวนน้อยๆ และสม่ำเสมอ ด้วยเหตุผลเหล่านี้ เทคนิคนี้จึงถูกจำกัดเฉพาะบริเวณปลายแขน และส้นเท้าเท่านั้น

เครื่องมือประกอบด้วยแหล่งกำเนิดรังสี และหัววัดรังสี ซึ่งอยู่ตรงกันข้าม สำหรับแหล่งกำเนิดรังสีใช้ I-125 หรือ Am-241 ลำรังสีที่ผ่านทั้งเนื้อเยื่อรอบๆ และกระดูกจะถูกวัดและผ่านกระบวนการต่างๆ หลังจากนั้น จะนำมาคำนวณทางรังสี (รูปที่ 4.1) เมื่อลำรังสี ที่มีความเข้ม I_o ผ่านส่วนที่เป็นกระดูก (b:bone) ที่มี สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล (mass attenuation coefficient) เป็น μ_b (cm^2/g) ความหนาแน่นเท่ากับ p_b (g/cm^3) ความหนาเท่ากับ $W_b(x)$(cm) และผ่านส่วนที่เป็นเนื้อเยื่อ (s:soft tissue) ที่มีสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล เป็น ms (cm2/g) ความหนาแน่นเท่ากับ p_s (g/cm^3) ความหนาเท่ากับ $W_s(x)$ (cm) ความเข้มของรังสีจะลดลงเหลือดังสมการ $I(x) = I_o e^{-msrsWs(x)-mbrbWb(x)}$ ค่าที่ได้จะเป็นความหนาแน่นของกระดูก bone mineral density (BMD) ในหน่วยกรัมต่อตารางเซนติเมตร (g/cm2)

4.6 Single energy x-ray absorptiometry (SEXA)

ใช้หลักการเช่นเดียวกับวิธี SPA แต่ใช้แหล่งกำเนิดรังสีเป็นรังสีเอ็กซ์ ซึ่งจะสามารถใช้ได้นานกว่า ไม่ต้องเปลี่ยนแหล่งกำเนิดรังสีบ่อยๆ เพราะไม่มีการสลายตัวเหมือนสารกัมมันตรังสีใน SPA



รูปที่ 4.2 แสดงหลักการทำงานของ SPA/SXA โดย

ก. บน แสดงวิธีการสแกนต้นแขนในอากาศ ซึ่งแหล่งกำเนิดรังสีและหัวรับรังสีจะเคลื่อนไปด้วยกัน

ก .ล่าง แสดงถึงการดูดกลืนรังสีของการสแกนในภาพ ก.บน

ข. บนและล่าง แสดงวิธีการสแกนต้นแขนในน้ำ และแสดงถึงการดูดกลืนรังสีของการสแกน ซึ่งการดูดกลืนรังสีในบริเวณน้ำและเนื้อเยื่อจะเท่ากันใช้เป็นเส้นขอบ (baseline) ในการแยกส่วนของกระดูกออกจากเนื้อเยื่อ

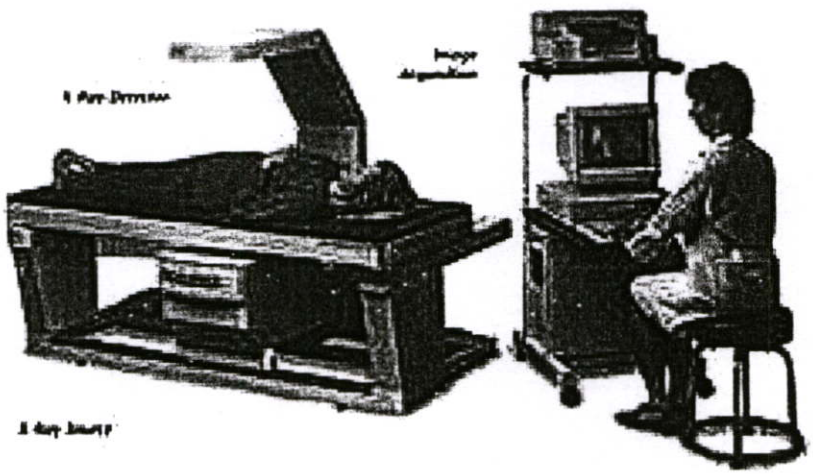
4.7 Dual photon absorptiometry (DPA)

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

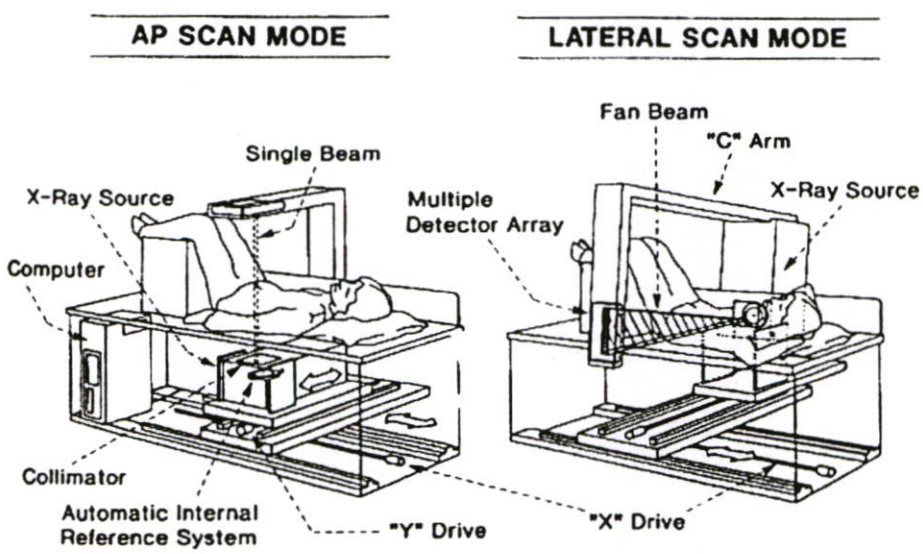
4.8 Dual energy x-ray absorptiometry (DEXA)

DEXA (รูปที่ 4.3) เป็นวิธีหาความหนาแน่นของกระดูก โดยการใช้รังสีเอ็กซ์ 2 พลังงาน ซึ่งได้พัฒนามาทดแทนวิธี DPA เนื่องจากปัญหาของการเปลี่ยนแหล่งกำเนิดรังสี รวมทั้งความไม่แม่นยำของการตรวจเมื่อสารกัมมันตรังสีมีการสลายตัว นอกจากนี้วิธีนี้ยังมีความคมชัด และใช้เวลาสแกนน้อยกว่าวิธี DPA การตรวจ BMD โดยใช้ DEXA สามารถทำที่กระดูกสันหลังส่วนเอว (lumbar spine) (รูปที่ 4.4), กระดูกสะโพก (hip) (รูปที่ 4.5), และ กระดูกบริเวณส่วนแขนท่อนระหว่างข้อศอกจนถึงข้อมือ (distal forearm) (รูปที่ 4.6) รูปที่ 4.3 การตรวจความหนาแน่นของกระดูก โดย

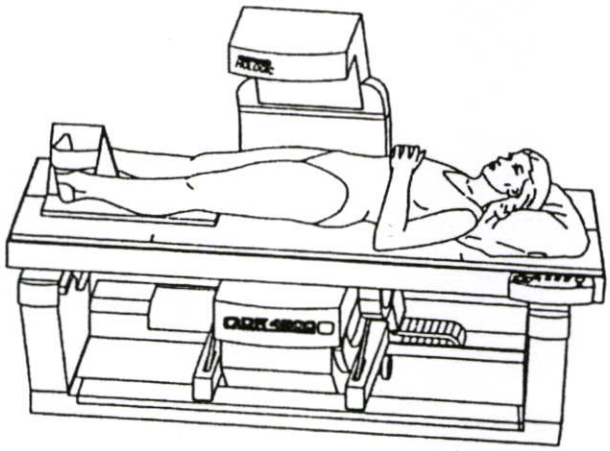
วิธี DEXA การตรวจด้วย DEXA เป็นการตรวจที่นิยมใช้มากที่สุดในปัจจุบัน นอกจากการนำมาใช้ในแง่ของการวินิจฉัยโรคกระดูกพรุน (osteoporosis) แล้ว ในการศึกษาใหญ่หลายการศึกษาได้นำเอา DEXA มาใช้ในการทำนายความเสี่ยงของการเกิดกระดูกหัก (fracture risk) ซึ่งเครื่องรุ่นหลังๆ สามารถสแกนท่าข้าง (lateral) ได้ในเวลาไม่กี่วินาที เพื่อใช้ร่วมในการประเมิน fracture risk เนื่องจากพบว่าหากพบการหักของกระดูกสันหลังส่วนเอว (lumbar) จะเพิ่มความเสี่ยงต่อการหักที่อื่นถึง 4 เท่าที่กระดูกสันหลัง (vertebra) เท่าที่กระดูกสะโพก (hip) , และ 3 เท่าที่อื่นๆ นอกจากนี้ยังนำมาใช้ประเมินประสิทธิภาพของการรักษา ถึงแม้การตรวจนี้จะใช้ เอ็กซ์เรย์ แต่ให้ปริมาณรังสีน้อยกว่าการตรวจเอ็กซเรย์ปอดมาก



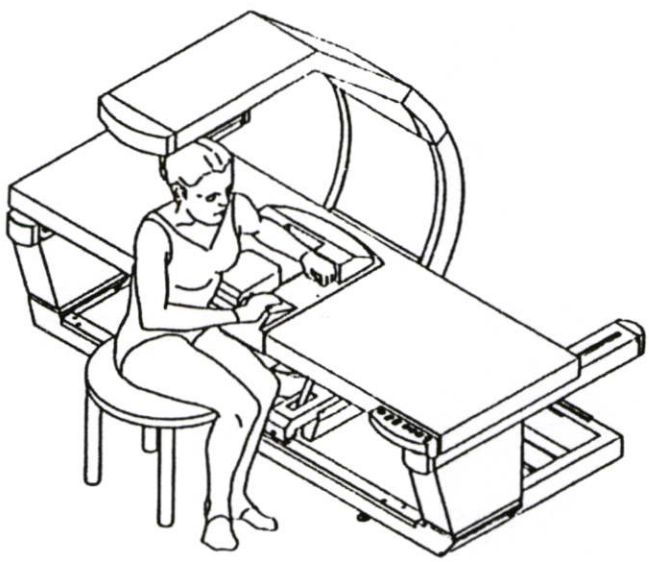
รูปที่ 4.3 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA



รูปที่ 4.4 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ lumbar spine



รูปที่ 4.5 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ hip



รูปที่ 4.6 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี DEXA ที่ distal forearm

4.9 Quantitative ultrasound (QUS)

อัลตราซาวด์ (Ultrasound) เป็นวิธีที่ใช้คลื่นเสียงความถี่สูงในการตรวจความหนาแน่นของกระดูกส้นเท้า (calcaneous) ด้วยการวางส้นเท้าระหว่างทรานดิวเซอร์ (transducer) 2 ตัว ตัวหนึ่งเป็นต้นกำเนิดเสียง (transmitter) ให้เสียงวิ่งผ่านกระดูกส้นเท้าไปยัง ทรานดิวเซอร์อีกตัวหนึ่งที่อยู่ตรงข้าม เป็นตัวรับสัญญาณเสียง (receiver) โดยที่ต้องใช้เจล หรือน้ำเป็นตัวกลางระหว่างผิวของทรานดิวเซอร์ที่ติดกับกระดูกส้นเท้า เพื่อไม่ให้เกิดการสูญเสียสัญญาณเสียง สัญญาณเสียงที่ได้รับหลังจากการผ่านกระดูกส้นเท้า นำมาเป็นตัวกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่เราเรียกว่า quantitative ultrasound (QUS) (รูปที่ 4.7) ซึ่งมีตัวบ่งชี้ถึงความหนาแน่นของกระดูก ดังนี้

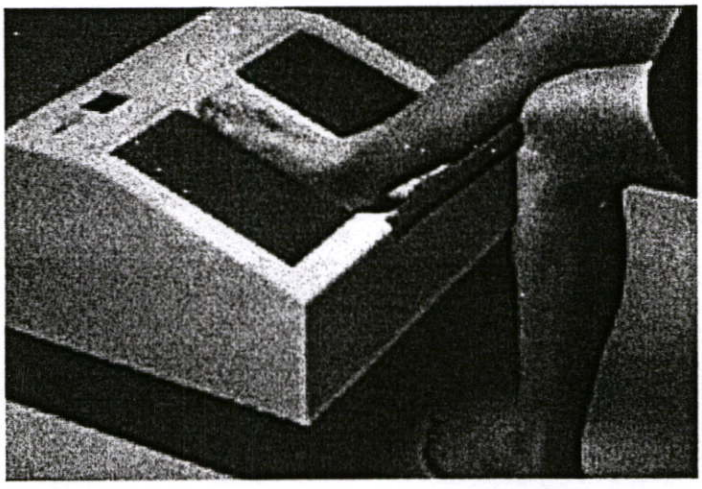
1. ความเร็วของเสียง (Speed of sound: SOS)

2. การลดลงของความเข้มเสียง (Broad band ultrasound attenuation: BUA)

3. Quantitative ultrasound index (QUI) หรือ stiffness

ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ของ quantitative ultrasound (QUS) มีความสัมพันธ์กับโครงสร้างและคุณสมบัติของเซลล์กระดูก โดยค่า SOS เป็นตัวบ่งชี้ถึงความหนาแน่น และความยืดหยุ่นของกระดูก ส่วนค่า BUA บ่งบอกถึงความหนาแน่นของโครงสร้างในระดับโมเลกุล (microarchitecture), การเรียงตัว (orientation), และความยืดหยุ่นของกระดูก ดังนั้นค่า QUI เป็นตัวที่ช่วยเพิ่มความไวของการตรวจโครงสร้างของกระดูกในแง่ความหนาแน่น รวมทั้งช่วยทำนายถึงความยืดหยุ่นและโอกาสการเกิดกระดูกหัก (future fracture risk)

มีการศึกษาเมื่อเร็วๆ นี้ พบว่าสามารถนำมาใช้ในการทำนาย non-spine fracture ได้ถึง 10 ปีทั้งในเพศหญิง และชาย และเมื่อนำมาใช้ร่วมกับ DEXA อาจจะช่วยเพิ่มการทำนาย fracture ได้ อย่างไรก็ตาม เนื่องจากการตรวจนี้เป็นการตรวจที่ peripheral bone จึงมีความไวไม่เท่าการตรวจกระดูกสันหลัง และสะโพก ซึ่งมักพบว่ามีความผิดปกติก่อน และพบว่าการเปลี่ยนแปลงของความหนาแน่นกระดูกจะช้ากว่าที่กระดูกสันหลัง จึงไม่อาจนำมาใช้ในการติดตามผลการรักษาได้



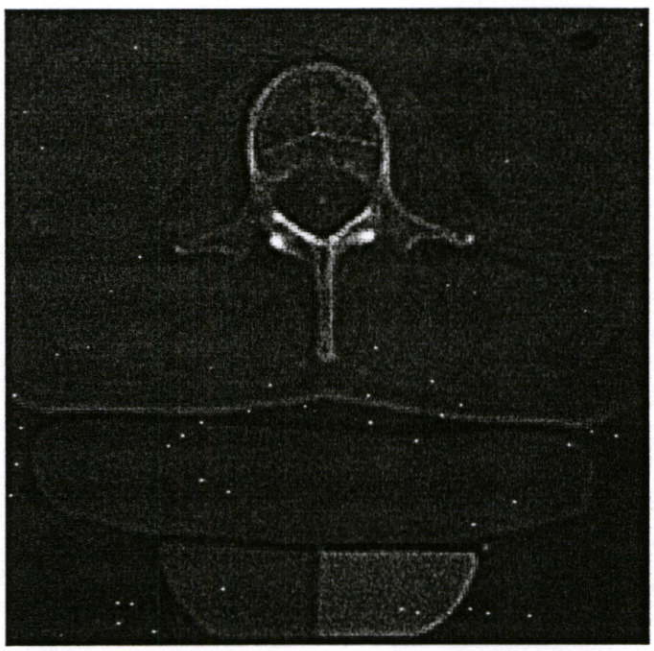
รูปที่ 4.7 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี QUS

4.10 Quantitative computed tomography (QCT)

เป็นการตรวจที่สามารถแยกวัดความหนาแน่นของ กระดูกเปลือกแข็ง (cortical) และ กระดูกเนื้อพรุน (Trabecular bone) ได้หลายตำแหน่ง แต่ที่นิยมคือการวัดความหนาแน่นกระดูกเนื้อพรุน (Trabecular bone)ที่กระดูกสันหลัง ดังรูปที่ 4.8 ซึ่งจะทำการเปรียบเทียบระหว่างความหนาแน่นของกระดูก กับเครื่องมือพิเศษที่วางอยู่ใต้ตัวผู้ป่วยขณะตรวจ การตรวจนี้วัดเป็นปริมาตร (volume)

ดังนั้นค่า BMD ที่ได้จึงมีหน่วยเป็นกรัมต่อลูกบาศน์เซนติเมตร (g/cm^3) ต่างจากการตรวจอื่นที่วัดเป็นพื้นที่ จึงให้หน่วยเป็นกรัมต่อตารางเซนติเมตร (g/cm^2)

การตรวจนี้ไม่นิยมใช้กันในทางคลินิกเนื่องจากมีราคาแพง ให้ปริมาณรังสีต่อผู้ป่วยสูง และการทำนาย fracture ที่ spine ก็พอๆ กับวิธี DEXA แต่มีการนำมาใช้ในการวิจัยเพื่อดูการเปลี่ยนแปลงของ trabecular bone ซึ่งจะเห็นการเปลี่ยนแปลงที่ไวกว่าการตรวจวิธีอื่นๆ ซึ่งไม่สามารถแยกกระดูกเนื้อพรุน (Trabecular bone) และ กระดูกเปลือกแข็ง (cortical) ออกจากกันได้



รูปที่ 4.8 การตรวจความหนาแน่นของกระดูกโดยวิธี QCT

บทที่ 5

ทฤษฎีของการวัดหนาแน่นกระดูกโดยใช้เอ็กซ์เรย์ 2 ระดับพลังงาน

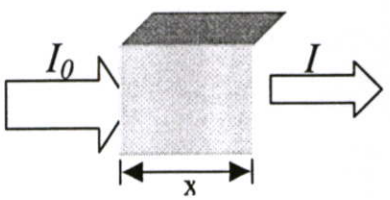
(Dual energy X-ray absorptiometry, DXA)

5.1 บทนำ

จากที่กล่าวมาแล้วในบทที่3 วิธีวัดความหนาแน่นกระดูกแบบDXAเป็นวิธีหาความหนาแน่นของกระดูก โดยการใช้รังสีเอ็กซ์ 2 พลังงาน รังสีที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะถูกทำให้เบาบางลงมากกว่ารังสีที่มีระดับพลังงานสูงกว่า เมื่อผ่านตัวกลางทั้งที่เป็นเนื้อเยื่ออ่อน และกระดูก แต่การทำให้เบาบางลงของรังสีที่มีระดับพลังงานต่ำกว่านี้จะปรากฏชัดเมื่อผ่านกระดูกมากกว่าเนื้อเยื่ออ่อน จึงสามารถใช้หลักการนี้ เพื่อคำนวณตัดผลของการทำให้เบาบางลงของเนื้อเยื่ออ่อนออกไป ทำให้วัดความหนาแน่นเฉพาะของกระดูกได้ ในบทนี้จะเป็นเนื้อหาที่เกี่ยวข้องกับการวัดความหนาแน่นกระดูกโดยใช้เอ็กซ์เรย์ 2 ระดับพลังงาน

