การสร้างภาพ 3 มิติ จากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

3 DIMENTIONAL IMAGE RECONSTRUCTION FROM RADIOGRAPHS

ชนาธิป นิลแก้ว

CHANATIP NINKAEW

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2545

ISBN 974-324-117-5

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

การสร้างภาพ 3 มิติ จากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

3 DIMENTIONAL IMAGE RECONSTRUCTION FROM RADIOGRAPHS

ชนาธิป นิลแก้ว

CHANATIP NINKAEW

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2545

ISBN 974-324-117-5

เลขหมู่ ....

เลขทะเบียน 44980

วัน, เดือน, ปี 16 ม.ค. 2546

3 DIMENTIONAL IMAGE RECONSTRUCTION FROM RADIOGRAPHS

CHANATIP NINKAEW

A THESIS SUBMITTED IN PARTIAL FULFILLMENT
OF THE REQUIREMENT FOR THE DEGREE OF
MASTER OF ENGINEERING IN ELECTRONICS ENGINEERING
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG
2002

ISBN 974-324-117-5

COPYRIGHT 2002
SCHOOL OF GRADUATE STUDIES
KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การสร้างภาพ 3 มิติ จากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์
นักศึกษา	นางสาวชนาธิป นิลแก้ว
รหัสประจำตัว	43061326
ปริญญา	วิศวกรรมศาตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	วิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์
พ.ศ.	2545
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	ดร. กิติพล ชิตสกุล
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์ร่วม	ดร. ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

บทคัดย่อ

เนื้อหาของวิทยานิพนธ์เล่มนี้ นำเสนอวิธีใหม่ในการสร้างภาพสามมิติจากภาพตัดขวางที่สร้างจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของวัตถุที่มุมต่าง ๆ กัน ชุดภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์จะถูกดิจิไตซ์ และนำแต่ละเส้นสแกนของภาพมาสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีแบคโปรเจคชัน(Backprojection), วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน (Filter Backprojection) และวิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้การแปลงฟูเรียร์ (Fourier Reconstruction Method) ในการสร้างภาพสามมิติ ใช้การสร้างภาพเชิงพื้นผิวด้วยวิธีมาร์ชชิงคิวบ์ (Marching cube) กับข้อมูลที่เป็นเมตริกซ์เชิงปริมาตร (Volumetric data) ซึ่งได้มาจากการนำเอาภาพตัดขวางสองมิติมาเรียงต่อกัน วิธีที่นำเสนอในวิทยานิพนธ์นี้ได้นำไปทดสอบกับกระดูกช่วงขาของสุนัข และค่าใช้จ่ายที่ใช้ในวิทยานิพนธ์จะน้อยกว่าค่าใช้จ่ายในการถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

Thesis Title	3 Dimentional Image Reconstruction from Radiographs
Student	Miss Chanatip Ninkaew
Student ID	43061326
Degree	Master of Engineering
Programme	Electronics Engineering
Year	2002
Thesis Advisor	Dr. Kittipol Chitsakul
Thesis Co-Adviser	Dr. Chuchart Pintavirooj

ABSTRACT

In this thesis, we have adopted a novel method for 3D visualization from 2D slices of medical images. Our tomographic image was constructed from a series of x-ray radiographs taken at a number of angles around the object. A digitized scanned line on each radiograph is served as a projection data which can be used to reconstruct a tomographic image. Backprojection, Filter back-projection algorithm and Fourier Reconstruction Method are the methods of reconstruction for their ease of use and efficiency. Surface rendering is considered for 3D visualization of volumetric data which is generated from a stack of 2D reconstructed images. Our proposed method is tested to perform 3D visualization of a bony structure of a canine. The result is very promising.

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ลุล่วงได้อย่างดี ด้วยความช่วยเหลือและการสนับสนุนจากบุคคลหลายๆ ท่าน ซึ่งผู้เขียนขอขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอขอบพระคุณ พ่อแม่ ที่คอยอบรมเลี้ยงดู และให้กำลังใจตลอกมา พี่ชาย ที่คอยให้คำแนะนำ และคำปรึกษา และติดต่อภาควิชารังสีวิทยา มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ให้ และน้องสาวที่ช่วยพิมพ์งานและตรวจสอบความถูกต้องให้

ขอขอบพระคุณ ดร.กิติพล ชิตสกุล ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษา, ดร. ชูชาติ ปีณฑวิรุจน์ ซึ่งเป็นอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม, รศ.ดร. มนัส สังวรศิลป์ ซึ่งได้ให้คำแนะนำและด้วยดีตลอกมา

ขอขอบคุณ ศาสตราจารย์ คาซูฮิกิ ฮามาโมโต้ จากมหาวิทยาลัยโตไก ประเทศญี่ปุ่น ผู้เชี่ยวชาญพิเศษประจำห้องวิจัยสัญญาณและภาพทางการแพทย์ สำนักวิจัยการสื่อสารและเทคโนโลยีสารสนเทศ เอื้อเฟื้อข้อมูลภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของกระดูกช่วงขาของสุนัข และกีบเท้าแกะ

ขอขอบพระคุณ อาจารย์คมกริช ฐานิศสโร และ คุณเริงฤทธิ์ พิพัฒนกุล ภาควิชารังสีวิทยา มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ซึ่งได้ให้ความช่วยเหลือในเรื่องการถ่ายเอ็กซ์เรย์และเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ของแฟนทอม

ขอขอบพระคุณ พันตรี กิตติ ลาภอนันต์ กองรังสีกรรม โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า เอื้อเฟื้อเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์ ในการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ขาหมู

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ราเมศวร์ วัชรสินธุ์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทย์ศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี เอื้อเฟื้อสแกนเนอร์ในการสแกนฟิล์มภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

ขอขอบพระคุณ คุณฐานิศ ชินวิสุทธิ์ ที่คอยให้กำลังใจ คำปรึกษา และคอยช่วยเหลือในทุกๆ เรื่องที่ผู้วิจัยต้องการความช่วยเหลือ

ขอขอบพระคุณ เพื่อนๆ และน้องๆนักศึกษาในห้องวิจัยทุกคนที่ช่วยเหลือให้คำแนะนำต่างๆ จนสำเร็จสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

สุดท้ายขอขอบคุณบัณฑิตวิทยาลัย ที่ได้ให้ทุนสนับสนุนการทำวิทยานิพนธ์

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบแด่ผู้มีพระคุณทุกท่าน

ชนาธิป นิลแก้ว

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย I

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ II

กิตติกรรมประกาศ III

สารบัญ IV

สารบัญตาราง VII

สารบัญรูป VIII

บทที่ 1 บทนำ 1

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา 1

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย 3

1.3 สมมติฐานของการศึกษาและแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย 3