5.2 กฎของแลมเบิร์ต – เบียร์ (Lambert-Beer law)

รังสีเอ็กซ์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีความถี่สูง และเป็นรังสีที่สามารถทำให้อะตอมของตัวกลางแตกตัวขณะที่มันเคลื่อนที่ผ่านไปในตัวกลางนั้น เมื่อยิงรังสีเอ็กซ์ที่มีพลังงานอยู่ในช่วงการวินิจฉัยโรคเข้าไปในตัวกลางใดๆ เช่น ร่างกายมนุษย์ เป็นต้น จะเกิดปรากฏการณ์สำคัญได้แก่ ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กตริก (photoelectric effect) และปรากฏการณ์คอมพ์ตัน (comptom effect) ทำให้สูญเสียพลังงานไปบางส่วน เมื่อรังสีเอ็กซ์ทะลุผ่านตัวกลางออกมาแล้วจึงมีความเข้มลดลง



รูปที่ 5.1 แสดงการดูดกลืนรังสีเอกซ์ในวัสดุที่มีความหนา x

5.2.1 สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงเส้น

5.2.1.1 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 1 ค่า

สมมุติเมื่อเรายิงรังสีเอ็กซ์ซึ่งมีพลังงานค่าเดียวและมีความเข้ม I_0 เข้าชนกับวัตถุที่มีความหนา X ความเข้มจะถูกลดลงไปเป็น I จากปรากฏการ การดูดกลืน และ การกระเจิง การลดทอนนี้เป็นไปตามกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ (Lambert's)

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \tag{5.1}$$

อินทิเกรตทั้งสองข้างของสมการ จะได้

$$\int_{I_o}^{I}\frac{dI}{I} = -\mu\int_{0}^{x}dx \tag{5.2}$$

จัดรูปสมการใหม่ โดยการเอาล็อกการิธึมคูณทั้งสองข้าง จะได้

$$lnI - lnI_o = -\mu x \tag{5.3}$$

จัดรูปสมการใหม่ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุ กับโฟตอนที่ออกจากวัตถุ ดังสมการที่ (5.4)

$$I = I_0 e^{-\mu x} \tag{5.4}$$

ซึ่ง I คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุ

I_o คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุ

μ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

x คือ ความหนาของวัตถุ

จากสมการที่ (5.4) เป็นสมการแสดงความเข้มของรังสีเอกซ์ ซึ่งจะเห็นได้ว่าความเข้มรังสีเอกซ์จะลดลงแบบเอกซ์โพเนนเชียล (exponential) โดยสามารถแสดงได้ด้วยกราฟดังรูป 5.2

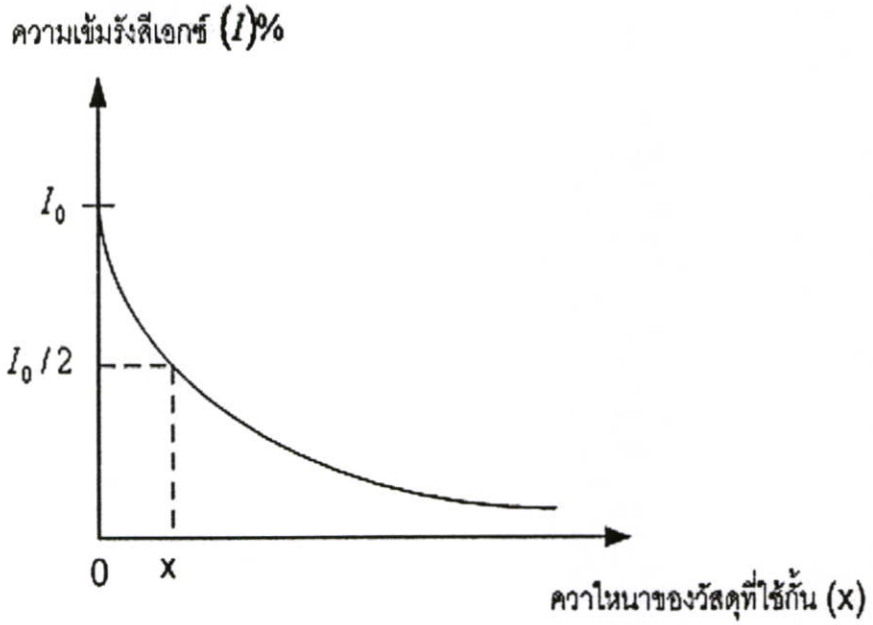
ถ้าให้ x เป็นความหนาของวัตถุกั้นที่ทำให้ความเข้มรังสีเอกซ์ลดลงครึ่งหนึ่ง หรือเรียกว่า Half-Valve Thickness หรือ Half -Value Layer

จากสมการที่ (5.4) แทนค่า $x = x_{\frac{1}{2}}$ เมื่อ $I_0 = \frac{I_0}{2}$ จะได้ว่า

$$\frac{I_0}{2} = I_0 e^{\mu x_{\frac{1}{2}}}$$

$$-\mu x_{\frac{1}{2}} = \ln\frac{1}{2} = -0.693$$

$$x_{\frac{1}{2}} = \frac{0.693}{\mu} \tag{5.5}$$



รูปที่ 5.2 แสดงกราฟความเข้มของรังสีเอกซ์เมื่อใช้วัสดุกั้น

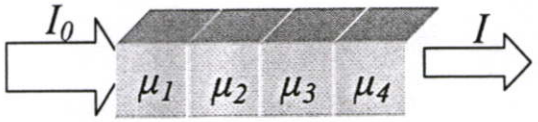
ตารางที่ 5.1 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดลงเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกายมนุษย์ที่พลังเอ็กซ์เรย์เท่ากับ 60 keV, 84 keV และ 122 keV ตามลำดับ

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

5.2.1.2 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า

ตามปกติร่างกายของมนุษย์ประกอบด้วยสารหลายชนิด จึงไม่เป็นตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวตลอด ดังนั้นเมื่อยิงรังสีเอ็กซ์ที่มีความเข้ม I_0 ไปยังร่างกายมนุษย์ รังสีเอ็กซ์จะเคลื่อนที่ผ่านเข้าไปในร่างกายมนุษย์และค่อยๆ สูญเสียพลังงาน จนเมื่อทะลุผ่านออกมาแล้วมีความเข้มลดลงกลายเป็น I การที่ร่างกายมนุษย์ไม่เป็นตัวกลางที่มีเนื้อเดียวตลอด ทำให้ต้องปรับปรุงกฎของแลมเบิร์ต-เบียร์ (Lambert's) โดยกา

พิจาราณาแบ่งซอยร่างกายมนุษย์ออกเป็นแท่งที่มีขนาดเล็กมาก dx ตามเส้นทางที่รังสีเอ็กซ์เคลื่อนที่ผ่านเข้าไปในร่างกายมนุษย์ และกำหนดโดยอนุโลมให้แต่ละแท่งเป็นตัวกลางที่มีเนื้อเดียวกันและมีค่าสัมประสิทธิ์การลดลงเป็น μ แต่ละแท่งซึ่งมีจำนวนมากมายนั้นไม่จำเป็นต้องมีค่า μ เท่ากัน ขึ้นอยู่กับเส้นทางการเคลื่อนที่ของรังสีเอ็กซ์ผ่านเข้าไปในอวัยวะส่วนใด เมื่อพิจาราณาเช่นนี้ กฎของแลมเบิร์ต-เบียร์จะกลายเป็น



รูปที่ 5.3 การฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า

$$I = I_0 e^{-\int \mu dx}$$

$$I = I_0 \exp\left[-\left(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4\right)x\right] \qquad (5.6)$$

ซึ่ง x คือ ระยะทางของลำอิเล็กตรอน

5.2.2 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล

จากที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้นในหัวข้อ 5.1.1 ซึ่ง μ คือสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงเส้นของวัตถุที่พลังงานนั้น มีหน่วยเป็น cm^{-1} สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลหาได้โดยการหารสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงเส้นด้วยความหนาแน่น

ถ้าให้ ρ คือความหนาแน่นของวัตถุ สมการที่ (5.4) จะเขียนได้เป็น

$$I = I_0 e^{-(\mu/\rho)(\rho x)} \qquad (5.7)$$

μ/ρ คือสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล (mass attenuation coefficient) ของวัตถุมีหน่วยเป็น cm^2/g , ρx คือมวลของวัตถุต่อหนึ่งหน่วยพื้นที่(density thickness) g/cm^2

ตารางที่ 5.2 แสดงสัมประสิทธิ์การลดความเข้มของน้ำในสถานะต่างๆ จะเห็นได้ว่า น้ำ น้ำแข็ง ไอน้ำที่มีมวลเท่ากัน จะมีสัมประสิทธิ์การลดลงเชิงมวลเท่ากัน แต่จะต้องใช้ความหนาต่างกัน จึงจะให้ผลเท่ากัน

เราสามารถพิจาราณาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล (mass attenuation coefficient) ในตัวกลางชนิดต่างๆ กันได้จาก ICRU Report (The International Commission on Radiation Units and Measurement) คือคณะกรรมมาธิการ ระหว่างประเทศว่าด้วยหน่วย และการวัดรังสี ซึ่งในที่นี้จะขอยกตัว

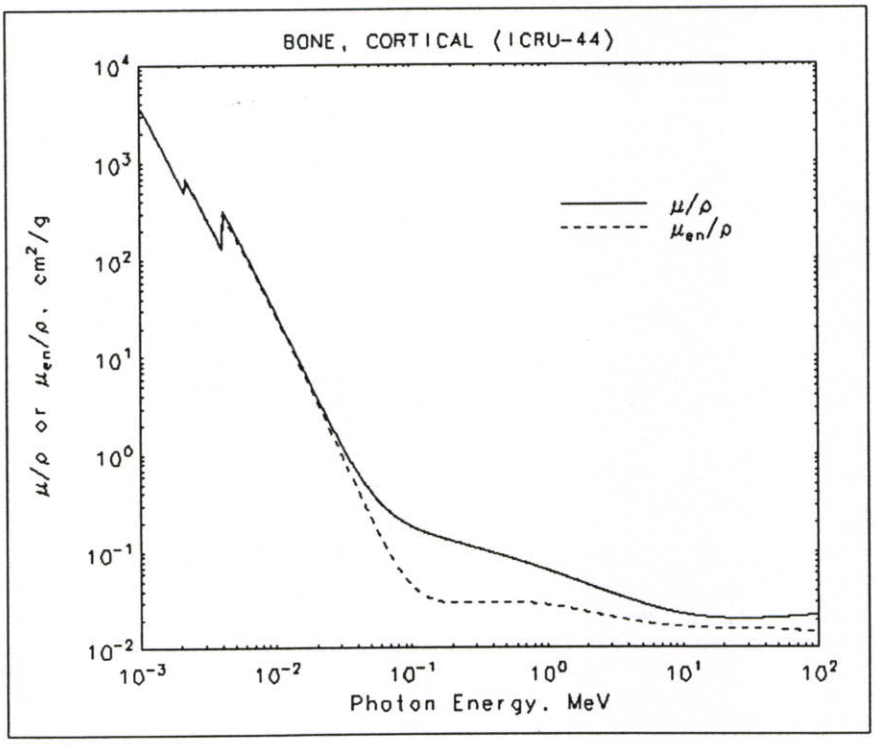
ตารางที่ 5.1 แสดงสัมประสิทธิ์การลดความเข้มของน้ำในสถานะต่างๆ

วัสดุ	ความหนา (cm)	$\mu(cm^{-1})$	ความหนาแน่น (gcm^{-3})	$\mu'(cm^2g^{-1})$
น้ำ	1	0.214	1	0.214
น้ำแข็ง	1.09	0.196	0.917	0.214
ไอน้ำ	1670	0.000128	0.000598	0.214

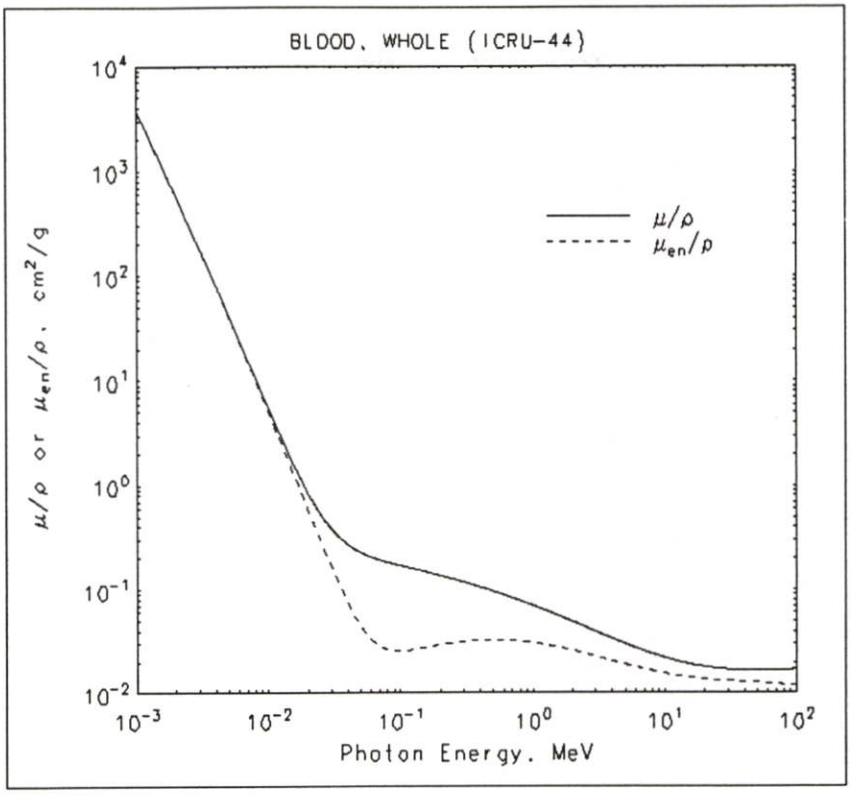
ตัวอย่างกราฟแสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลที่กระดูก เลือด และที่เนื้อเยื่อดังรูปที่ 5.4 ,5.5 และรูปที่ 5.6 ตามลำดับ

5.3 หลักการของวิธี Dual energy X-ray absorptiometry (DXA)

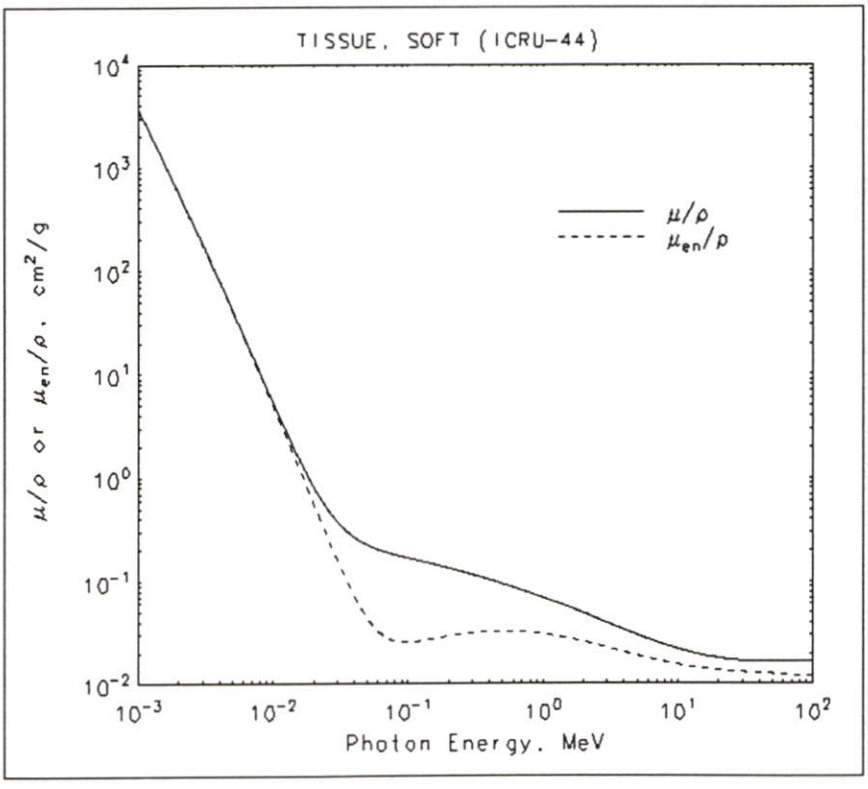
เป็นการใช้หลอดรังสีเอกซ์เป็นแหล่งกำเนิดรังสี โดยการใส่รังสีเอ็กซ์พลังงานต่ำ 2 ขนาดสลับกันแล้วถ่ายภาพกระดูกออกมา วิธีนี้เป็นวิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลายมากในปัจจุบัน เพราะได้มีการพัฒนาทำให้สามารถตรวจได้รวดเร็วและแม่นยำโดยที่ผู้ป่วยได้รับรังสีน้อยมาก คือน้อยกว่าการถ่ายเอ็กซเรย์ปอดและสามารถประเมินเนื้อกระดูกทั้งที่กระดูกสันหลัง และกระดูกแขนและขา ซึ่งมีหลักการดังนี้



รูปที่ 5.4 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของกระดูกที่ระดับพลังงานต่างๆ



รูปที่ 5.5 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล ของเลือดที่ระดับพลังงานต่างๆ



รูปที่ 5.6 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของเนื้อเยื่อที่ระดับพลังงานต่างๆ

เมื่อเราทำการฉายรังสีเอ็กซ์ผ่านอวัยวะในส่วนที่ต้องการวัดรังสีเอ็กซ์จะผ่านเนื้อเยื่อ และกระดูก ซึ่งจากสมการที่ (4.6) สามารเขียนได้ว่า

$$I = I_0 \exp-\left(\mu_s \rho_s x_s + \mu_b \rho_s x_b\right) \tag{5.8}$$

จัดรูปสมการใหม่ โดยการเอาล็อกการิธึมคูณทั้งสองข้าง จะได้

$$ln\left(I_0 / I\right) = \left(\mu_s \rho_s x_s + \mu_b \rho_s x_b\right) \tag{5.9}$$

เราใช้แหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์ที่สองระดับพลังงาน สามารถเขียนสมการได้

ที่พลังงานระดับต่ำ : $$ln\left(I_0 / I\right)^l = \left(\mu_s \rho_s x_s^l + \mu_b \rho_s x_b^l\right) \tag{5.10}$$

ที่พลังงานระดับสูง : $$ln\left(I_0 / I\right)^h = \left(\mu_s \rho_s x_s^h + \mu_b \rho_s x_b^h\right) \tag{5.11}$$