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย 4

บทที่ 2 ภาพตัดขวางและคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับภาพตัดขวาง 5

2.1 บทนำ 5

2.2 วิธีการสร้างภาพตัดขวาง 5

2.2.1 ภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ 6

2.2.2 ภาพตัดขวางจากอัลตราซาวนด์ 12

2.2.3 ภาพตัดขวางจากโพซิตรอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี 14

2.2.4 ภาพตัดขวางจากทรานแอกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี 14

2.3 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 15

2.3.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์ 15

2.3.2 การเกิดรังสีเอ็กซ์ 16

2.3.3 ลักษณะและคุณสมบัติของรังสีเอ็กซ์ 18

2.3.4 ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ 19

2.3.5 หน่วยที่ใช้วัดรังสีเอ็กซ์ 21

2.3.6 ผลและอันตรายของรังสีเอ็กซ์ต่อร่างกาย 22

2.3.7 การป้องกันอันตรายจากรังสีเอ็กซ์ 27

2.3.8 ประโยชน์ของเอ็กซ์เรย์ทางการแพทย์ 28

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

2.4 คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง 33

2.4.1 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 33

2.4.2 การอินทิเกรตในแนวเส้น และการโปรเจคชัน (Projections) 36

2.4.3 การแปลงเรดอน (Radon Transform) 37

2.4.4 ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ (The Fourier Slice Theorem) 38

บทที่ 3 อัลกอริธึมของการสร้างภาพตัดขวาง 42

3.1 บทนำ 42

3.2 วิธีแบคโปรเจคชัน 42

3.3 วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 45

3.3.1 วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 45

3.3.2 วิธีคอนโวลูชันแบคโปรเจคชัน 49

3.4 วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้การแปลงฟูเรียร์ 52

บทที่ 4 การแสดงภาพใน 3 มิติ 54

4.1 บทนำ 54

4.2 การสร้างเมตริกซ์เชิงปริมาตร 54

4.3 การหาขอบของวัตถุ 55

4.3.1 ฮีสโทแกรม 55

4.3.2 การแยกภาพวัตถุและพื้นหลังด้วยค่าเทรชโฮล 55

4.4 การสร้างภาพเชิงพื้นผิวโดยวิธีมาร์ชชิงคิวบ์ 55

บทที่ 5 การรีจิสเตรชันรูปภาพ 59

5.1 บทนำ 59

5.2 เรขาคณิตของรูปภาพ 59

5.2.1 การแปลงเมตริกซ์ 59

5.2.2 ระบบพิกัดโฮโมจีเนียส 63

5.2.3 การรวมเมตริกซ์ 66

สารบัญ (ต่อ)

หน้า

5.3 การแปลงเรขาคณิต 67

5.3.1 การแปลงพิกัดพิกเซล 67

5.3.2 การอินเทอร์โพเลทค่าความสว่าง 70

5.4 การรีจีสเตรชัน..72

บทที่ 6 ผลการทดลอง 74

6.1 บทนำ 74

6.2 วิธีการทดลอง..74

6.3 ผลการทดลองของแฟนทอม 74

6.4 ผลการทดลองของขาสุนัข 84

6.5 ผลการทดลองของกีบเท้าแกะ 88

6.6 ผลการทดลองของขาหมู 92

6.7 ผลการทดลองของแฟนทอมจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ 99

6.7.1 ผลการทดลองของภาพตัดขวางและภาพ 3 มิติ 99

6.7.2 เปรียบเทียบภาพตัดขวางของแฟนทอม 100

บทที่ 7 สรุปผลการวิจัย 102

7.1 สรุปผลการวิจัย 102

7.1.1 เปรียบเทียบภาพตัดขวางที่ได้จากงานวิจัย 102

7.1.2 เปรียบเทียบระหว่างเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์กับวิธีในงานวิจัย 107

เอกสารอ้างอิง 110

ภาคผนวก ก 111

ภาคผนวก ข 115

ประวัติผู้เขียน 116

สารบัญตาราง

ตารางที่

หน้า

1.1 การกระจายของเครื่องมือแพทย์ราคาแพงในประเทศไทย พ.ศ. 2542 แยกตามสถานพยาบาล...2

1.2 เครื่องมือแพทย์ราคาแพงในประเทศไทยตามภาคภูมิศาสตร์ พ.ศ. 2542 3

1.3 จำนวนเครื่องมือแพทย์ต่อล้านประชากร 3

2.1 ความต้านทาน (Resistance) ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี 23

2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น 26

2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ 27

2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย 27

7.1 เวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ 103

7.2 ค่าความผิดพลาดของวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์...106

7.3 เปรียบเทียบปริมาณรังสีจากเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์และเครื่องเอ็กซ์เรย์ 107

7.4 เปรียบเทียบค่าใช้จ่ายการถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และถ่ายเอ็กซ์เรย์ 107

7.5 ค่าความผิดพลาดของวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ 109

สารบัญรูป

รูปที่ หน้า

1.1 จำนวนยอดรวมสะสมของเครื่องมือแพทย์ราคาแพงของประเทศไทยตามปีที่ติดตั้งจนถึงปี พ.ศ. 2542 2

2.1 หลักการสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีการส่งผ่าน การแผ่ และการสะท้อน........ 5

2.2 (ก) ห้องควบคุมเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ 7

(ข) เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์แบบถ่ายได้ตลอดทั้งตัว 7

2.3 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่หนึ่ง 8

2.4 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สอง 9

2.5 ตัวอย่างการทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สอง 9

2.6 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สาม 10

2.7 ตัวอย่างการเกิดอาทิเฟ็คท์วงแหวนในสแกนเนอร์รุ่นที่สาม เมื่อหัววัดตัวหนึ่งชำรุด 10

2.8 ลักษณะสำคัญของสแกนเนอร์รุ่นที่สี่ 11

2.9 ลักษณะสำคัญของสแกนเนอร์รุ่นที่ห้า........ 12

2.10 เครื่องตรวจอวัยวะภายในโดยใช้คลื่นความถี่สูง........ 14

2.11 เครื่องทรานแอกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี 14

2.12 ฟิล์มเอ็กซ์เรย์มือแบบที่เรินต์เกนค้นพบโดยบังเอิญ 16

2.13 เครื่องทำฟลูออโรสโคปีชนิดที่ใช้เครื่องปรับความเข้มของแสงและโทรทัศน์วงจรปิด 29

2.14 โทโมกราฟฟีแบบต่างๆ 30

2.15 เครื่องโทโมกราฟฟีแบบตัดขวางลำตัว 30

2.16 เครื่องทำโทโมกราฟฟี 31

2.17 ลำรังสีเอ็กซ์ที่ฉายไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด 31

2.18 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า 34

2.19 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่าและมีการฉายรังสีหลายทิศทาง 36

2.20 แสดงภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์ 36

2.21 โปรเจคชันของวัตถุ $f(x, y)$ ที่มุม θ 37

2.22 เรขาคณิตของการแปลงเรดอน 38

2.23 ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์มีความสัมพันธ์กับการแปลงฟูเรียร์ของโปรเจคชันของวัตถุ ตลอดแนวรัศมี [10] 40

3.1 โปรเจคชันของฟังก์ชัน 2 มิติ 42

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

3.2 (a) ฟิลเตอร์ Ram-Lak 47

(b) ฟิลเตอร์ Ram-Lak แบบสี่เหลี่ยม 47

(c) ฟิลเตอร์ Ram-Lak แบบ สามเหลี่ยม 47

3.3 ฟิลเตอร์ Hann เปรียบเทียบกับ ฟิลเตอร์ Ram-Lak 49

3.4 ฟังก์ชันคอนโวลูชันที่ไม่สามารถลดผลของ $\frac{1}{r}$ 50

3.5 ความถี่คัทออฟของฟังก์ชันฟิลเตอร์ 51

3.6 (a) ราสเตอร์เชิงขั้ว (b) ราสเตอร์เชิงขั้วมุมฉาก 52

3.7 การประมาณค่าจุด Q 53

4.1 การเรียงข้อมูลในเมตริกซ์เชิงปริมาตรอ้างอิงแกนในระบบ 3 มิติ 54

4.2 (ก) ตำแหน่งต่างๆ ของจุดข้อมูลวงกลม ใน2 มิติ 57

(ข) เส้นขอบของวงกลมที่ได้จากการเทียบจุดข้อมูลกับตารางรูปแบบของมาร์ชชิงคิวบ์ 57

(ค) เส้นขอบของวงกลมที่ได้จากการประมาณเส้นขอบของวงกลม 57

4.3 (ก) การตรวจสอบจุดยอดของลูกบาศย่อยทั้ง 8 จุดเพื่อกำหนดรูปแบบการสร้างพื้นผิวสามเหลี่ยมของแต่ละลูกบาศก์ย่อย 57

(ข) จุดยอดของสามเหลี่ยมพื้นผิวทั้ง 12 จุดเพื่อสร้างพื้นผิวสามเหลี่ยมแทนจุดข้อมูลของจุดยอดของลูกบาศก์ย่อย 57

4.4 รูปแบบการจัดเรียงสามเหลี่ยมที่เป็นไปได้ในลูกบาศก์สมมติ 57

4.5 การเรียงลำดับมุมและขอบของลูกบาศก์สมมติ 58

5.1 การหมุนของเวกเตอร์ตำแหน่ง P 60

4.2 การหมุนของสามเหลี่ยม ABC 62

5.3 การแปลงเรขาคณิตในระนาบ 67

5.4 ตัวอย่างการเคลื่อนย้าย เส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์ 68

5.5 ตัวอย่างการหมุนเส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์ 68

5.6 ตัวอย่างการสเกล เส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์ 69

5.7 ตัวอย่างการเชียร์ เส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์ 69

5.8 ตัวอย่างการแปลงแบบแอฟไฟน์ เส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์ 70

5.9 การอินเทอร์โพเลทแบบใช้จุดที่อยู่ใกล้ที่สุด 71

5.10 การอินเทอร์โพเลทแบบเชิงเส้น 71

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

6.1 ลูกเหล็กที่นำมาใช้ในการถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอม 75

6.2 กระป๋องพลาสติกสำหรับบรรจุลูกเหล็ก 75

6.3 ชุดของสเต็ปปิ้งมอเตอร์ที่ใช้สำหรับหมุนกระป๋องที่บรรจุลูกเหล็กอยู่ภายใน 76

6.4 การหมุนของสเต็ปปิ้งมอเตอร์และกระป๋องที่บรรจุลูกเหล็กอยู่ภายใน จำนวน 12 ครั้ง ครั้ง ละ15 องศา 76

6.5 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์แฟนทอมจำนวน 12 ภาพ 77

6.6 (ก) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมที่มุม 0 องศา ขนาด 690 x 911 พิกเซล 78

(ข) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมที่มุม 15 องศา ขนาด 690 x 911 พิกเซล 78

(ค) เปรียบเทียบภาพเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมก่อนรีจิสเตรชัน 78

6.7 (ก) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมหลังรีจิสเตรชันที่มุม 0 องศา ขนาด 690 X 911 พิกเซล ..79

(ข) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมหลังรีจิสเตรชันที่มุม 15 องศา ขนาด690 X 911พิกเซล .79

(ค) เปรียบเทียบภาพเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมทั้งสองภาพหลังรีจิสเตรชัน 79

6.8 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมทั้ง 12 มุม แต่ละภาพมีขนาด 256 X 256 พิกเซล 80

6.9 ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันที่ตำแหน่ง 100 ของแฟนทอม 80

6.10 ตัวอย่างภาพตัดขวางแฟนทอมที่ตำแหน่ง 50 และ 160 จากวิธีแบคโปรเจคชัน 81

6.11 ตัวอย่างภาพตัดขวางแฟนทอมที่ตำแหน่ง 50 และ 160 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 81

6.12 ตัวอย่างภาพตัดขวางแฟนทอมที่ตำแหน่ง 50 และ 160 จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ 82

6.13 ภาพ 3 มิติของแฟนทอมที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีแบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 82

6.14 ภาพ 3 มิติของแฟนทอมที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจ่คชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 83

6.15 ภาพ 3 มิติของแฟนทอมที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 83

6.16 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ขาสุนัขจำนวน 12 ภาพ แต่ละภาพมีขนาด 480 X 256 84

6.17 ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันที่ตำแหน่ง 100 ของขาสุนัข 84

6.18 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีแบคโปรเจคชัน 85

6.19 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 85

6.20 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ 86

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

6.21 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีแบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 86

6.22 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 87

6.23 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 87

6.24 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ขาแกะจำนวน 12 ภาพ แต่ละภาพมีขนาด 380 x 256 88

6.25 ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันที่ตำแหน่ง 100 ของกีบเท้าแกะ 88