โดยที่

μ_s คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของเนื้อเยื่อ

μ_b คือ สัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวลของกระดูก

x_s คือ ความหนาของเนื้อเยื่อ

x_b คือ ความหนาของกระดูก

$ln\left(I_0 / I\right)$ คือค่าเฉลี่ยความเข้มภาพเอ็กซเรย์, μ_s และ μ_b เราสามารถหาได้จากกราฟสัมประสิทธิ์การดูดกลืนเชิงมวล ในส่วนของ $\rho_s x_b$ คือค่า BMD ที่เราต้องการ ซึ่งจะหาได้โดยการลบเอาส่วนของเนื้อเยื่อออก เพื่อให้เหลือเฉพาะในส่วนของกระดูกที่เราต้องการหาค่าBMD ดังนั้นเรากำหนดให้

$$k = \mu_s^l / \mu_s^h \tag{5.12}$$

นำสมการที่ (5.12) คูณกับสมการที่ (5.11) แล้วนำผลลัพธ์มาลบกับสมการที่ (5.10) จะได้

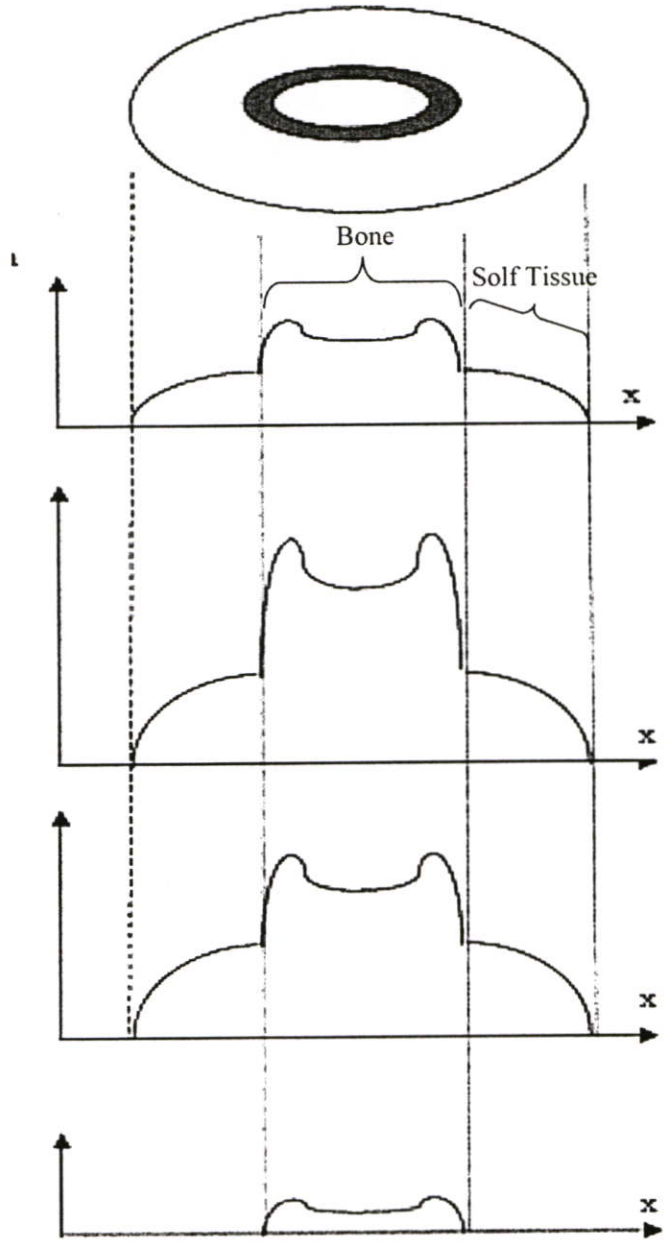
$$\text{BMD} = \frac{ln\left(I_0 / I\right)^l - k.ln\left(I_0 / I\right)^h}{\mu_b^l - k.\mu_b^h} \quad (\text{cm}^2/\text{g}) \tag{5.13}$$

สมการที่ 5.13 เป็นสมการที่ใช้หาค่า BMD ในส่วนของ BMC เราจะหาได้จาก

$$\text{BMC} = \text{BMD} \times \text{พื้นที่} \quad (\text{g}) \tag{5.14}$$

BMD คือ ความหนาแน่นของกระดูก (Bone Mineral Density)

BMC คือ ปริมาณแร่ธาตุในกระดูก (Bone Mineral Content)



$$A_{high} = \ln(I_0 / I)^h$$

$$A_{low} = \ln(I_0 / I)^l$$

$$k \times A_{high} \quad (k = 1.3)$$

$$A_{low} - (k \times A_{high})$$

รูปที่ 5.7 แสดงการกำจัดเนื้อเยื่อโดยลบภาพเอ็กซเรย์ที่ระดับพลังงานสูงกับต่ำเพื่อให้ได้เฉพาะกระดูก และนำไปคำนวณหาค่า BMD และBMC

บทที่ 6
แอคทีฟคอนทัวร์ (Active contour)

6.1 บทนำ

โมเดลแอคทีฟคอนทัวร์ (Active contour models) หรือ Snake ได้นำเสนอโดย Kass, Witkin และ Terzopoulus ในปี ค.ศ. 1988 คุณสมบัติของ snake มีลักษณะเหมือนกับ energy minizing spline โดยที่พลังงานของ snake ขึ้นอยู่กับรูปร่างและตำแหน่งของ snake บนภาพ คอนทัวร์ของ snake สามารถที่จะแสดงในรูปของ control point ที่เชื่อมต่อกันเหมือนกับยาง (rubber) และการ minimizing พลังงานของ snake ทำให้คอนทัวร์เปลี่ยนรูป (deform) จากตำแหน่งเดิมไปยังตำแหน่งที่ใกล้เคียง โดยใช้ลักษณะเด่น เช่น ขอบของวัตถุในภาพ

ปัจจุบันได้มีการนำเอา snake ไปใช้ในกระบวนการ segmentation อย่างกว้างขวาง เช่น ในภาพทางการแพทย์ การรู้จำใบหน้า เป็นต้น และได้มีการพัฒนาปรับปรุงประสิทธิภาพอย่างต่อเนื่อง [27, 29-31] ในบทนี้จะกล่าวถึงโมเดลของ snake แบบดั้งเดิม พร้อมทั้งส่วนที่ปรับปรุงเพื่อใช้ในการวิจัยนี้

6.2 ฟังก์ชันพลังงานของ Snake (Snake Energy Function)

พฤติกรรมของ Snake ถูกบังคับโดย การลดฟังก์ชันพลังงาน (minimizing energy function ในสมการที่ 6.1 ให้ต่ำลง

$$E_{snake} = \int_0^1 E_{snake}\big(v(s)\big)ds \tag{6.1}$$
$$= \int_0^1 \Big[E_{internal}\big(v(s)\big) + E_{image}\big(v(s)\big)\Big]\, ds$$

เมื่อ $v(s) = \big[X(s), Y(s)\big]$ คือตำแหน่งของ Snake โดยที่ $s \in [0,1]$

$E_{internal}$ คือ พลังงานภายใน (Internal Energy)

E_{image} คือ พลังงานภาพ (Image Energy)

กระบวนการ Minimization อยู่ภายใต้อิทธิพลของพลังงานภายในของ snake เอง และพลังงานภาพ โดยที่พลังงานภายในหรือแรงภายในจะรักษาความเรียบ (smoothness) ของคอนทัวร์ โดยควบคุมค่าความตึง (stretching) ความโค้งงอ (bending) ของคอนทัวร์ ส่วนพลังงานภาพหรือแรง

ของภาพ จะช่วยดึงดูด snake เข้าหาจุดที่สนใจของภาพ อย่างเช่น ขอบภาพ โดยที่แต่ละแรงสามารถแยกเป็นองค์ประกอบของพลังงานย่อย ๆ ให้ ดังที่กล่าวต่อไป

6.3 พลังงานภายใน (Internal Energy)

พลังงานภายในของ snake สามารถนิยามได้โดย

$$E_{\text{int}ernal} = \frac{1}{2}\left[\alpha(s) * \left|v_s(s)\right|^2 + \beta(s) * \left|v_{ss}(s)\right|^2\right] \qquad (6.2)$$

$$E_{\text{int}ernal} = \frac{1}{2}\left[\alpha(s) * \left|\frac{dv(s)}{ds}\right|^2 + \beta(s) * \left|\frac{dv(s)^2}{ds^2}\right|^2\right] \qquad (6.3)$$

จากสมการ พลังงานภายในประกอบด้วย 2 เทอม ในเทอมแรก คือ อนุพันธ์อันดับหนึ่ง (first-order derivative) ตำแหน่งของ snake ซึ่งจะควบคุมความตึง (tension) ของ snake ในบางครั้งเรียกว่า พลังงานยืดหยุ่น (elasticity energy: $E_{elastic}$) โดยมี $\alpha(s)$ เป็นฟังก์ชันน้ำหนัก (weighting function) ซึ่งปกติเป็นค่าคงที่ ที่สามารถกำหนดได้ เพื่อปรับความสำคัญของ $E_{elastic}$

ส่วนเทอมที่สอง คือ อนุพันธ์อันดับสอง (second-order derivative) ตำแหน่งของ snake ทำหน้าที่ควบคุมความแข็ง (rigidity) ของ snake หรือเรียกว่า พลังงานดัด (bending energy : $E_{elastic}$) และมี $\beta(s)$ เป็นฟังก์ชันน้ำหนัก เพื่อปรับความสำคัญของ $E_{bending}$ ที่มีต่อพลังงานภายในของ snake

จากสมการที่ 6.2 ซึ่งรวมกันทั้งเทอมของ พลังงานยืดหยุ่นและพลังงานดัด ทำให้ใช้คณิตศาสตร์มาอธิบายได้ยาก แต่สามารถอธิบายให้เข้าใจได้ง่าย เมื่อแยกเป็นส่วน ๆ ในรูปของ discrete ดังต่อไปนี้

6.3.1 พลังงานยืดหยุ่น (Elasticity Energy)

จากเทอมแรกในสมการที่ 6.1 จะได้พลังงานยืดหยุ่น

$$E_{elastic} = \left[\alpha(s) * \left|v_s(s)\right|^2\right] / 2 \qquad (6.4)$$

$$E_{elastic} = \left[\alpha(s) * \left|\frac{dv(s)}{ds}\right|^2\right] / 2 \qquad (6.5)$$

จากวิธีการประมาณค่าของออยเลอร์ (Euler's method of approximation) ที่ว่า

$$V_i = V_{i-1} + h.V_1' \qquad (6.6)$$

เขียนใหม่ได้

$$V_i' = \frac{(V_i - V_{i-1})}{h} \tag{6.7}$$

เรารู้ว่าระยะระหว่างจุดสองจุด คือ $v_s(s)$ ซึ่งเท่ากับ $\frac{dv(s)}{ds}$ ในรูปของดีสครีส (Discrete) $v_s = (V_i - V_{i-1})$ ดังนั้นสามารถเขียนสมการที่ 6.4 ได้ใหม่ คือ $\alpha(s)$ และ $2h^2$ เมื่อพิจารณาเฉพาะเทอมของพลังงานจริง ๆ ในทิศทางของ X จะได้

$$E_{elastic} = \frac{\alpha(s) * |(V_i - V_{i-1})|^2}{2h^2} \tag{6.8}$$

เนื่องจาก $v_s(s) = [X(s), Y(s)]$ จะได้ $v_i = [X_i, Y_i]$ ดังนั้น

$$E_{elastic} = \frac{\alpha(s) * [(X_i - X_{i-1})^2 + (Y_i - Y_{i-1})^2]}{2h^2} \tag{6.9}$$

สามารถแปลงจากพลังงานไปเป็นแรง (force) ได้จากกฎที่ว่า

$W = F \times distance \Longrightarrow W = F \times (X_i - X_{i-1})$

สมการที่ 6.9 จะมีค่าคงที่อยู่ที่

$$\begin{aligned} F_{elastic,X} &= [(X_i - X_{i-1})^2]' \\ &= 2 \times [(X_i - X_{i-1})]' \\ &= 2 \times [(X_{i-1} - X_1) - (X_i - X_{i+1})] \end{aligned}$$

เมื่อรวมค่าคงที่จะได้

$$\begin{aligned} F_{elastic,X} &= \alpha(s) \times 2[(X_{i-1} - X_i) - (X_i - X_{i+1})] / 2h^2 \\ &= \alpha(s) \times [(X_{i-1} - X_i) - (X_i - X_{i+1})] / h^2 \end{aligned} \tag{6.10}$$

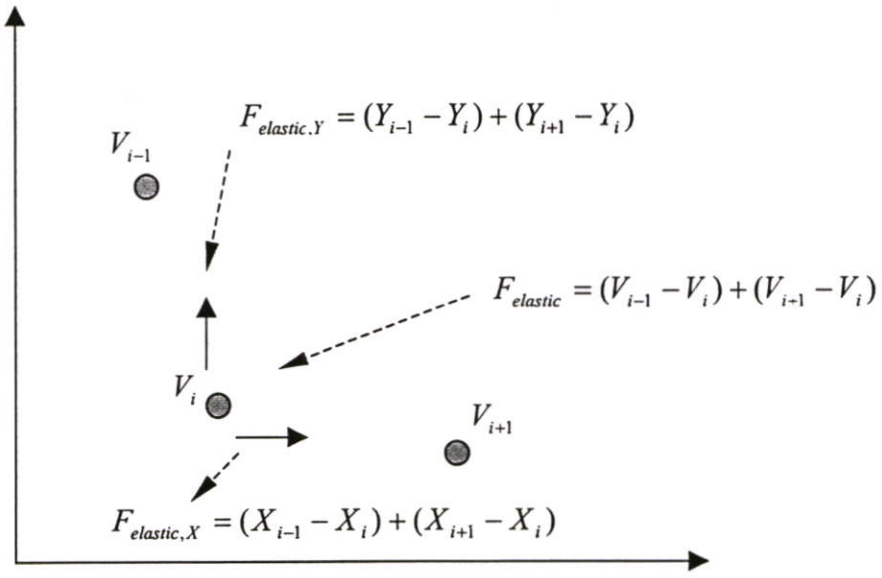
ในทำนองเดียวกัน

$$F_{elastic,Y} = \alpha(s) \times [(Y_{i-1} - Y_i) - (Y_i - Y_{i+1})] / h^2 \tag{6.11}$$

เมื่อรวมทั้งทิศทาง X และ Y จะได้

$$\begin{aligned} F_{elastic} &= F_{elastic,X} + F_{elastic,Y} \\ &= \alpha(s) \times [(X_{i-1} - X_i) - (X_i - X_{i+1})] / h^2 + \\ &\quad \alpha(s) \times [(Y_{i-1} - Y_i) - (Y_i - Y_{i+1})] / h^2 \\ &= \alpha(s) \times [V_{i-1} - 2V_i + V_{i+1}] / h^2 \end{aligned} \tag{6.12}$$

สามารถแสดงแรงยืดหยุ่น (Elastic Force) ได้ดังรูปที่ 6.1



รูปที่ 6.1 แรงยืดหยุ่น (Elastic Force)

จากรูปด้านบน จะเห็นได้ว่า จุด V_i จะถูก minimize เพื่อให้ระยะทางระหว่าง V_i กับ V_{i-1} และ V_{i+1} สั้นที่สุด ดังนั้นจุดที่ควรจะอยู่บนเส้นตรงที่ลากระหว่างจุด V_{i-1} และ V_{i+1} แต่ก็ไม่ได้เป็นเช่นนั้น เพราะยังมีแรงอื่น ๆ มากระทำด้วย ดังจะได้กล่าวถึงต่อไป

6.3.2 พลังงานดัด (Bending Energy)

จากเทอมที่สองของสมการที่ 6.2 จะได้พลังงานดัด (Bending Energy)

$$E_{bending} = \left[\beta(s) * \left|v_{ss}(s)\right|^2\right] / 2 \tag{6.13}$$

$$E_{bending} = \left[\beta(s) * \left|\frac{dv(s)}{ds^2}\right|^2\right] / 2 \tag{6.14}$$

จากวิธีการประมาณค่าของออยเลอร์

$$v_{ss} = V_i^n = \left(V_{i-1} 2V_i + V_{i+1}\right) / h^2 \tag{6.15}$$

จากสมการที่ 6.15 แทนค่าในสมการที่ 6.13 ได้เป็น

$$E_{bending} = \beta(s) * \left[\left(V_{i-1} - 2V_i + V_{i+1}\right)^2\right] / 2h^4 \tag{6.16}$$

เนื่องจาก $v(s) = [X(s), Y(s)]$ จะได้ $V_i = \lfloor X_i, Y_i \rfloor$ ดังนั้น

$$E_{bending} = \beta(s) * \left[\left(X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1} \right)^2 + \left(Y_{i-1} - 2Y_i + Y_{i+1} \right)^2 \right] / 2h^4 \qquad (6.17)$$

จะเห็นได้ว่ารากที่สองเป็น $\left[\left(X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1} \right)^2 + \left(Y_{i-1} - 2Y_i + Y_{i+1} \right)^2 \right]$ คือ ค่าความโค้ง (curvature) ของ snake ที่จุด V_i ดั้งนั้น จริง ๆ แล้วพลังงานดัดก็คือ ผลรวมของค่าความโค้งยกกำลังสอง (squared curvature) ที่จุดนั้นคูณด้วยค่าคงที่ $\left(\beta(s) / 2h^4 \right)$ การแปลงจากพลังงานเป็นแรง ทำได้แบบเดียวกับพลังงานยืดหยุ่น โดยพิจารณาแยกกันในทิศทาง X และ Y โดยไม่คิดค่าคงที่ จะได้

$$\begin{aligned} F_{bending,X} &= \left[\left(X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1} \right)^2 \right]' \\ &= 2 \times \left(X_{i-1} - 2X_i + X_{i+1} \right)' \\ &= 2 \times \left[\left(X_{i-1} - X_i \right) - \left(X_i - X_{i+1} \right) \right]' \\ &= 2 \times \left\{ \left[\left(X_{i-2} - X_{i-1} \right) - \left(X_{i-1} - X_i \right) \right] - \left[\left(X_i - X_{i+1} \right) \right] \right\} - \\ &\quad \left\{ \left[\left(X_{i-1} - X_{i-1} \right) - \left(X_{i-1} - X_i \right) \right] - \left[\left(X_i - X_{i+1} \right) - \left(X_{i+1} - X_{i+2} \right) \right] \right\} \\ &= 2 \times \left\{ \left[\left(X_{i-2} - X_{i-1} \right) - \left(X_{i-1} - X_i \right) \right] - \right. \end{aligned} \qquad (6.18)$$

ดังนั้นจะได้แรงดัดทั้งหมดในทิศทาง X คือ

$$\begin{aligned} F_{bending,X} &= \beta(s) * \left\{ \left[\left(X_{i-2} - X_{i-1} \right) - \left(X_{i-1} - X_i \right) \right] - \right. \\ &\quad 2 \times \left[\left(X_{i-1} - X_i \right) - \left(X_i - X_{i+1} \right) \right] + \\ &\quad \left. \left[\left(X_i - X_{i+1} \right) - \left(X_{i+1} - X_{i+2} \right) \right] \right\} / h^4 \end{aligned} \qquad (6.19)$$