6.26 ตัวอย่างภาพตัดขวางกีบเท้าแกะที่ตำแหน่ง 44 และ 275 จากวิธีแบคโปรเจคชัน 89

6.27 ตัวอย่างภาพตัดขวางกีบเท้าแกะที่ตำแหน่ง 44 และ 275 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 89

6.28 ตัวอย่างภาพตัดขวางกีบเท้าแกะที่ตำแหน่ง 44 และ 275 จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ 90

6.29 ภาพ 3 มิติของกีบเท้าแกะที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีแบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับ ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 90

6.30 ภาพ 3 มิติของกีบเท้าแกะที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 91

6.31 ภาพ 3 มิติของกีบเท้าแกะที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 91

6.32 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมู แต่ละภาพมีขนาด 946 X 1154 92

6.33 (ก) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูที่มุม 0 องศา ขนาด 437 x 577 พิกเซล 93

(ข) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูที่มุม 9 องศา ขนาด 437 x 577 พิกเซล 93

(ค) เปรียบเทียบภาพเอ็กซ์เรย์ของขาหมูก่อนรีจีสเตรชัน 93

6.34 (ก) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูที่มุม 0 องศา ขนาด 437 x 577 พิกเซล 94

(ข) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูที่มุม 9 องศา ขนาด 437 x 577 พิกเซล 94

(ค) เปรียบเทียบภาพเอ็กซ์เรย์ของขาหมูหลังรีจีสเตรชัน 94

6.35 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูทั้ง 20 มุม แต่ละภาพมีขนาด 501 X 256 พิกเซล 95

6.36 ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันที่ตำแหน่ง 100 ของขาหมู 95

6.37 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาหมูที่ตำแหน่ง 100 และ 333 จากวิธีแบคโปรเจคชัน 96

6.38 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาหมูที่ตำแหน่ง 100 และ 333 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 96

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

6.39 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาหมูที่ตำแหน่ง 100 และ 333 จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ 97

6.40 ภาพ 3 มิติของขาหมูที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีแบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 97

6.41 ภาพ 3 มิติของขาหมูที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 98

6.42 ภาพ 3 มิติของขาหมูที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ 98

6.43 ภาพตัดขวางของแฟนทอมที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์จำนวน 26 ภาพ แต่ละ ภาพมีขนาด 320 X 320 99

6.44 ภาพ 3 มิติของแฟนทอมที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ 100

6.45 (ก) ภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ 100

(ข) ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจคชัน 100

6.46 (ก) ภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ 101

(ข) ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 101

7.1 แฟนทอมของ Shepp และ Logan 103

7.2 ภาพตัดขวางของแฟนทอมของ Shepp และ Logan จากวิธีแบคโปรเจคชัน 103

7.3 ภาพตัดขวางของแฟนทอมของ Shepp และ Logan จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 104

7.4 ภาพตัดขวางของแฟนทอมของ Shepp และ Logan จากวิธีการแปลงฟูเรียร์ 104

7.5 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของแฟนทอม และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน 105

7.6 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของแฟนทอม และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 105

7.7 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของแฟนทอม และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีการแปลงฟูเรียร์ 106

7.8 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน 108

7.9 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน 108

สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่ หน้า

7.10 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีการแปลงฟูเรียร์ 109

บทที่ 1
บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

ในปัจจุบันภาพสามมิติที่ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์สร้างมาจากภาพตัดขวาง และภาพตัดขวางจะได้มาจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ (CT scanner) และ เครื่องตรวจอวัยวะภายในด้วยสนามแม่เหล็กไฟฟ้าหรือเครื่องเอ็มอาร์ไอ (MRI) ซึ่งเป็นเครื่องมือแพทย์ที่ต้องมีการลงทุนสูงมากในการให้บริการวินิจฉัยโรคและรักษาพยาบาล และมีราคาสูงรองจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ ซึ่งต้นทุนการลงทุนของเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ เฉพาะราคาไม่รวมค่าติดตั้ง ค่าฝึกอบรม มีราคา 13.3 ล้านบาท (ราคาสูงสุด 35 ล้านบาท) [1] เมื่อเปรียบเทียบกับราคาของเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์ซึ่งมีราคาประมาณ 200,000 บาท

สำหรับจำนวนเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์และเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ในประเทศไทยก็มีจำนวนต่างกันมาก กล่าวคือ จำนวนเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์ในประเทศไทยมีมากกว่า 5,000 เครื่องทั่วประเทศ ส่วนเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์มี 272 เครื่อง (จากการสำมะโนเครื่องมือแพทย์ในประเทศไทย ณ ตุลาคม 2542) ดังแสดงในตารางที่ 1.1 ซึ่งเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์จะเพิ่มขึ้นอย่างช้าๆจากในปี พ.ศ. 2519 เป็น 38 เครื่อง ในปี พ.ศ. 2533 หลังจากนั้นจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วมากในช่วงเศรษฐกิจฟองสบู่เป็น 259 เครื่องใน พ.ศ. 2540 โดยเพิ่มเกือบ 7 เท่า ภายในระยะเวลา 7 ปี หลังจากประเทศประสบภาวะวิกฤติเศรษฐกิจในกลางปี 2540 อัตราการเพิ่มของเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ชะลอลงอย่างชัดเจน โดยเพิ่มขึ้นเป็น 272 เครื่องใน พ.ศ. 2542 ดังแสดงในรูปที่ 1.1 [1]