ในทำนองเดียวกันจะได้

$$\begin{aligned} F_{bending,Y} &= \beta(s) * \left\{ \left[\left(Y_{i-2} - Y_{i-1} \right) - \left(Y_{i-1} - Y_i \right) \right] - \right. \\ &\quad 2 \times \left[\left(Y_{i-1} - Y_i \right) - \left(Y_i - Y_{i+1} \right) \right] + \\ &\quad \left. \left[\left(Y_i - Y_{i+1} \right) - \left(Y_{i+1} - Y_{i+2} \right) \right] \right\} / h^4 \end{aligned} \qquad (6.20)$$

ดังนั้น

$$F_{bending} = F_{bending,X} + F_{bending,Y}$$

$$\begin{aligned} F_{bending,Y} &= \beta(s) * \left\{ \left[\left(V_{i-2} - V_{i-1} \right) - \left(V_{i-1} - V_i \right) \right] - \right. \\ &\quad 2 \times \left[\left(V_{i-1} - V_i \right) - \left(V_i - V_{i+1} \right) \right] + \\ &\quad \left. \left[\left(V_i - V_{i+1} \right) - \left(V_{i+1} - V_{i+2} \right) \right] \right\} / h^4 \end{aligned} \qquad (6.21)$$

ดังนั้นแรงภายในของ snake ทั้งหมด สามารถหาได้จาก

$$F_{\text{int}ernal} = F_{elastic} + F_{bending} \qquad (6.22)$$
$$= F_{elastic,X} + F_{elastic,Y} + F_{bending,X} + F_{benging,Y}$$

6.4 พลังงานภาพ (Image Energy)

พลังงานภาพ หรือว่า Image Energy: $E_{image}(v(s))$ เป็นตัวกำหนดความสัมพันธ์ระหว่าง snake กับภาพ ซึ่งจะทำหน้าที่ดึงคอนทัวร์เข้าหาจุดที่สนใจของภาพ อย่างเช่น เส้น (line), ขอบภาพ (edge) และจุดสิ้นสุด (termination) กำหนดได้โดย

$$E_{image} = W_{tine} \times E_{tine} + W_{edge} \times E_{edge} + W_{term} \times E_{term} \qquad (6.23)$$

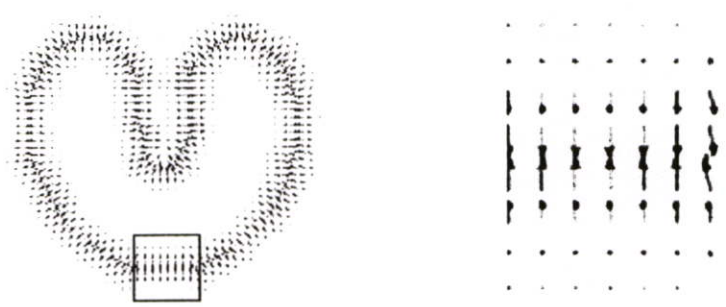
โดย w คือ ค่าน้ำหนักของแต่ละฟังก์ชั่น

แต่ในที่นี้ใช้เฉพาะขอบภาพ หรือ $W_{edge} \times E_{edge}$ เท่านั้น โดยส่วนที่เป็นขอบภาพจริง ๆ คือ บริเวณที่มีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความสีเทามาก หาได้จาก

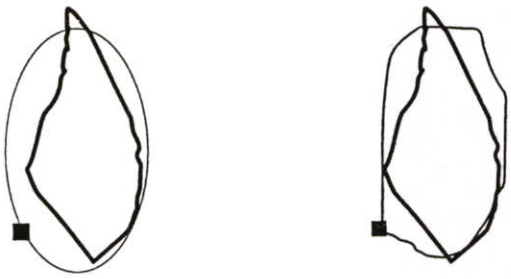
$$E_{edge} = -|\nabla f(x,y)|^2 \qquad (6.24)$$

เมื่อ ∇ คือ ตัวกระทำการเกรเดียน (gradient operator) หาได้จาก

$$\nabla f(x,y) = \left(\frac{\partial f(x,y)}{\partial x}, \frac{\partial f(x,y)}{\partial y} \right) \qquad (6.25)$$



รูปที่ 6.2 แสดงตัวอย่างพลังงานภาพที่ได้จากสมการ 6.24 และส่วนขยาย



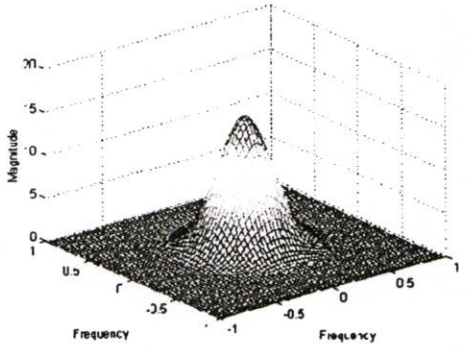
รูปที่ 6.3 สัญญาณรบกวนที่อยู่นอกวัตถุทำให้ snake ไม่สามารถเปลี่ยนรูปเข้าหาวัตถุได้

รูปที่ 6.4 ผลการเปลี่ยนรูปของ snake ถูกต้องเมื่อใช้ เกาส์เซียนฟิลเตอร์

ดังนั้นส่วนที่มีค่าเกรเดียนมาก แสดงว่าส่วนนั้นเป็นบริเวณขอบภาพ แต่ในภาพจริง ๆ อาจจะมีสัญญาณรบกวน กระจายอยู่รอบ ๆ วัตถุ เมื่อหาค่าเกรเดียนออกมา สัญญาณรบกวนจะส่งผลให้เกรเดียนในบริเวณนั้นสูงด้วย เมื่อการเปลี่ยนรูป (deform) ของ snake มาพบกับค่าเกรเดียนของสัญญาณรบกวนนั้น ทำให้ไม่สามารถเปลี่ยนรูปไปในทิศทางของวัตถุที่ต้องการได้ ดังรูปที่ 6.3

โดยที่เกาส์เซียนฟิลเตอร์เป็นตัวกระทำ convolution แบบ 2-D มีลักษณะเป็นรูประฆังคว่ำ (bell-shaped) ดังรูปที่ 6.4 มีสมการ คือ

$$G(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2}\left(e^{\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \right) \tag{6.26}$$



รูปที่ 6.5 เกาส์เซียนฟิลเตอร์

ตัวกรองเกาส์เซียนทำหน้าที่ลดสัญญาณรบกวน (smoothing) และทำภาพให้เบลอ โดยมีค่าความเบี่ยงเบนมาตรฐาน σ เป็นตัวกำหนดระดับความราบเรียบของภาพ หาก σ มีค่าน้อย ความราบเรียบของภาพที่ได้จะน้อยลง และเมื่อ σ มีค่ามาก ทำให้ภาพที่ได้ราบเรียบหรือเบลอมากขึ้น นอกจากจตัวกรองเกาส์เซียนจะช่วยลดสัญญาณรบกวนแล้ว ยังช่วยให้ช่วงตรวจจับ (capture range) ของ snake กว้างขึ้นด้วย โดยขึ้นอยู่กับค่า σ หากมีค่ามากจะทำให้ช่วยตรวจจับกว้างขึ้น แต่หาก σ มีค่ามากเกินก็จะทำให้ขอบภาพที่ได้เพี้ยนไปด้วยเช่นกัน ดังนั้นจะได้พลังงานภาพที่ใช้ตัวกรองเกาส์เซียนดังนี้

$$E_{edge} = -\left|\nabla\left[G_{\sigma}(x,y)\times f(x,y)\right]\right|^{2} \qquad (6.27)$$

6.5 ผลรวมของทุกพลังงานและการ Minimization

จากสมการพลังงานของ snake ในสมการที่ 6.1 แทนค่า จะได้เป็น

$$E_{snake} = \int_{0}^{1} \frac{1}{2}\times\left[\sigma(s)*\left|v_{s}(s)\right|^{2} + \beta(s)*\left|v_{ss}(s)\right|^{2}\right] + E_{ext}\,ds \qquad (6.28)$$

เมื่อ $E_{\text{internal}} = \frac{1}{2}\times\left[\sigma(s)*\left|v_{s}(s)\right|^{2} + \beta(s)*\left|v_{ss}(s)\right|^{2}\right]$

และ $E_{ext} = E_{image}\left(v(s)\right) = E_{edge} = \left[G_{\sigma}(x,y)\times f(x,y)\right]$

การ minimization ของสมการที่ 6.28 จะให้จำนวนพลังงานที่ snake ต้องการเพื่อที่จะหดตัว (shrink) ไปยังตำแหน่งถัดไป ดังนั้นจุดสิ้นสุดของการเปลี่ยนรูป (เช่น ขอบ) ค่าพลังงานนี้ควรจะมีค่าเป็นศูนย์ นั่นหมายความว่า แรงภายในของ snake มีค่าเท่ากับแรงที่เกิดจากค่าเกรเดียนของภาพ สามารถแสดงได้โดย

$$E_{snake} = \left[\alpha(s)v'' - \beta(s)v'''\right] - \nabla E_{ext} = 0 \qquad (6.29)$$

ดังนั้น

$$F_{snake} = F_{\text{internal}} + F_{external} = 0 \qquad (6.30)$$

เมื่อ $F_{exterma;} = -\nabla E_{ext}$

สามารถอธิบายสมการที่ 6.30 ในรูปของแรงในทิศทางของ X และ Y (ไม่สนใจค่าคงที่ h) ได้โดย

$$F_{snake} = F_{\text{internal}} + F_{external} = 0$$

$$= F_{elastic} - F_{hending} - F_{external} \tag{6.31}$$
$$= -\left(F_{elastic,X} + F_{elastic,Y}\right) + \left(F_{hending,X} + F_{hending,Y}\right) + F_{external}$$

จะได้

$$\begin{aligned} F_{snake} \quad &= \beta.Xi - 2 + \left(-\alpha - 4\beta\right)X_{i-1} + \left(2\alpha + 6\beta\right)X_i + \\ &\left(-\alpha - 4\beta\right)X_{i+2} + F_x(x,y) + \beta.Y_{i-2} + \left(-\alpha - 4\beta\right).Y_{i-1} + \\ &\left(2\alpha + 6\beta\right).Y_i + \left(-\alpha - 4\beta\right).Y_{i+2} + F_Y(x,y) \\ &= 0 \end{aligned} \tag{6.32}$$

ดังนั้น

$$A.X + F_X(x,y) = 0 \tag{6.33}$$
$$A.Y + F_Y(x,y) = 0 \tag{6.34}$$

เมื่อ A เป็นเมตริกซึ่งประกอบด้วยค่าเฉลี่ย 4 จุดรอบข้างของ X_i และ Y_i สำหรับตัวอย่างเราต้องการหาค่าตำแหน่งถัดไปที่ X_i จะเคลื่อนที่ไป หาได้จาก

$$\begin{bmatrix} \beta & -\alpha - 4\beta & 2\alpha + 6\beta & -\alpha - 4\beta & \beta \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} X_{i-2} \\ X_{i-1} \\ X_i \\ X_{i+1} \\ X_{i+2} \end{bmatrix} = X_i \tag{6.35}$$

เมื่อ X_i คือ ตำแหน่งถัดไปของ X_i

เราคำนวณหาค่าที่ไม่รู้ X โดยแปลง A.X ให้อยู่ในรูปเมตริกซ์โดยให้ $\beta = a, (-a - 4\beta) = b$ และ $(2\alpha - 6\beta) = c$ จะได้เมตริกซ์สำหรับหาค่า $\begin{bmatrix} X_{i-2} & X_{i-1} & X_i & X_{i+1} & X_{i+2} \end{bmatrix}$ คือ

$$\begin{bmatrix} c & b & a & 0 & 0 \\ b & c & b & a & 0 \\ a & b & c & b & a \\ 0 & a & b & c & b \\ 0 & 0 & a & b & c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_{i-2} \\ X_{i-1} \\ X_i \\ X_{i+1} \\ X_{i+2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{t-2} \\ X_{t-1} \\ X_t \\ X_{t+1} \\ X_{t+2} \end{bmatrix} \tag{6.36}$$

เพื่อแก้สมการที่ 6.33 กำหนดให้ด้านขวามือของสมการลบด้วยค่า time derivative คูณด้วยค่า step size 'γ' จะได้

$$A.X_t + F_X(x_{t-1}, y_{t-1}) = -\gamma(X_t - X_{t-1}) \tag{6.37}$$

เมื่อแก้สมการจะได้

$$X_t = \left[A + \gamma.I\right]^{-1}.\left[\gamma.X_{t-1} - F_X(x_{t-1}, y_{t-1})\right] \tag{6.38}$$

และในทำนองเดียวกัน

$$Y_t = \left[A + \gamma.I\right]^{-1}.\left[\gamma.Y_{t-1} - F_X(x_{t-1}, y_{t-1})\right] \tag{6.39}$$

เมื่อ $F_x(x_{t-1}, y_{t-1})$ คือ แรงเกรเดียนของภาพในทิศทาง X ที่ตำแหน่ง (x_{t-1}, y_{t-1}) ซึ่งได้มาจากค่าเกรเดียนของภาพเพื่อ snake เคลื่อนที่ไปบนจุดนั้น X_i คือตำแหน่งใหม่ของ X_i โดยทุก ๆ จุดของ snake จะต้องผ่านกระบวนการนี้และเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งใหม่ และนี่ก็คือการกระบวนการ minimizing ที่สมบูรณ์ของการเปลี่ยนรูปของ snake

6.6 โมเดลแบบบอลลูน (Baloon Model)

ใน snake แบบเดิม จะหาขอบของวัตถุโดยการเปลี่ยนรูปของคอนทัวร์ ที่อยู่ในรูปของจุด control point หลาย ๆ จุด กระบวนการ energy minimizing อยู่บนแนวคิดของการสมดุลของแรง (force balancing) ระหว่างแรงภายในของ snake กับ แรงจากค่าเกรเดียนของภาพ ถึงแม้ว่าโมเดลนี้ (force balancing) ระหว่างแรงภายในของ snake กับ แรงจากค่าเกรเดียนของภาพ ถึงแม้ว่าโมเดลนี้จะประสบความสำเร็จ แต่ก็มีจุดอ่อนหลาย ๆ อย่างเช่น การกำหนดคอนทัวร์เริ่มต้น การเซ็ตค่าพารามิเตอร์ ช่วงตรวจจับ และรูปร่างของวัตถุ ต่อมา D. Cohen และ I. Cohen 26 ได้เสนอโมเดลแบบบอลลูน (Balloon Model) เพื่อแก้ปัญหาดังที่กล่าวมา โดยมีพื้นฐานบนโมเดลแบบเดิม แต่ได้เพิ่มแรงขยาย (balloon force) เข้าในส่วนของแรงภายนอก ในสมการสมดุลของแรง อธิบายได้โดย

จากสมการที่ 6.30 เรารู้ว่าแรงภายนอก (external force) คือ

$$\begin{aligned} F_{external} &= -\nabla E_{ext} \\ &= -\nabla\left[G_\sigma(x,y) \times f(x,y)\right] \\ &= -\left[P.\frac{\nabla f}{|\nabla f|}\right] \end{aligned} \tag{6.40}$$

เมื่อ P คือค่าคงที่ของเกรเดียน

$\frac{\nabla f}{|\nabla f|} = \nabla\left[G_\sigma(x,y) \times f(x,y)\right]$ คือ normalized เกรเดียนของภาพ

แรงขยายที่เพิ่มเข้าไปจะทำหน้าที่ผลักคอนทัวร์ให้ขยายออก/หดเข้า ตามทิศทางของเวกเตอร์ตั้งฉาก (normal vector) โดยมี k_1 เป็นฟังก์ชันน้ำหนักของแรงนี้ ดังนั้นเขียนสมการของแรงภายนอกใหม่ได้คือ

$$F_{external} = k_1 . n_\perp(s) - \left[P . \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \right] \tag{6.41}$$

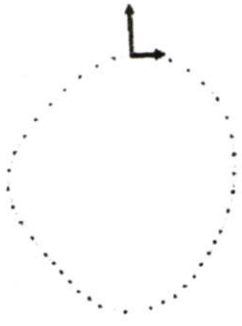
เมื่อ $n_\perp(s)$ เวกเตอร์ตั้งฉาก (normal vector) ขนาด 1 หน่วย ที่จุด V(s) k_1 คือ ขนาด หรือฟังก์ชันน้ำหนัก หาก k_1 มีค่าเป็นบวก หมายถึง คอนทัวร์จะขยายตัว ถ้า k_1 เป็นลบ คอนทัวร์จะหดตัว

$n_\perp(s)$ สามารถหาได้จาก

ให้ $n_\perp(s) = \left(N_x, N_y\right)$

เมื่อ

$$N_x = \frac{y_i - y_{i-2}}{\left\|y_i - y_{i-2}\right\|}; Ny = -\frac{x_i - x_{i-2}}{\left\|x_i - x_{i-2}\right\|} \tag{6.42}$$



รูปที่ 6.6 แสดงทิศทาง normal vector ในแต่ละจุดของ snake

เราจะได้สมการสมดุลของแรงในสมการที่ 6.30 ใหม่เป็น

$$F_{\substack{balloon \\ snake}} = F_{internal} + F_{external} = 0$$

$$= F_{internal} + k_1 . n_\perp(s) - \left[P . \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \right] \tag{6.43}$$

ดังนั้น ตำแหน่งถัดไปของ snake สามารถหาได้ง่าย ๆ โดยเพิ่มเทอมนี้เข้าไปในสมการที่ 6.30

$$X_t = \left[A + \gamma . I\right]^{-1} . \left[\gamma . X_{t-1} - F_X(x_{t-1}, y_{t-1}) + F_{x.balloon}\right]$$
$$Y_t = \left[A + \gamma . I\right]^{-1} . \left[\gamma . Y_{t-1} - F_X(x_{t-1}, y_{t-1}) + F_{y.balloon}\right]$$

จะได้

$$X_t = \left[A + \gamma . I\right]^{-1} . \left[\gamma . X_{t-1} + \left[P . \frac{\nabla f_y}{\left\|\nabla f_y\right\|}\right] + k_1 . N_x\right] \tag{6.44}$$

$$Y_t = \left[A + \gamma . I\right]^{-1} . \left[\gamma . Y_{t-1} + \left[P . \frac{\nabla f_y}{\left\|\nabla f_y\right\|}\right] + k_1 . N_y\right] \tag{6.45}$$

ดังนั้น โมเดลแบบบอลลูนจึงสามารถกำหนดตำแหน่งคอนทัวร์เริ่มต้นให้อยู่ภายในขอบของวัตถุ แล้วจึงทำการ minimize พลังงานของคอนทัวร์ เพื่อคอนทัวร์ขยายตัวออกจนฟิตกับขอบของวัตถุที่ต้องการ

บทที่ 7

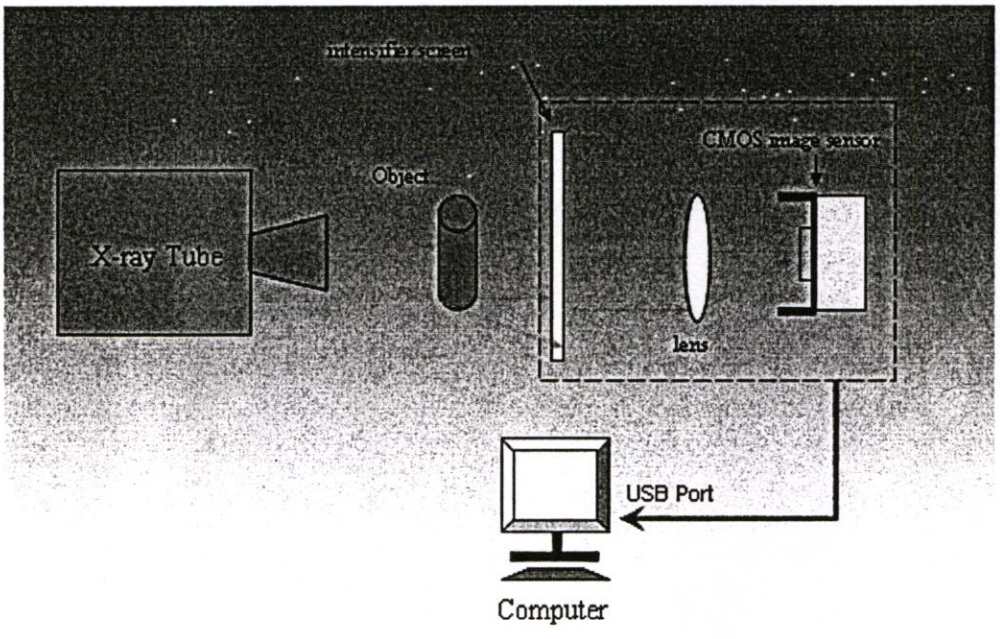
การทดลอง และผลการทดลอง

7.1 บทนำ

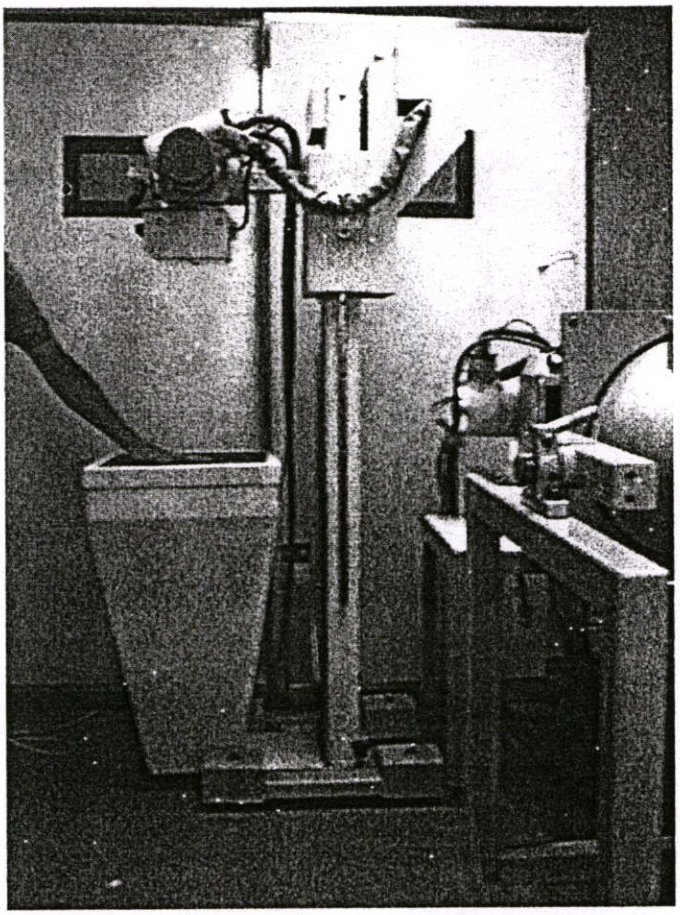
ในส่วนของการทดลองในงานวิจัยนี้ จะทำการทดลองระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ โดยทดสอบความละเอียดของภาพเอ็กซ์เรย์ การวัดซ้ำ และการปรับตั้งเครื่อง ผลการทดลองการใช้แอคทีฟคอนทัวร์ในส่วนของการแยกส่วนภาพ จนถึงการหาค่าความหนาแน่นกระดูก (Bone Mineral Density) และปริมาณแร่ธาตุในกระดูก (Bone Mineral Content) โดยทำการเปรียบเทียบกับเครื่องวัดจริงกับผู้ถูกทำการทดลอง 10 คน

7.2 ระบบที่ใช้ในการทดลอง

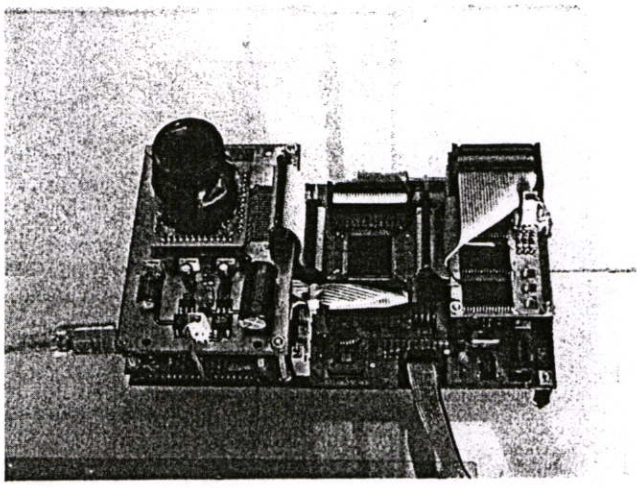
ระบบที่เราใช้เน้นเรื่องของความประหยัด ค่าใช้จ่ายน้อย แต่ได้ผลลัพธ์ที่คุ้มค่า เป็นที่ยอมรับและไม่มีความซับซ้อนมากจนเกินไป โดยหลัก ๆ แล้วจะประกอบด้วยส่วนที่สำคัญ 3 ส่วนคือ 1. หัวจ่ายเอ็กซ์เรย์ 2.แผ่นรับภาพ 3.ตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ ดังรูปที่ 7.1



รูปที่ 7.1 แสดงรายละเอียดของระบบที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 7.2 แสดงภาพระบบที่ใช้ในการทดลอง



รูปที่ 7.3 รูปแสดงซีมอสอิมเมจเซ็นเซอร์ (CMOS image sensor)

7.3 การทดสอบความผิดพลาดของการปรับเทียบ

7.3.1 การทดสอบความคงที่เมื่อมีการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำ

ความเที่ยงตรง (Precision) เป็นคุณสมบัติของวิธีวัด (Measurement Method) หรือเครื่องมือวัด (Measurement Devices) เครื่องมือวัด หรือระบบวัดจะมีความความเที่ยงตรงมาก หรือน้อย พิจารณาจากขนาดของความผันแปรที่เกิดขึ้นโดยวัดวัตถุชิ้นเดียวกันหลายครั้ง โดยใช้ผู้วัด วิธีวัด เครื่องมือวัด ชุดเดียวกัน ถ้าค่าจากการวัดวัตถุชิ้นเดียวกันซ้ำหลายครั้งได้ค่าใกล้เคียงกัน (โดยไม่สนใจว่าค่านั้นจะเป็นค่าที่ถูกต้องหรือไม่) หรือขนาดของความผันแปรในการวัดซ้ำเกิดขึ้นน้อย แสดงว่าระบบการวัดมีความเที่ยงตรงสูง

โดยในการทดลองจะมีการควบคุมค่าแรงดัน, ค่ากระแส และค่าเวลาที่ใช้ในการเอ็กซเรย์ ในการทดลองจะทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำเป็นจำนวน 10 ครั้งเพื่อหาการเปลี่ยนแปลงของเอาท์พุท (ค่าเฉลี่ยความเข้มของภาพ) ผลการทดลองที่ได้แสดงดังตารางที่ 7.1

ตารางที่ 7.1 ผลการทดลองของการทดสอบความคงที่ของแรงดันเมื่อทำการฉายเอ็กซเรย์ซ้ำที่ระดับแรงดัน 60 kV และ 76 kV (กระแส 50 mA)

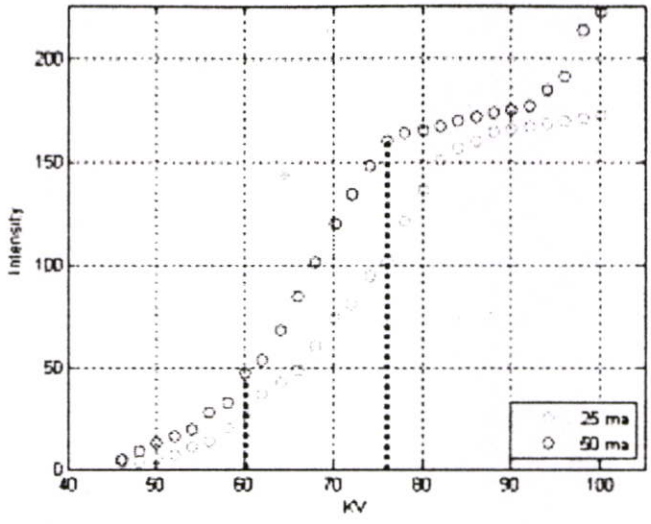
ครั้งที่	ค่าเฉลี่ยความเข้มของภาพที่ได้จากแรงดันที่ใช้ในการเอ็กซ์เรย์	
	60 kV	76 kV
1	13.525	31.252
2	13.558	31.097
3	13.488	31.224
4	13.555	30.909
5	13.464	31.343
6	13.482	31.206
7	13.516	31.196
8	13.45	31.302
9	13.489	30.914
10	13.508	31.143

7.3.2 การทดสอบความเป็นเชิงเส้น (linearity)

การศึกษาหาความเป็นเส้นตรงของการตรวจวัด (linearity) โดยการตรวจวัดปริมาณความเข้มของภาพ พลังงานที่ใช้จะเพิ่มขึ้นทีละ 2 กิโลโวลท์ โดยเริ่มต้นที่ 46 กิโลโวลท์ จนถึง 100 กิโลโวลท์

ตารางที่ 7.2 ผลการทดลองการเป็นเชิงเส้นของเครื่องเอ็กซ์เรย์ โดยเพิ่มค่าแรงดันทีละ 2 กิโลโวลท์ ตั้งแต่ 46 กิโลโวลท์ จนถึง 100 กิโลโวลท์

พลังงานเอ็กซเรย์ที่ใช้	ค่าเฉลี่ยความเข้มของภาพ	
	25 มิลลิแอมป์	50 มิลลิแอมป์
46 กิโลโวลท์	3.318	5.078
48 กิโลโวลท์	3.905	8.737
50 กิโลโวลท์	4.933	12.789
52 กิโลโวลท์	7.117	15.83
54 กิโลโวลท์	11.091	19.208
56 กิโลโวลท์	13.274	27.633
58 กิโลโวลท์	13.274	32.591
60 กิโลโวลท์	19.801	46.81
62 กิโลโวลท์	36.478	53.613
64 กิโลโวลท์	42.699	68.185
66 กิโลโวลท์	48.136	84.522
68 กิโลโวลท์	60.428	101.081
70 กิโลโวลท์	73.949	111.011
72 กิโลโวลท์	80.827	138.073
74 กิโลโวลท์	94.315	147.383
76 กิโลโวลท์	101.905	159.288
78 กิโลโวลท์	120.785	163.377
80 กิโลโวลท์	136.085	165.032
82 กิโลโวลท์	150.649	166.928
84 กิโลโวลท์	156.431	169.44
86 กิโลโวลท์	159.854	171.515
88 กิโลโวลท์	164.239	173.647
90 กิโลโวลท์	165.747	174.55
92 กิโลโวลท์	166.543	176.871
94 กิโลโวลท์	168.015	184.864
96 กิโลโวลท์	169.689	191.418
98 กิโลโวลท์	170.798	213.521
100 กิโลโวลท์	172.335	222.163



รูปที่ 7.4 แสดงผลที่ได้จากการทดลองความเป็นเชิงเส้น

ที่กระแส 25 มิลิแอมป์ และ 50 มิลลิแอมป์ (ตารางที่ 7.2) ตรวจวัดแบบทำซ้ำ 2 ครั้ง (duplicate) นำค่าเฉลี่ยมาเขียนกราฟดูความเป็นเส้นตรงได้ดังรูปที่ 7.4

จากกราฟที่ได้ในช่วง 60 กิโลโวลท์ ถึง 76 กิโลโวลท์ เป็นช่วงที่มีความเป็นเส้นตรง (linearity) ดังนั้นในงานวิจัยนี้เราจะใช้ ที่ระดับพลังงานต่ำคือ 60 กิโลโวลท์ และระดับพลังงานสูงคือ 76 กิโลโวลท์

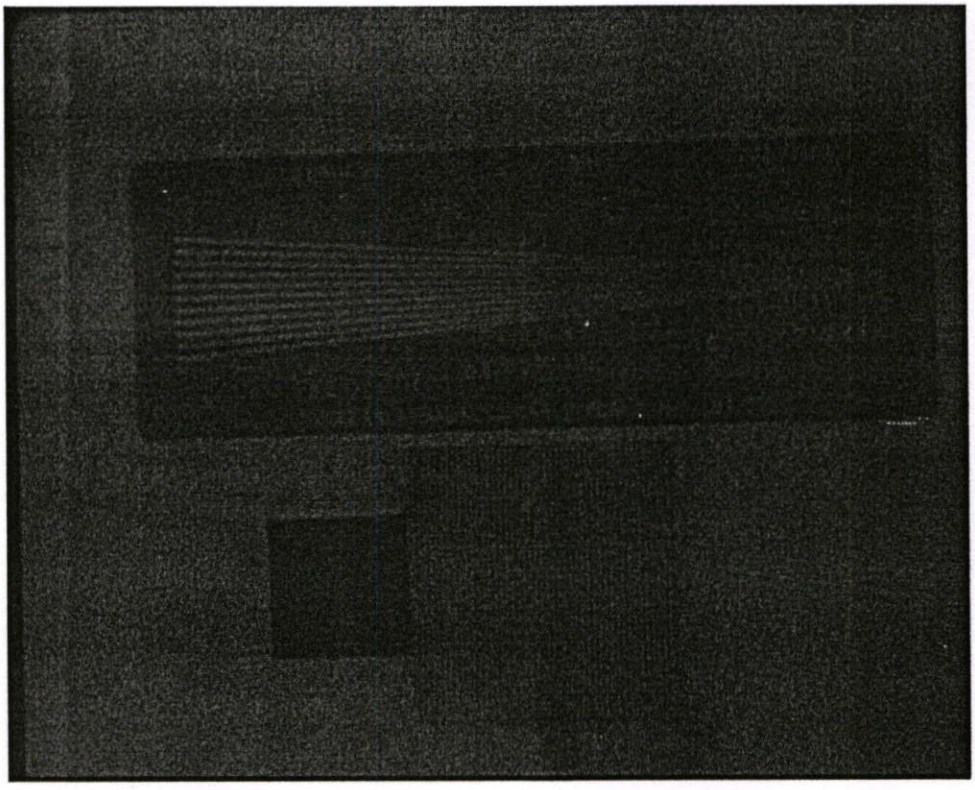
7.3.3 การวัดความละเอียดของภาพ

ความละเอียดของภาพหรือ Resolution นั้น เป็นการวัดคุณภาพของภาพที่เกิดขึ้น ซึ่งวัดกันได้หลายแบบ ไม่ว่าจะ เป็น DPI (Dot Per Inch) ,PPI(Pixel Per Inch) ,LIP(Line Per Inch)กับSPI(Sample Per Inch) แต่ถ้าพูดถึงภาพเอ็กซ์เรย์ ในการทดสอบเราจะใช้ line pairs/cm (lp/cm) มาทำการวัด ซึ่งก็คือจะทำการวัดเป็นเส้นคู่ ก็อาจจะเทียบได้ว่า 1 lp/mm = 2 pixels/mm หรือ 40 lp/mm = 80 pixels/mm โดยการวัดเป็น lp/mm เราจะมีอุปกรณ์ที่ใช้ทดสอบความละเอียด (MODEL 07-637 Fluoroscopic Quality Control Test Tool) ซึ่งได้ผลดังรูปที่ 7.5

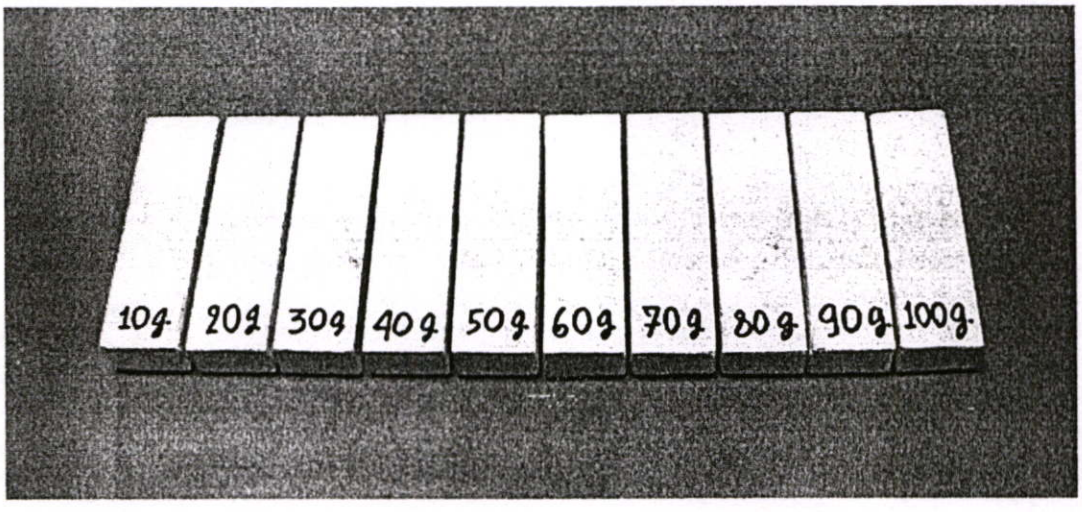
7.4 การปรับแต่งเครื่องเอ็กซ์เรย์เพื่อวัดความหนาแน่นของแคลเซียม และปริมาณแคลเซียมโดยวิธี 2 ระดับพลังงาน

สำหรับการทดลองเราจะสร้าง แฟนทอม 10 ชิ้น โดยแต่ละชิ้นจะประกอบด้วยปูนพลาสเตอร์ผสมกับปริมาณของแคลเซียม ($Ca_3(PO_4)_2$) ต่างๆกันคือ 10 กรัม ,20 กรัม ,30 กรัม ,40 กรัม ,50 กรัม ,60 กรัม ,70 กรัม ,90 กรัม และ 100 กรัม ดังรูปที่7.6 และทำการยิงรังสีเอ็กซ์ที่ระดับแรงดันสูง และต่ำ คือที่ 76 kV และ60 kV นำภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้ทั้ง 2 ระดับพลังงานมาผ่านกระบวนการวิธีของ