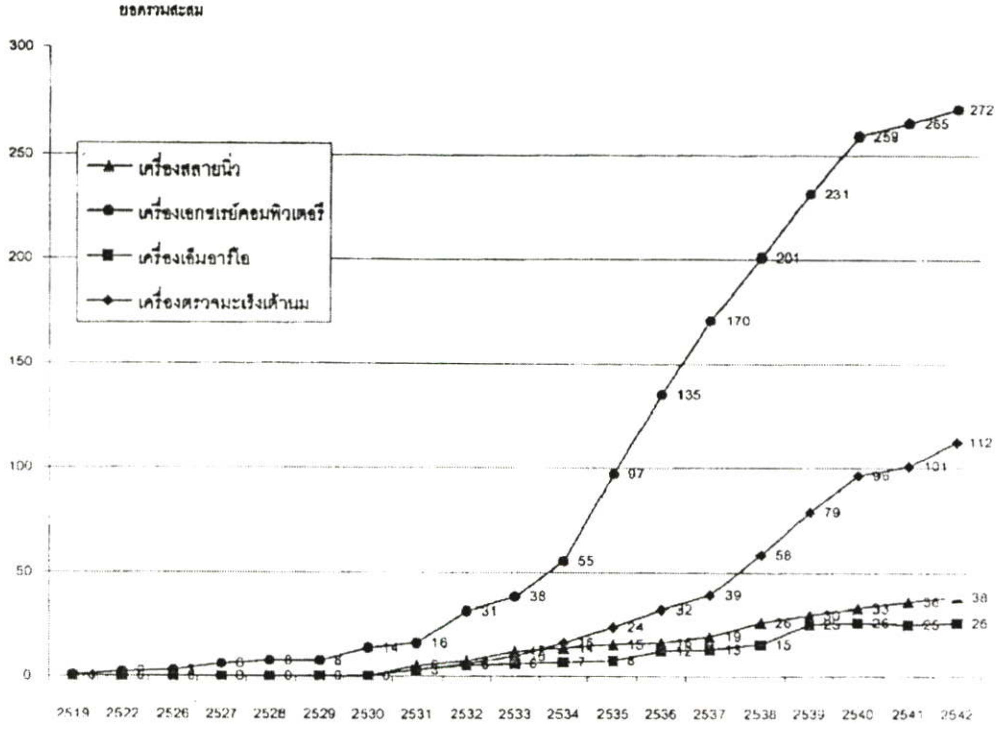
ส่วนการกระจายของเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ตามภาคภูมิศาสตร์ แสดงดังตารางที่ 1.2 จากตารางจะเห็นว่า จำนวนเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์มากกว่าร้อยละ 50 ติดตั้งอยู่ในกรุงเทพฯและในภาคกลาง และดัชนีความแตกต่างเมื่อวัดโดยจำนวนเครื่องต่อล้านประชากรของเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ดังแสดงในตารางที่ 1.3 [1] ซึ่ง ESWL คือ เครื่องสลายนิ่ว CT คือ เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ MRI คือ เครื่องเอ็มอาร์ ไอ และ Mammo คือ เครื่องตรวจมะเร็งเต้านม

เมื่อเปรียบเทียบราคาบริการของเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์กับเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์จะได้ว่าค่าบริการเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ต่อครั้งสูงมาก ทั้งในภาครัฐและภาคเอกชนมีราคาไม่แตกต่างกันมากนัก ขึ้นอยู่กับอวัยวะที่ตรวจ โดยการตรวจบริเวณสมอง ราคาต่ำสุด 4,000 บาทต่อครั้ง, การตรวจในช่องท้องทั้งส่วนบนและส่วนล่าง ราคาสูงที่สุด 8,000-10,000 บาทต่อครั้ง และการตรวจที่อวัยวะต่างๆได้แก่ ตับ ปอด เชิงกราน ราคาประมาณ 5,000-6,000 บาท [1] ส่วนราคาบริการการเอ็กซ์เรย์กระดูก ปอด หัวใจ กระเพาะ รูปละ 20-50 บาท ถ้าจะเอาฟิล์มด้วยราคาก็จะเพิ่มขึ้นอีกเท่าตัว คือ ประมาณ 40-100 บาท [2]

ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงได้ทำการศึกษาการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์ และนำภาพตัดขวางที่ได้ไปสร้างเป็นภาพสามมิติ

ตารางที่ 1.1 การกระจายของเครื่องมือแพทย์ราคาแพงในประเทศไทย พ.ศ. 2542 แยกตามสถานพยาบาล

	จำนวนทั้งหมด	ภาครัฐ		ภาคเอกชน	
		จำนวน	%	จำนวน	%
เครื่องสลายนิ่ว	38	23	61	15	39
เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์	272	61	23	210	77
เครื่องเอ็มอาร์ไอ	26	10	38	16	62
เครื่องตรวจมะเร็งเต้านม	112	40	36	72	64



รูปที่ 1.1 จำนวนยอดรวมสะสมของเครื่องมือแพทย์ราคาแพงของประเทศไทยตามปีที่ติดตั้งจนถึงปี พ.ศ. 2542

ตารางที่ 1.2 เครื่องมือแพทย์ราคาแพงในประเทศไทยตามภาคภูมิศาสตร์ พ.ศ. 2542

	เครื่องสลายนิ่ว	เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์	เครื่องเอ็มอาร์ไอ	เครื่องตรวจมะเร็งเต้านม
กรุงเทพมหานคร	17 (45 %)	89 (33%)	18 (69%)	61 (54%)
ภูมิภาค	21 (55%)	183 (67%)	8 (31%)	51 (46%)
- ภาคกลาง	5	74	2	21
- ภาคเหนือ	5	41	2	7
- ภาคตะวันออกเฉียงเหนือ	9	46	2	14
- ภาคใต้	2	22	2	9
ทั้งประเทศ	38	272	26	112

ตารางที่ 1.3 จำนวนเครื่องมือแพทย์ต่อล้านประชากร

	ประชากร (ล้านคน)	จำนวนเครื่องมือแพทย์ต่อล้านประชากร			
		ESWL	CT	MRI	Mammo
กรุงเทพมหานคร	5.6	3.4	15.9	3.2	10.9
ภูมิภาค	55.5	0.3	3.3	0.1	0.9
- ภาคกลาง	14.2	0.2	5.2	0.1	1.5
- ภาคเหนือ	12.1	0.4	3.4	0.2	0.6
- ภาคตะวันออกเฉียงเหนือ	1.2	0.4	2.2	0.1	0.7
- ภาคใต้	8	0.3	2.8	0.3	1.1
ทั้งประเทศ	61.1	0.6	4.5	0.4	1.8

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อเพิ่มขีดความสามารถของเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์ให้สามารถสร้างภาพตัดขวางได้ และนำภาพตัดขวางที่ได้ไปสร้างภาพสามมิติได้

2. เพื่อพัฒนาอัลกอริธึมและเทคนิคการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ ที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางและภาพสามมิติ

1.3 สมมติฐานของการศึกษาและแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

เนื่องจากประเทศไทยมีงบประมาณที่จำกัดในการจัดหาเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ให้เพียงพอกับความต้องการของโรงพยาบาล และจากศึกษาถึงการสร้างภาพตัดขวางของเครื่อง

เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์โดยใช้อัลกอริธึมแบบต่างๆ เช่น ฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน จึงเกิดแนวความคิดว่าถ้าสามารถประยุกต์อัลกอริธึมในการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์มาใช้ในการสร้างภาพตัดขวางจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ได้ ก็จะเกิดประโยชน์ในการวินิจฉัยโรคได้โดยไม่ต้องใช้เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ได้