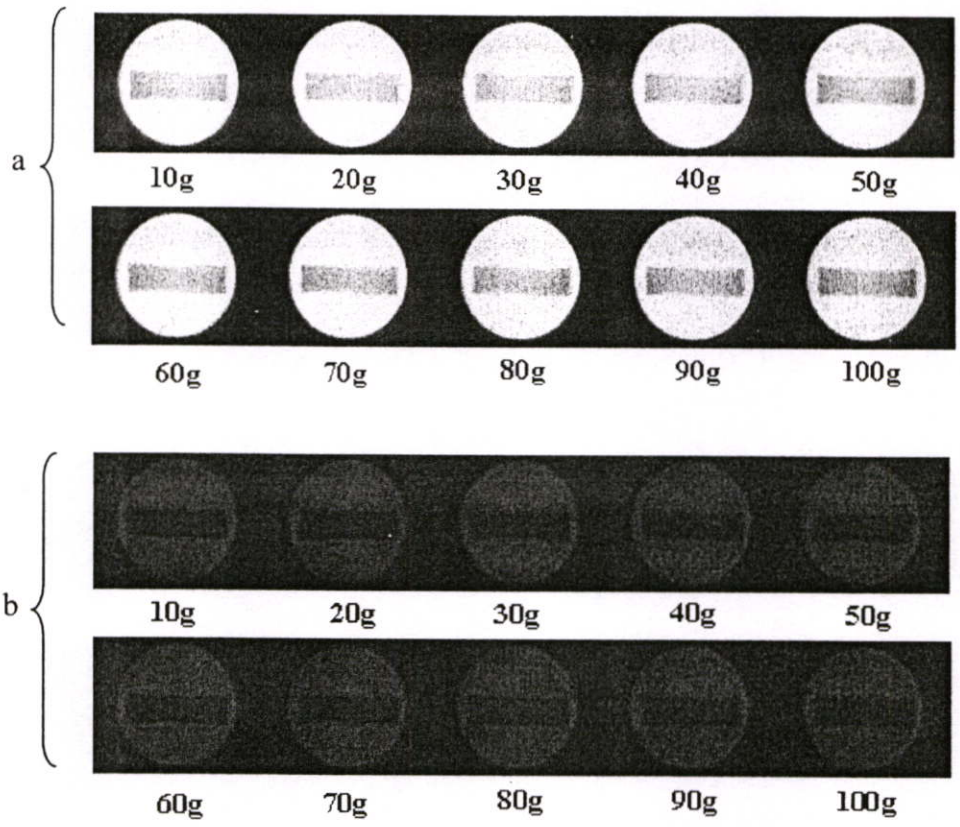
DXA ซึ่งกล่าวไว้ในบทที่ 5 ได้ผลดังรูปที่ 7.8 และตารางที่ 7.3



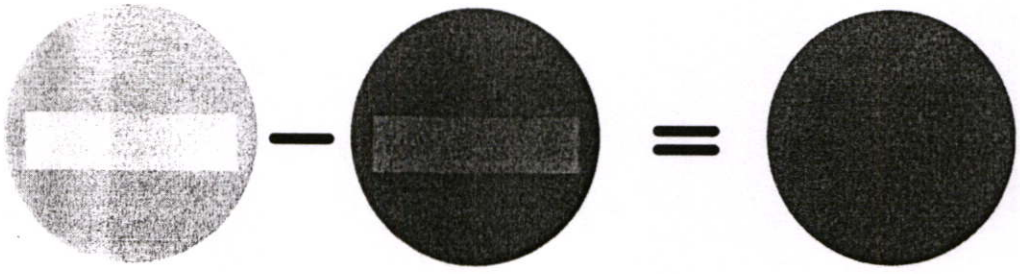
รูปที่ 7.5 แสดงความละเอียดของภาพที่ได้จากการทดสอบ ซึ่งมีค่า 1.2 lp/mm



รูปที่ 7.6 แสดงแฟนทอมที่สร้างขึ้นโดยมีปริมาณแคลเซียมที่ต่างกัน



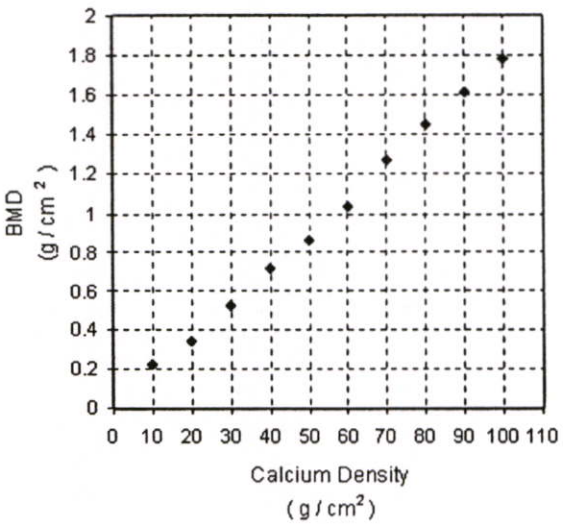
รูปที่ 7.7 แสดงภาพเอ็กซ์เรย์ของแคลเซียมที่ปริมาณต่างๆ กัน (a) ที่ระดับพลังงานสูง ,(b) ที่ระดับพลังงานต่ำ



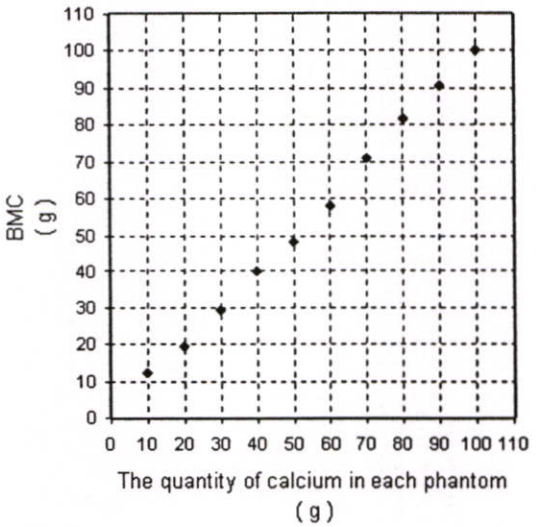
รูปที่ 7.8 ผลของการใช้วิธี DXA เพื่อให้ได้ภาพผลลัพท์ที่เราต้องการ

ตารางที่ 7.3 แสดงค่า BMD และBMC ที่ได้จากแท่งแคลเซียมโดยวิธี DXA

Ingredient: Plaster Power / Water / Calcium (g/cc/g)	Low E –High E	BMD g/cm	BMC (g)
40 / 80 / 10	26.2382	0.2245	12.5727
40 / 80 / 20	26.6666	0.3461	19.3847
40 / 80 / 30	26.9748	0.5249	29.3996
40 / 80 / 40	27.9599	0.7134	39.9538
40 / 80 / 50	28.4798	0.8611	48.2229
40 / 80 / 60	29.0846	1.0328	57.8416
40 / 80 / 70	29.9028	1.2653	70.8574
40 / 80 / 80	31.1302	1.4516	81.2940
40 / 80 / 90	30.5590	1.6139	90.3785
40 / 80 / 100	32.5054	1.7873	100.0943



(a)

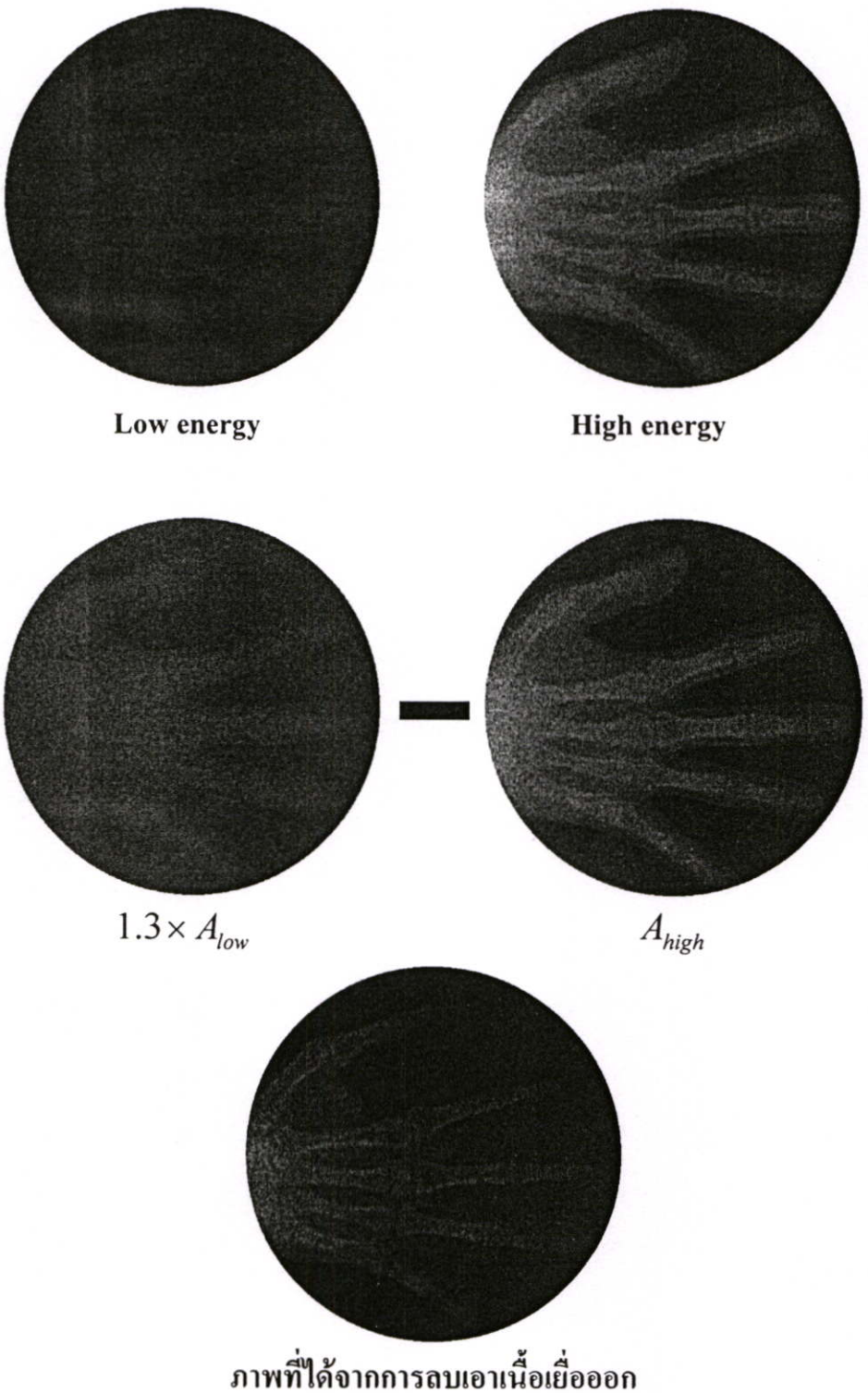


(b)

รูปที่ 7.9 แสดงกราฟของ BMD (a) และ BMC (b) ค่าที่ได้จะมีค่าตรงกับความหนาแน่นของแคลเซียม

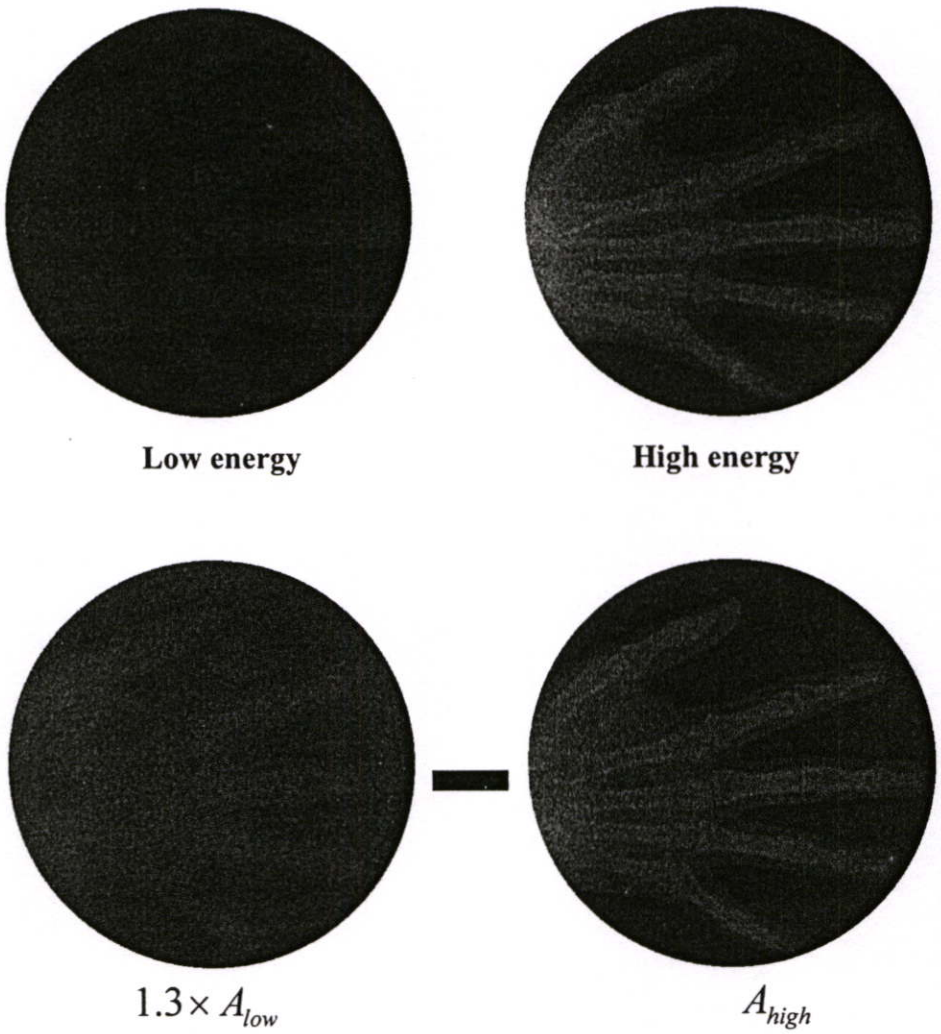
7.5 ผลการทดสอบวัดจริงกับผู้ทดลอง 10 คน

ผู้ทดลองที่ 1 นาย ดิเรก เสือศรีนาค **เพศ** ชาย **อายุ** 26 ปี



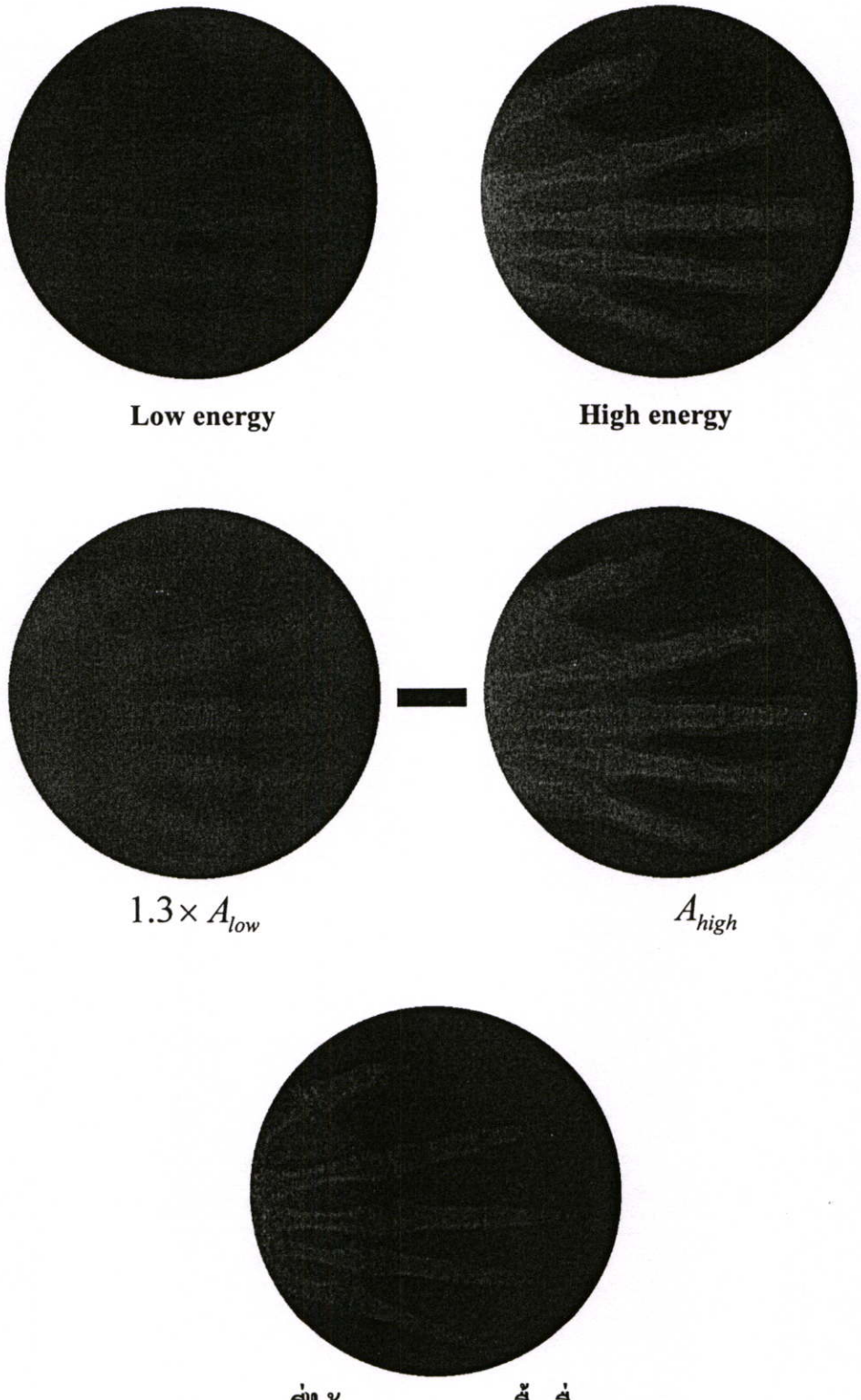
รูปที่ 7.10 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 1

ผู้ทดลองที่ 2 นาย อนุวัตน์ ศรีสงวน **เพศ** ชาย **อายุ** 25 ปี



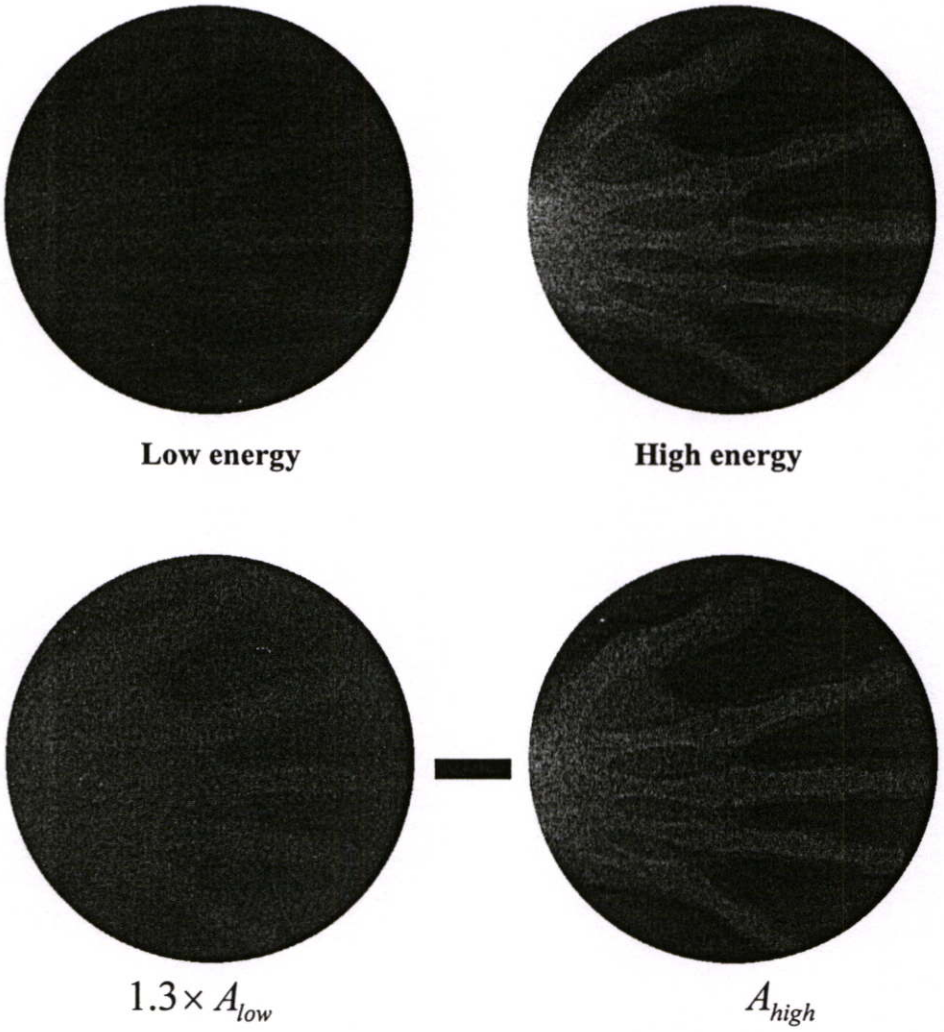
รูปที่ 7.11 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 2

ผู้ทดลองที่ 3 นาย ธีรศักดิ์ จันวิเมลือง **เพศ** ชาย **อายุ** 29 ปี



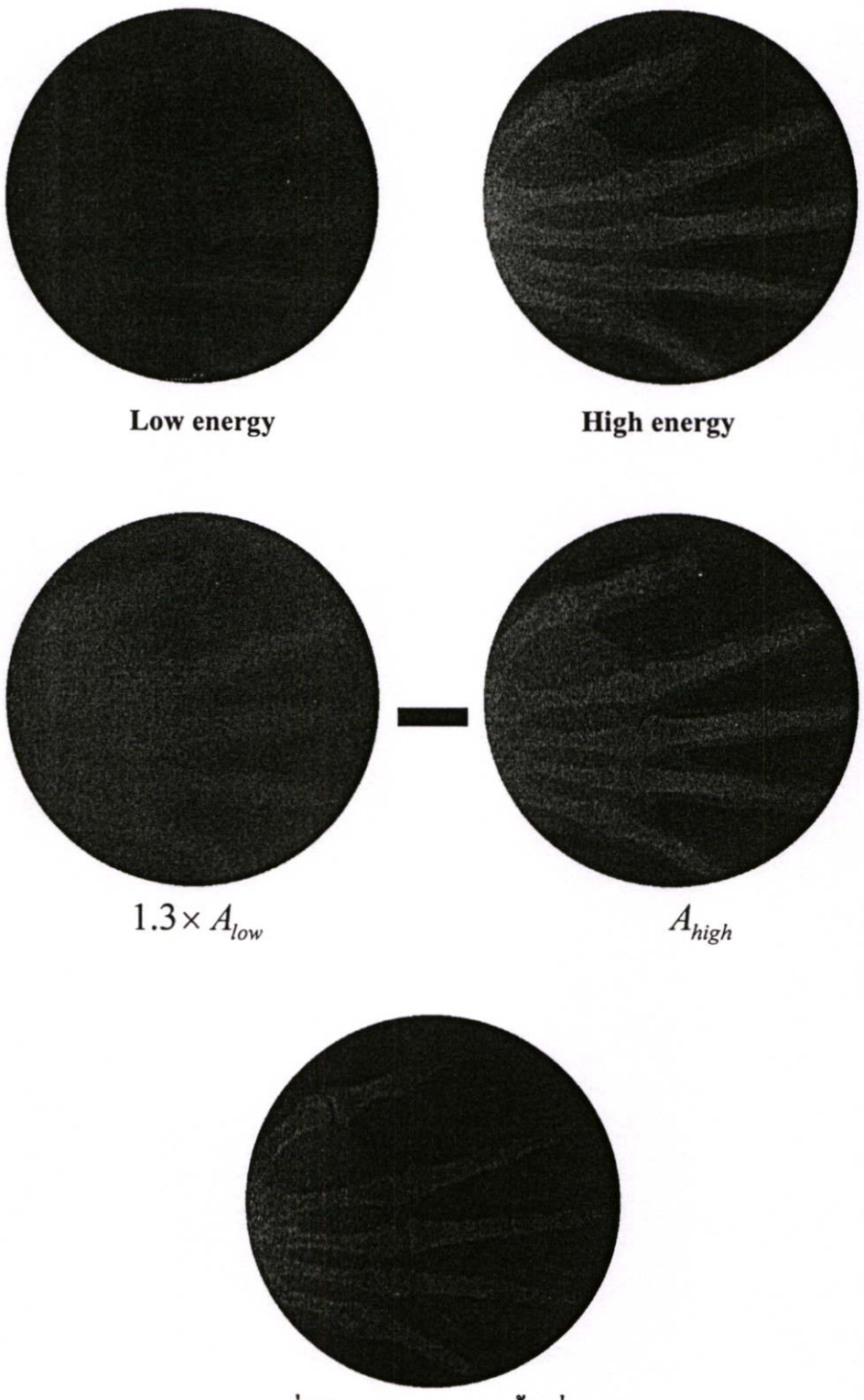
รูปที่ 7.12 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 3

ผู้ทดลองที่ 4 นาย ยุทธศักดิ์ แสงคำ **เพศ** ชาย **อายุ** 25 ปี



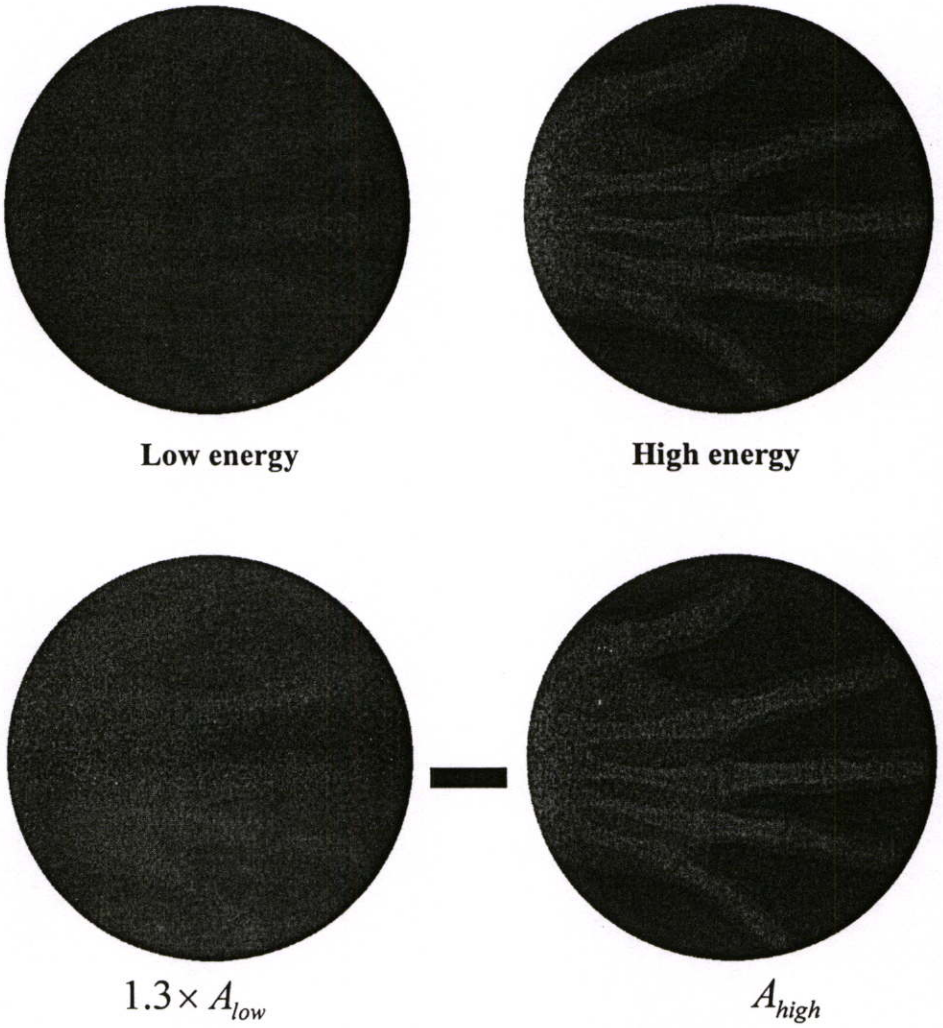
รูปที่ 7.13 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 4

ผู้ทดลองที่ 5 นาย อภิชล ชันธนสินธร **เพศ** ชาย **อายุ** 25 ปี



รูปที่ 7.14 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 5

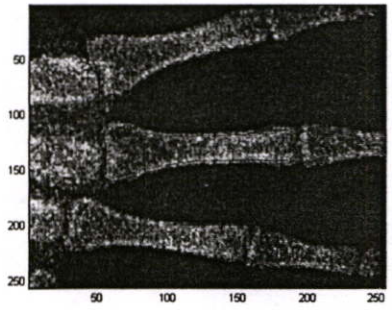
ผู้ทดลองที่ 6 นาย ยุทธนา ปิติธีรภาพ **เพศ** ชาย **อายุ** 29 ปี



รูปที่ 7.15 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธี DXA จากผู้ทดลองที่ 6

เมื่อเราได้ภาพเอ็กซ์เรย์ที่ทำการลบเอาเนื้อเยื่อออกแล้ว เราจะนำภาพที่ได้มาทำการหาค่าความหนาแน่นของกระดูก (Bone Mineral Density ,BMD) และ ปริมาณแร่ธาตุในกระดูก (Bone Miner Content ,BMC) เราจะวัดที่กระดูกนิ้วกลางชิ้นที่ 2 โดยจะแยกเอาเฉพาะส่วนที่ต้องการวัดด้วยการใช้วิธีแอคทีฟคอนทัวร์ ซึ่งได้ผลดังรูป

ผู้ทดลองที่ 1

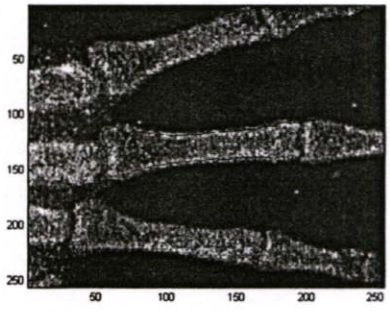


BMD = 0.434g/cm^2

BMC = 7.443 g

รูปที่ 7.16 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 1

ผู้ทดลองที่ 2

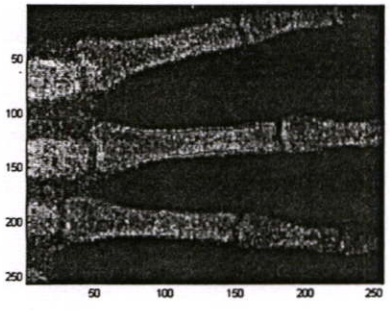


BMD = 0.4077 g/cm^2

BMC = 9.07 g

รูปที่ 7.17 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 2

ผู้ทดลองที่ 3

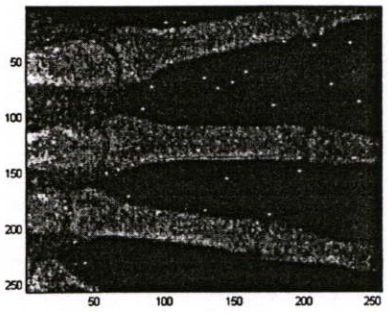


BMD = 0.5013 g/cm^2

BMC = 8.747 g

รูปที่ 7.18 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 3

ผู้ทดลองที่ 4

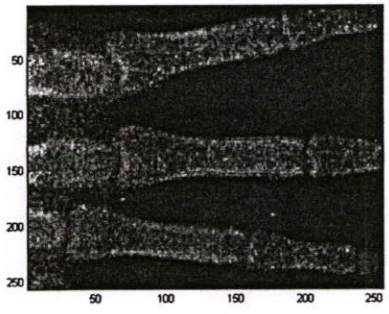


BMD = 0.428 g/cm^2

BMC = 6.817 g

รูปที่ 7.19 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 4

ผู้ทดลองที่ 5

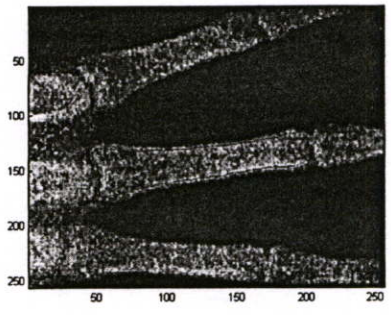


BMD = 0.6113 g/cm^2

BMC = 7.072 g

รูปที่ 7.20 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 5

ผู้ทดลองที่ 6

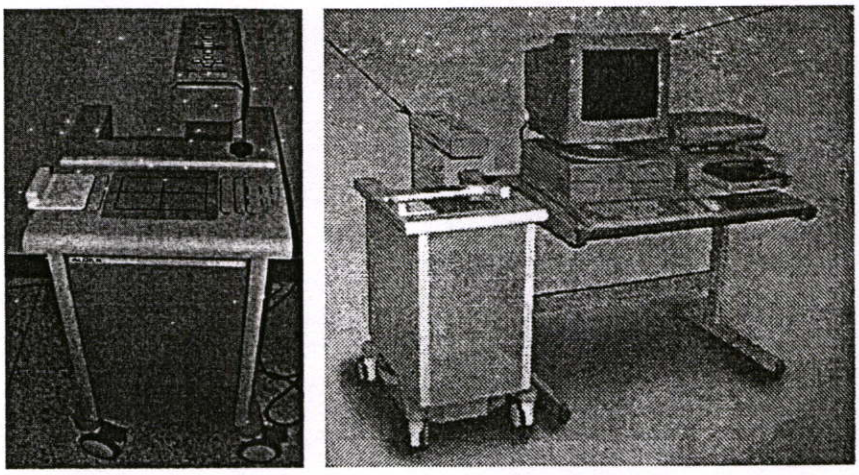


BMD = 0.5548 g/cm^2

BMC = 8.476 g

รูปที่ 7.21 แสดงผลลัพท์ที่ได้จากวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ , ค่าBMD และBMC จากผู้ทดลองที่ 6

ค่า BMD ที่ได้จากการทดลอง เราจะนำมาเปรียบเทียบกับค่า BMD ที่วัดได้จากเครื่องจริง โดยเครื่องที่เราใช้ในการเปรียบเทียบนี้จะมีอยู่ในโรงพยาบาลทั่วไป เราใช้ ALOKA รุ่น DSC- 600EX ใช้วิธีการวัดแบบ DXA ซึ่งเป็นวิธีเหมือนกันกับที่เราใช้ในการทดลอง ดูรูปที่ 7.22



รูปที่ 7.22 แสดงเครื่องวัดความหนาแน่นของกระดูกที่ใช้ในการทดลอง (ALOKA รุ่น DSC-600EX) เพื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัย

ตารางที่ 7.4 แสดงค่า BMD ที่ได้จากการทดลอง กับค่าBMDที่ได้จากเครื่องวัดจริง

คนที่	BMD_{mid}	BMD_{DXA}
1	0.434	0.77
2	0.4077	0.719
3	0.5013	0.797
4	0.428	0.754
5	0.6113	0.889
6	0.5548	0.84

7.6 การหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากเครื่องวัดจริง กับค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากงานวิจัย

เพื่อให้ผลการวิจัยมีความชัดเจนมากยิ่งขึ้นเราจะหาความสัมพันธ์ระหว่างทั้งสองตัวแปรคือ BMD_{mid} กับ BMD_{DEXA} และทำให้สามารถประมาณค่า และทำนาย หรือพยากรณ์ค่าของตัวแปรหนึ่งได้ โดยในงานวิจัยนี้ใช้วิธีวิเคราะห์สหสัมพันธ์ (Correlation) และการถดถอย (Regression)

ในการวิเคราะห์สหสัมพันธ์และการถดถอยมุ่งต้องการหาคำตอบว่าตัวแปรที่นำมาหาความสัมพันธ์กันนั้นมีรูปแบบ และทิศทางความสัมพันธ์กันอย่างไร มีปริมาณความสัมพันธ์กันหรือไม่ มากน้อยเพียงใด และประมาณค่า (Estimate) หรือทำนาย (predict) ตัวแปรตาม (Y) จากตัวแปรอิสระ (X) ได้อย่างไร ซึ่งการคำนวณเราจะใช้สูตรดังสมการที่ 7.1

$$r_{xy} = \frac{SP}{\sqrt{(SSX)(SSY)}} \tag{7.1}$$

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 = จำนวนคู่ของข้อมูลหรือขนาดกลุ่มตัวอย่าง

X = ค่าของตัวแปร X

Y = ค่าของตัวแปร Y

SP = ผลรวมของผลคูณระหว่าง X และ Y

SSX = ผลรวมของผลต่างกำลังสองของตัวแปร X

SSY = ผลรวมของผลต่างกำลังสองของตัวแปร Y

ตารางที่ 7.5 แสดงตารางเตรียมข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์

คนที่	X	Y	X^2	Y^2	XY
	BMD(mid)	BMD(real)			
1	0.434	0.77	0.1883	0.5929	0.3341
2	0.4077	0.719	0.1662	0.5169	0.2931
3	0.5013	0.797	0.2513	0.6352	0.3995
4	0.428	0.754	0.1831	0.5685	0.3227
5	0.6113	0.889	0.3736	0.7903	0.5434
6	0.5548	0.84	0.3078	0.7056	0.4660
รวม	2.9371	4.769	1.4705	3.8095	2.3590

จากสมการที่ (7.1) จะได้

$$SSX = 1.4705 - \frac{2.9371^2}{6} = 0.0327$$

$$SSY = 3.809507 - \frac{4.769^2}{6} = 0.018947$$

$$SP = 2.3590 - \frac{[(2.9371)\times(4.769)]}{6} = 0.0245$$

จะได้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient)

$$r_{xy} = \frac{0.0245}{\sqrt{(0.0327)(0.01894)}} = 0.9843$$

ทดสอบนัยสำคัญของ r_{xy} ว่าตัวแปลทั้งสองมีความสัมพันธ์กันจริงหรือไม่หรือไม่ ด้วยวิธี t-Test

กำหนดนัยสำคัญที่ $\alpha = 0.05$

คำนวณค่า t

$$t = r_{xy}\sqrt{\frac{n-2}{1-r_{xy}^2}} = 11.1878 \qquad (7.2)$$

หาค่าวิกฤต กำหนด $\alpha = 0.05$ df = 6-2 = 4 ทดสอบสองทาง t เท่ากับ 2.1318

สรุป ตัวแปรทั้ง 2 มีความสัมพันธ์กันจริง (t คำนวณ > ค่าวิกฤต)