1.4 ขอบเขตของงานวิจัย

ศึกษาการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์ อัลกอริธึมที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางมีหลายวิธี เช่น วิธีแบคโปรเจคชัน (Back projection), วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน (Filter Backprojection) และวิธีการแปลงฟูเรียร์ (Fourier Reconstruction Method) ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จะรายงานการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีดังกล่าว และหลังจากที่ได้ภาพตัดขวางมาแล้ว ก็จะนำภาพตัดขวางมาสร้างเป็นภาพสามมิติ ซึ่งในการสร้างภาพสามมิตินี้จะเป็นการประยุกต์งานวิจัยที่ได้มีการศึกษามาแล้ว ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้จะแบ่งเนื้อหาออกเป็น 7 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1. กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของงานวิจัย และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2. กล่าวถึงวิธีการสร้างภาพตัดขวาง ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ และคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวาง

บทที่ 3. กล่าวถึงอัลกอริธึมในการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งได้แก่ วิธีแบคโปรเจคชัน วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์

บทที่ 4. กล่าวถึงการแสดงภาพสามมิติ โดยวิธีการสร้างภาพเชิงพื้นผิวด้วยวิธีมาร์ชชิงคิวบ์

บทที่ 5. กล่าวถึงการรีจิสเตรชันรูปภาพ(Image Registration)

บทที่ 6. กล่าวถึงการทดลอง และผลการทดลอง

บทที่ 7. เป็นการสรุปผลการวิจัย

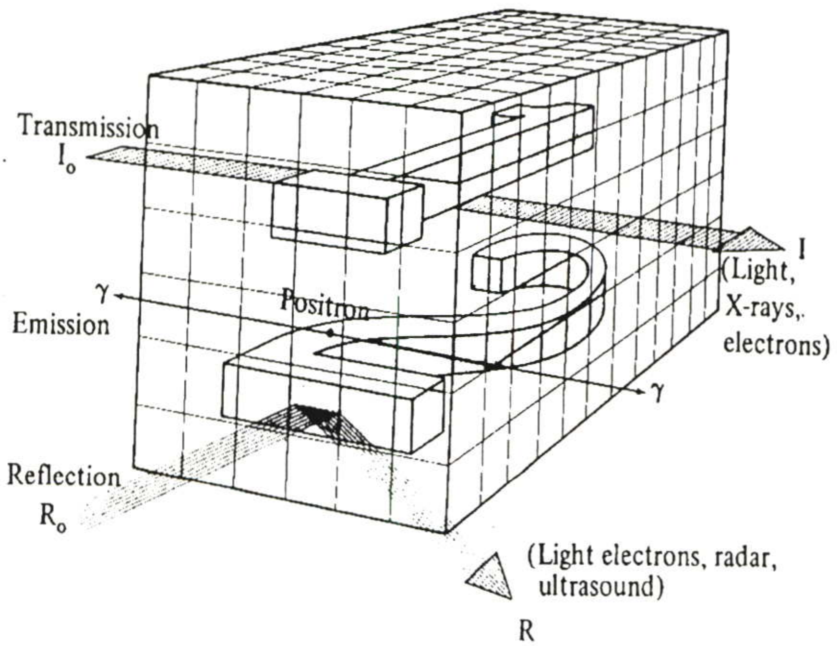
บทที่ 2
ภาพตัดขวางและคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวาง

2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงการสร้างภาพตัดขวาง, ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์, คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งจะแบ่งออกเป็น การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน, การอินทิเกรตในแนวเส้นและการโปรเจคชัน, การแปลงเรดอน และทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์

2.2 วิธีการสร้างภาพตัดขวาง

ปัญหาที่สำคัญในการประมวลผลเชิงภาพ (Image Processing) คือ การสร้างภาพตัดขวางของวัตถุโดยไม่ต้องทำลายวัตถุนั้น จากรูปที่ 2.1 พิจารณารูปสี่เหลี่ยมทรงลูกบาศก์ตัน ภายในประกอบด้วยเลขหนึ่งและสอง วิธีการที่ง่ายที่สุดเพื่อที่จะรู้ว่าภายในสี่เหลี่ยมตันนี้ประกอบด้วยอะไรบ้าง คือ การผ่าวัตถุตามแนวขวางให้ผ่านส่วนที่ต้องการดู อย่างไรก็ตาม ในทางปฏิบัติในกรณีต่างๆ เช่น การวินิจฉัยโรคทางการแพทย์ (Medical diagnosis), การสังเกตดูดวงดาว (Astronomical observation), การทดสอบในทางอุตสาหกรรมโดยไม่ต้องทำลาย (Industrial nondestructive testing) เป็นต้น จะไม่สามารถใช้วิธีการนี้ได้



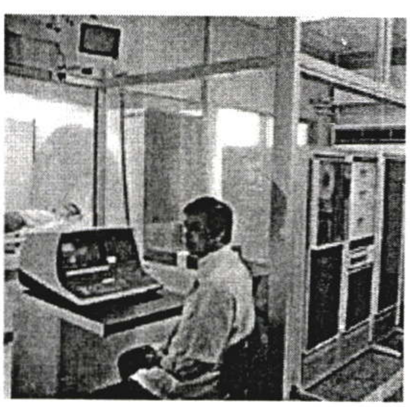
รูปที่ 2.1 หลักการสร้างภาพตัดขวางโดยวิธีการส่งผ่าน การแผ่ และการสะท้อน

วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยไม่ต้องทำลายวัตถุ แบ่งออกเป็นหลักใหญ่ๆ 3 วิธี คือ การส่งผ่าน (Transmission), การแผ่ (Emission), และการสะท้อน (Reflection) ในการส่งผ่านเราจะใช้รังสีเอ็กซ์, ลำอิเล็กตรอน, ความร้อนหรือแสง หรือพลังงานใดๆก็ได้ที่ประพฤติตนตามกฎของการดูดซึม (Absorption law) โดยพลังงานที่ผ่านเข้าไปในวัตถุจะถูกดูดซึมในส่วนต่างๆของวัตถุไม่เท่ากัน พลังงานส่วนที่ทะลุออกมา เรียกว่า โปรเจคชัน และภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีนี้ คือ ภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ในวิธีการแผ่เราจะฉีดสารที่มีกัมมันตภาพรังสีเป็นส่วนประกอบ เมื่อสารนี้ไปยังอวัยวะที่สนใจก็จะแผ่รังสีแกมม่าในทิศทางที่แตกต่างกัน ความแตกต่างของเวลาที่ใช้ในการเดินทางของรังสีแกมม่าที่ผ่านตำแหน่งเดียวกัน จะสามารถนำไปประมวลผลหาตำแหน่งของจุดนั้นได้ ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีนี้ คือ ภาพตัดขวางจากเครื่องโพซิตรอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี (Positron Emission Tomography หรือ P.E.T) และ เครื่องซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี (Single Photon Emission Computed Tomography หรือ S.P.E.C.T) ส่วนการสะท้อนจะใช้คุณสมบัติการสะท้อนของผิวหน้าของวัตถุมาตรวจสอบหาลักษณะของวัตถุได้ แหล่งพลังงานที่ใช้ เช่น แสง, ลำอิเล็กตรอน , เรดาร์ หรือ อุลตราโซนิค ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีนี้ คือ ภาพตัดขวางจากเครื่องอัลตราซาวนด์ (Ultrasound)