ตารางที่ 7.6 แสดง ค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ และสัมประสิทธิ์ความแปรผันระหว่างค่า BMD ที่ได้จากการทดลอง กับค่าBMD ที่วัดจากเครื่องจริง

	x	S.D.	r_{xy}	r_{xy}^2
$BMD_{Phalanges}$	0.4895	0.0739	0.9843	0.969
BMD_{DXA}	0.7948	0.0561		

จากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation Coefficient, r_{xy}) ที่คำนวนได้ทำให้เราทราบว่าตัวแปรทั้งสองมีความสัมพันธ์กันในเชิงบวก (เครื่องหมายหน้าค่า r_{xy} เป็นบวก) และมีความสัมพันธ์กันมาก (มีค่าใกล้ 1.0)

เมื่อเราศึกษาความสัมพันธ์ระหว่าง 2 ตัวแปรแล้ว ขั้นต่อไปจึงสร้างสมการถดถอย (Regression equation) เพื่อศึกษาแนวโน้ม และทำนายตัวแปรตามจากตัวแปรอิสระที่ทราบค่าแล้ว ดังสมการที่ 7.3

$$Y = a + bX \tag{7.3}$$

เมื่อ

$$b = \frac{SP}{SSX} = 0.7482$$

$$a = \overline{Y} - b\overline{X} = 0.4285$$

เราจะได้สมการทำนายค่าความหนาแน่นของกระดูกที่ได้จากการทดลองด้วยการแทนค่า a และ b ลงในสมการที่ 7.2 ดังนี้

$$Y = 0.4285 + 0.7482X$$

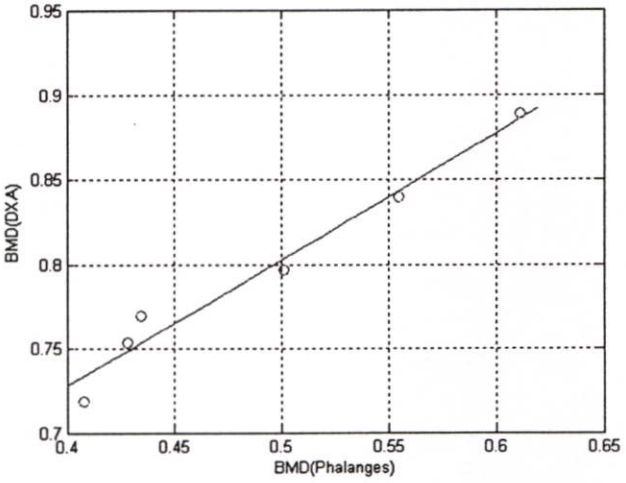
คำนวณค่าความผิดพลาดที่เกิดจากการทำนาย (Standard Error of estimate) โดยใช้สมการที่ 7.3

$$SE_{est} = s_y\sqrt{1 - r_{xy}^2} \tag{7.4}$$

$$= 0.0561\sqrt{1 - 0.969}$$

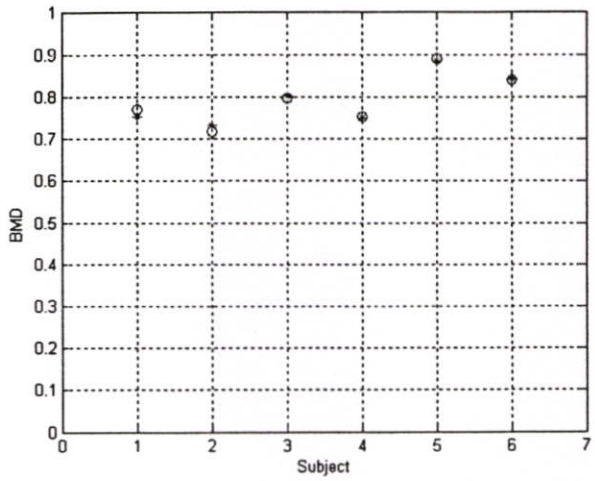
$$= 0.0098$$

Standard Error of estimate = 0.98%



รูปที่ 7.23 Scatterplot แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า BMD ที่ได้จากการทดลองกับค่าBMDที่ได้จากเครื่องวัดจริง

คนที่	BMD_{mid}	BMD_{DXA}
1	0.7532	0.77
2	0.7336	0.719
3	0.8036	0.797
4	0.7488	0.754
5	0.8859	0.889
6	0.8436	0.84



รูปที่ 7.24 แสดงตาราง และกราฟค่า BMD ค่าใหม่ด้วยการแทนค่า a และ b ในสมการทำนาย เปรียบเทียบกับค่า BMD ที่วัดได้จากเครื่องวัดจริง (จุดสีแดง = ค่าจริง, จุดสีน้ำเงิน = ค่าที่ได้จาก สมการทำนาย)

บทที่ 8
บทสรุปและข้อเสนอแนะ

อุบัติการของโรคกระดูกพรุนในประเทศไทยกำลังมีแนวโน้มสูงขึ้น การวินิจฉัยในปัจจุบันคือการตรวจวัดความหนาแน่นของกระดูกด้วยเครื่อง DXAแม้ว่าการวัด BMD จะเป็นวิธีที่ดีสุดในปัจจุบันในการบอกถึง osteoporosis และ osteoporotic fracture แต่มีข้อจำกัดเนื่องจากเครื่องวัดความหนาแน่นของกระดูกยังไม่มีแพร่หลาย เครื่องมือมีราคาแพง เครื่องมือมีขนาดใหญ่ไม่สามารถเคลื่อนย้ายได้สะดวก

วิทยานิพนธ์นี้นำเสนอการการวัดความหนาแน่นของแคลเซียมและกระดูก (bone densitometry) บริเวณกระดูกนิ้วมือ (phalangea) โดยใช้วิธีเอ็กซ์เรย์สองระดับพลังงาน (dual x-ray absorptiometry ,DXA) ระบบที่ใช้ทำการทดลองประกอบด้วยส่วนประกอบหลักๆ 3 ส่วน คือ หลอดเอ็กซ์เรย์ แผ่นรับภาพ (Image intensifier) และตัวตรวจจับเอ็กซ์เรย์ ชนิด ซีมอสอิมเมจเซ็นเซอร์ (CMOS Sensor Camera) จากผลที่ได้จากการทดลองการฉายเอ็กซ์เรย์ซ้ำ ความเป็นเชิงเส้น หรือ วัดความละเอียดของภาพ แสดงให้เห็นแล้วว่าระบบนี้สามารถที่จะใช้งานได้เป็นอย่างดี

สำหรับวิธีการตรวจวัดเราเลือกใช้วิธี DXA เพราะเป็นวิธีที่ดีสุดในปัจจุบัน โดยใช้แหล่งกำเนิดรังสีที่มีสองระดับพลังงาน (60 และ 76 keV) รังสีที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะถูกทำให้เบาบางลงมากกว่ารังสีที่มีระดับพลังงานสูงกว่า เมื่อผ่านตัวกลางทั้งที่เป็นเนื้อเยื่ออ่อนและกระดูก แต่การทำให้เบาบางลงของรังสีที่มีระดับพลังงานต่ำกว่านี้จะปรากฏชัดเมื่อผ่านกระดูกมากกว่าเนื้อเยื่ออ่อน จึงสามารถใช้หลักการนี้ เพื่อคำนวณตัดผลของการทำให้เบาบางลงของเนื้อเยื่ออ่อนออกไป ทำให้วัดความหนาแน่นเฉพาะของกระดูกได้ จากการทดลองเราต้องกำหนดค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ใช้ในการคำนวนในแต่ละผู้ทำการทดลองให้เหมือนกันเพื่อความถูกต้องที่สุดซึ่งผลที่ได้แสดงในบทที่ 7

การประมวลผลภาพโดยวิธีแอคทีฟคอนทัวร์ หรือ snake ที่สามารถเปลี่ยนรูปคอนทัวร์ให้เข้าหาขอบของวัตถุโดยอาศัยแรง 3 แรง คือ 1.แรงภายในของคอนทัวร์เอง ที่คอยควบคุมความหยืดหยุ่นความโค้งงอของคอนทัวร์ 2.แรงของภาพ ทำหน้าที่ดึงคอนทัวร์เข้าหาขอบของวัตถุ 3.แรงขยาย เป็นแรงที่ผลักคอนทัวร์ให้ขยายตัวออกในทิศทางเวกเตอร์ตั้งฉาก โดยค่าน้ำหนักของแรงทั้งสามนี้สามารถปรับได้ เพื่อให้คอนทัวร์เปลี่ยนรูปได้เหมาะสมกับวัตถุที่มีลักษณะแตกต่างกัน

เอกสารอ้างอิง

[1] Gluer CC, Jergas M, Hans D. Peripheral measurement techniques for the assessment of osteoporosis. Semin Nucl Med 1997; 27:229–247

[2] Wasnich RD. Perspective on fracture risk and phalangeal bone mineral density. J Clin Densitometry 1998; 1:259–268.

[3] 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.

[4] J. A. Rowlands, 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.

[5] Kieran Maher. 2001. Production of X-Rays. [Online]. Available : http://www.life.rmit.edu.au/mrs/subject/mr100/prodxray.html

[6] Jim Lochner. 2005. X-ray Detectors. [Online]. Available : http://imagine.gsfc.nasa.gov/docs/science/how_l2/xray_detectors.html

[7] 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.

[8] 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.

[9] http://www.micron.com/imaging.

[10] M. Kass, A. Witkin and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," Proceedings of First International Conference on Computer Vision, pp. 321- 331, 1987.

[11] C. Xu and J.L. Prince, "Snakes, shapes, and gradient vector flow," IEEE Trans. Image Processing vol. 7, pp. 359-369, 1998

[12] C. Xu and J.L. Prince, "Generalized gradient vector flow external force for active contours," Signal Processing, vol. 71, pp. 131-139, 1998.

[13] ปรีดา เติมจิตรอารีย์ และ K. Nagaiwa. เอ็กซเรย์เทคโนโลยี่. พิมพ์ครั้งที่4. กรุงเทพมหานคร :โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย. 2533.

[14] G.F. Knoll. Radiation Detection and Measurement. USA: John Wiley & Sons,Inc, 1999.

[15] A.H. Kitai, Solid State Luminescence, Champman & Hall, 1993.

[16] A. C. Kak and M. Slaney, Principles of Computerized Tomographic Imaging. NewYork: IEEE Press, 1988.

[17] นายจารึก ปลอภัย. 2548. "การแยกโครโมโวมด้วยวิธีการแอคทีฟคอนทัวร์". วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้า คุณทหารลาดกระบัง.

[18] นายวิทวัส วิทยชำนาญกุล. 2546. "การหาโครงร่างของวัตถุโดยใช้หลักการโทโมกราฟฟีกับภาพถ่าย". วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.

ภาคผนวก

แสดงรายละเอียดผลการวัดค่าความหนาแน่นของกระดูก
ที่วัดได้จากเครื่องวัดจริง(ALOKA รุ่นDSC- 600EX)

champ

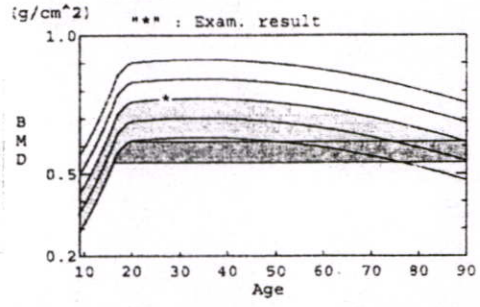
Profile scan analysis [Diagnosis results]

ID. number : 006 Hospital name: HRH PRINCESS MAHA CHAKRI SIRINDHORN
Patient name :
Sex : male Forearm : 28.0(cm) (L) Height: 170.0(cm) Weight: 60.0(kg)
Age : 27 Date of birth : Exam. date: 2007/07/06 (fri) 14:20
Comment : Protocol number: 0

Bone mineral density : 0.770(g/cm^2) [1/3 distal radius]
Relative value to the average of same age : 100 %
Relative value to the YAM(young adult mean) : 100 %

(Z= -0.00SD, T= -0.03SD)

Your bone mineral density could be examined equal to the average density of the persons of the same age. You should make sure you eat properly and get the right amount of exercise. Please get regular checkups.



Profile scan analysis [Diagnosis results]

ID. number : 005 Hospital name: HRH PRINCESS MAHA CHAKRI SIRINDHORN
Patient name :
Sex : male Forearm : 28.0(cm) (L) Height: 178.0(cm) Weight: 84.0(kg)
Age : 25 Date of birth : Exam. date: 2007/07/06 (fri) 14:15
Comment : Protocol number: 0

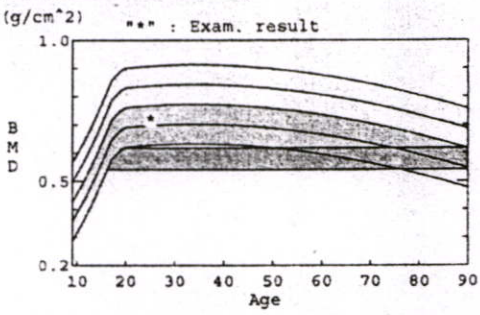
Measurement results

Bone mineral density : 0.719(g/cm^2) [1/3 distal radius]
Relative value to the average of same age : 94 %
Relative value to the YAM(young adult mean) : 93 %

(Z= -0.70SD, T= -0.76SD)

Diagnosis details

Your bone mineral density could be examined equal to the average density of the persons of the same age. You should make sure you eat properly and get the right amount of exercise. Please get regular checkups.



๗๐๐

Profile scan analysis [Diagnosis results]

ID. number : 003 Hospital name: HRH PRINCESS MAHA CHAKRI SIRINDHORN
Patient name :
Sex : male Forearm : 28.0(cm) (L) Height: 167.0(cm) Weight: 63.0(kg)
Age : 29 Date of birth : Exam. date: 2007/07/06 (fri) 14:08
Comment : Protocol number: 0

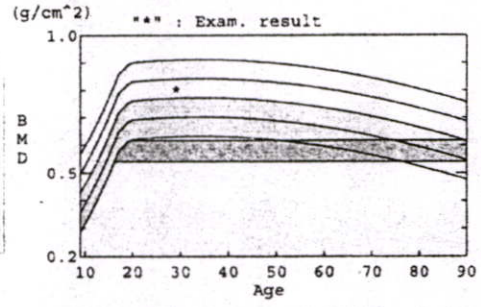
Measurement results

Bone mineral density : 0.797(g/cm^2) [1/3 distal radius]
Relative value to the average of same age : 103 %
Relative value to the YAM(young adult mean) : 103 %

(Z= 0.37SD, T= 0.36SD)

Diagnosis details

Your bone mineral density could be examined equal to the average density of the persons of the same age. You should make sure you eat properly and get the right amount of exercise. Please get regular checkups.



NOI

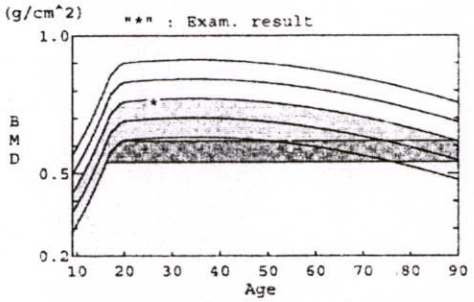
Profile scan analysis [Diagnosis results]

ID. number : 002 Hospital name: HRH PRINCESS MAHA CHAKRI SIRINDHORN
Patient name :
Sex : male Forearm : 28.0(cm) (L) Height: 180.0(cm) Weight: 65.0(kg)
Age : 26 Date of birth : Exam. date: 2007/07/06 (fri) 14:02
Comment : Protocol number: 0

Bone mineral density : 0.754(g/cm^2) [1/3 distal radius]
Relative value to the average of same age : 98 %
Relative value to the YAM(young adult mean) : 98 %

(Z= -0.22SD, T= -0.26SD)

Your bone mineral density could be examined equal to the average density of the persons of the same age. You should make sure you eat properly and get the right amount of exercise. Please get regular checkups.



Profile scan analysis [Diagnosis results]

ID. number : 004 Hospital name: HRH PRINCESS MAHA CHAKRI SIRINDHORN
Patient name :
Sex : male Forearm : 28.0(cm) (L) Height: 178.0(cm) Weight: 79.0(kg)
Age : 27 Date of birth : Exam. date: 2007/07/06 (fri) 14:12
Comment : Protocol number: 0

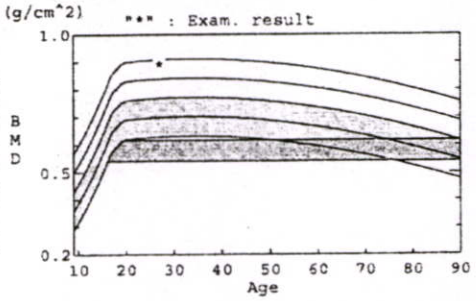
Measurement results

Bone mineral density : 0.889(g/cm^2) [1/3 distal radius]
Relative value to the average of same age : 115 %
Relative value to the YAM(young adult mean) : 115 %

(Z= 1.70SD, T= 1.67SD)

Diagnosis details

Your bone mineral density could be examined equal to the average density of the persons of the same age. You should make sure you eat properly and get the right amount of exercise. Please get regular checkups.



P

Profile scan analysis [Diagnosis results]

ID. number : 001 Hospital name: HRH PRINCESS MAHA CHAKRI SIRINDHORN
Patient name :
Sex : male Forearm : 28.0(cm) (L) Height: 170.0(cm) Weight: 64.3(kg)
Age : 29 Date of birth : Exam. date: 2007/07/06 (fri) 13:57
Comment : Protocol number: 0

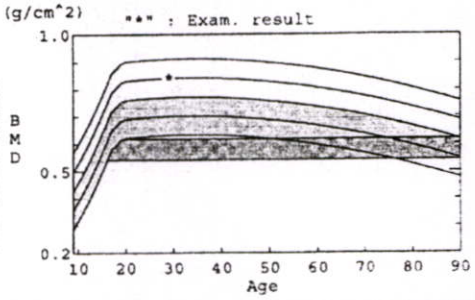
Measurement results

Bone mineral density : 0.840(g/cm^2) [1/3 distal radius]
Relative value to the average of same age : 109 %
Relative value to the YAM(young adult mean) : 109 %

(Z= 0.98SD, T= 0.97SD)

Diagnosis results

Your bone mineral density could be examined equal to the average density of the persons of the same age. You should make sure you eat properly and get the right amount of exercise. Please get regular checkups.



ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายยุทธนา ปีติธีรภาพ
วัน เดือน ปีเกิด	3 กันยายน 2520
ที่อยู่	88 หมู่ 12 ต.บ้านนา อ.แกลง จ.ระยอง 21110
	e-mail : yutpiti@hotmail.com
ประวัติการศึกษา	2545 วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต สาขาเทคโนโลยีโทรคมนาคม
	สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง
	2542 ประกาศนียบัตรวิชาชีพชั้นสูง สาขาไฟฟ้ากำลัง
	วิทยาลัยเทคนิคระยอง