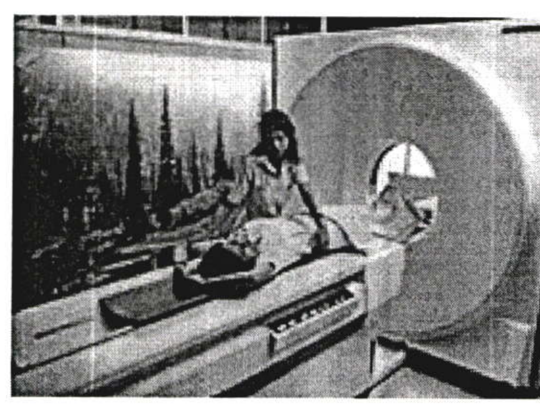
2.2.1 ภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

ดร. กอดเฟรย์ นิวโบลด์ เฮาน์สฟีลด์ (Dr. Godfrey Newbold Hounsfield) วิศวกรไฟฟ้าชาวอังกฤษ และอัลเลน แมคลีออด คอร์แมค (Allen Mac Leod Cormack) นักฟิสิกส์แห่งมหาวิทยาลัยทัฟท์ ของสหรัฐอเมริกา เป็นผู้ได้รับรางวัลโนเบลร่วมกันจากสถาบันสตอกโฮล์ม แคโรลินสกา ในสาขาสรีรวิทยา (physiology) เมื่อเดือนตุลาคม ค.ศ. 1979 ในการค้นพบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ นักวิทยาศาสตร์ทั้งสองท่านนี้ไม่เคยรู้จักกันมาก่อนเลย แต่บังเอิญทำการค้นคว้าในเรื่องเดียวกัน และประสบผลสำเร็จพร้อมกัน โดยนายคอร์แมค ซึ่งเกิดในแอฟริกาใต้และได้ย้ายถิ่นที่อยู่ไปอยู่ในสหรัฐอเมริกา เมื่อปี ค.ศ. 1956 ได้เป็นผู้พบทฤษฎีว่าด้วยการที่เนื้อเยื่อต่างๆในร่างกายมีความหนาแน่นไม่เท่ากันและมีโครงสร้างต่างๆกัน สามารถสกัดกั้นเอ็กซ์เรย์ได้ไม่เท่ากัน ถ้าหากสร้างเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่มีหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนรอบตัวคนไข้ แล้วสร้างเครื่องวัดจำนวนเอ็กซ์เรย์ที่ทะลุผ่านคนไข้ออกมาในมุมต่างๆกันแล้ว จะได้ข้อมูลออกมาจำนวนมากในรูปของสัญญาณไฟฟ้า ซึ่งเมื่อนำไปป้อนเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์แล้วจะสามารถสร้างรูปอวัยวะภายในระบบสามมิติขึ้นได้บนจอโทรทัศน์ นายคอร์แมคเป็นชาวอเมริกันคนที่ 53 ที่ได้รับรางวัลโนเบล ขณะที่รับรางวัลเขามีอายุ 55 ปี ส่วนนายเฮาน์ฟิลด์นั้นเชื่อว่าเอ็กซ์เรย์ เมื่อผ่านคนไข้แล้ววัดด้วยเครื่องวัด จำนวนรังสีจะสามารถแปลงเป็นสัญญาณไฟฟ้า แล้วเอามาสร้างรูปได้เช่นเดียวกับกับที่คอร์แมคคิด แต่เขาได้สร้างเครื่องขึ้นจริงๆ และทำสำเร็จเมื่อ ค.ศ. 1972 ขณะที่เขาได้รับรางวัลโนเบล เขามีอายุ 60 ปี [4]

เมื่อพิจารณาถึงวิธีการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์เพื่อให้ได้ภาพตัดขวางที่เหมือนตัดร่างกายออกมาเป็นชิ้นบางๆนั้นพบว่า มีความสลับซับซ้อนอยู่มากพอสมควร เพราะเป็นวิธีการที่ต้องอาศัยความรู้ทางฟิสิกส์วิศวกรรม และคอมพิวเตอร์เป็นอย่างดี ตามทฤษฎีการสร้างภาพของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ทำให้ทราบว่าข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณสร้างภาพ คือค่าความเข้มของรังสีเอ็กซ์ที่ทะลุผ่านร่างกายผู้ป่วยชิ้นบางๆดังกล่าวออกมาในทิศทางต่างๆจำนวนมาก หลักการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่ง่ายที่สุดขณะนี้ คือ ยิงรังสีเอ็กซ์ลำแคบออกไปจากหลอดรังสีเอ็กซ์ แล้วใช้หัววัดรังสีเอ็กซ์ไปตั้งไว้ที่ฝั่งตรงข้าม แล้วเคลื่อนหลอดรังสีเอ็กซ์ให้รังสีเอ็กซ์ลำแคบตัดผ่านไปในระนาบของผู้ป่วยที่ต้องการ การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงแบบนี้ 1 ครั้งจะได้ข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์ 1 โพรไฟล์ (profile) สำหรับเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ที่เฮานสฟิลด์สร้างขึ้นครั้งแรก 1 โพรไฟล์ จะประกอบด้วย 160 เรย์ซัม เมื่อการเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงครั้งแรกจบลง การเคลื่อนที่ตัดจะเริ่มขึ้นอีก แต่รังสีเอ็กซ์ลำแคบจะบิดไปจากแนวเดิม 1 องศา แล้วเคลื่อนที่ตัดแบบเดิมในระนาบเดิม การเคลื่อนที่ตัดจะต้องกระทำจนกระทั่งครบ 180 องศา ข้อมูลความเข้มของรังสีทั้งหมด 180 โพรไฟล์ หรือ 180X160 เรย์ซัม จะถูกนำไปใช้ในการคำนวณสร้างภาพ



(ก)



(ข)

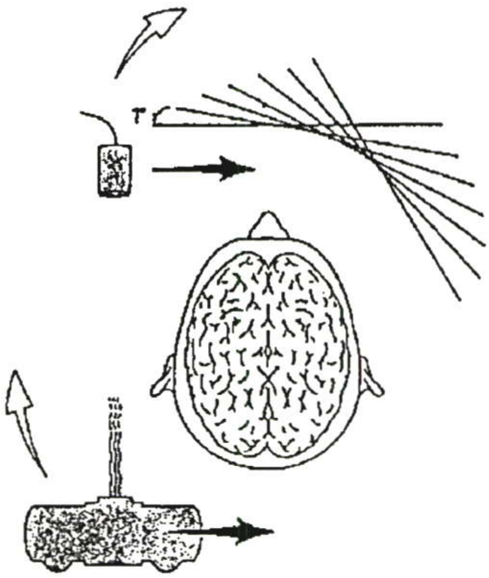
รูปที่ 2.2 (ก) ห้องควบคุมเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

(ข) เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์แบบถ่ายได้ตลอดทั้งตัว

ในปัจจุบันการใช้เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ดังแสดงในรูปที่ 2.2 ทำให้แพทย์วินิจฉัยโรคได้ถี่ถ้วนรวดเร็ว ปลอดภัยและไร้ความเจ็บปวด นับได้ว่าเป็นความก้าวหน้าที่สำคัญยิ่งในทางการแพทย์ ในระยะแรกเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์นี้มีขนาดเล็ก ตรวจได้แต่ส่วนศีรษะและสมอง แต่เวลาต่อมาก็มีการปรับปรุงให้ดีขึ้นอย่างรวดเร็ว จนสามารถถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ได้ทั่วร่างกาย นอกจากนี้ยังถ่ายได้ด้วยความละเอียดเพิ่มขึ้น ซึ่งวิวัฒนาการของเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ จะแบ่งตามหลักการทำงานและวิธีการใช้ได้ดังนี้

1) สแกนเนอร์รุ่นที่หนึ่ง (First-Generation scanner)

เป็นเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นแรกสุด หลักการทำงานของรุ่นนี้ คือ ใช้รังสีเอ็กซ์ลำแคบเพียง 1 ลำ หลอดรังสีเอ็กซ์ 1 หลอด และ หัววัดเพียง 1 หัว ทั้งหลอดรังสีเอ็กซ์และหัววัดติดตั้งบนกรอบเดียวกัน การเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์เพื่อนำไปคำนวณสร้างภาพจะประกอบด้วยการเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงและการหมุนประกอบกัน ในส่วนของการหมุนจะหมุนเป็นขั้นๆ ขั้นละ 1 องศา จนครบ 180 องศา ดังรูปที่ 2.3ใช้เวลาในการเก็บข้อมูลทั้งหมด 3-5 นาที รุ่นนี้อาจเรียกว่าแบบเคลื่อนหมุน (translate-rotate type)



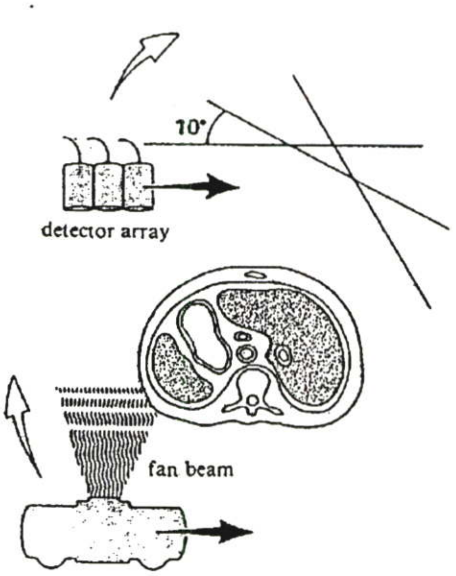
รูปที่ 2.3 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่หนึ่ง

2) สแกนเนอร์รุ่นที่สอง (Second-Generation scanner)

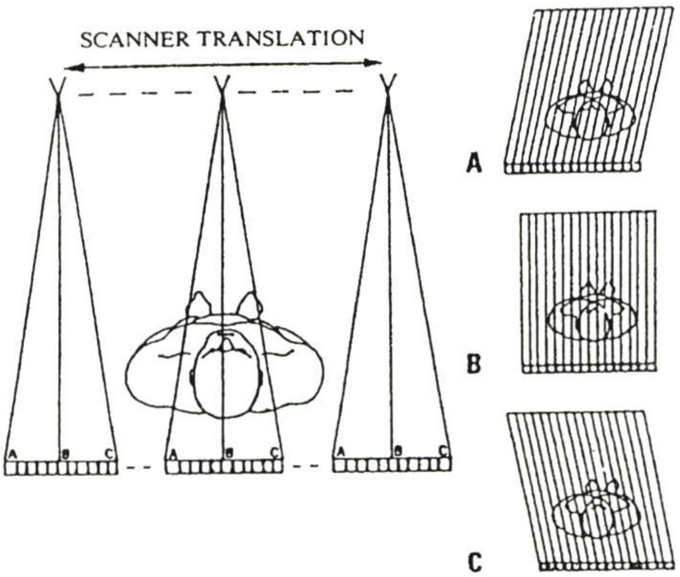
เนื่องจากเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่หนึ่งใช้เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มนานถึง 3-5 นาที จึงได้มีการพัฒนาต่อเพื่อลดเวลาลง เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้ประกอบด้วย ลำรังสีเอ็กซ์แบบพัด (fan-shaped beam) หลอดรังสีเอ็กซ์หลอดเดียว และใช้หัววัดรังสีเอ็กซ์หลายอันเรียงติดกันเป็นหัววัดแบบมัลติเพิล (multiple detectors) จำนวนตั้งแต่ 5-30 อัน ลำรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ในเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นรุ่นนี้มีมุมบานออก 3 องศา ถึง 10 องศา การทำงานยังคงเป็นแบบเคลื่อนหมุน เวลาที่ใช้ในการทำงานจะลดลงเหลือเพียง 18-20 วินาที

ในรูปที่ 2.4 เป็นตัวอย่างการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้ ซึ่งประกอบด้วยการเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงของลำรังสีเอ็กซ์เสร็จแล้วจะหมุนไปจากแนวเดิมครั้งละ 10 องศา ซึ่งถ้าการทำงานเป็นไปตามตัวอย่างนี้ ลำรังสีเอ็กซ์จะเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงเพียง 18 ครั้งเท่านั้น ใน

การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรง 1 ครั้ง จะได้ข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์มากกว่า 1 โพรไฟล์ (Profile) ทั้งนี้ขึ้นกับจำนวนหัววัดที่ใช้ จากรูปที่ 2.5 จะเห็นว่าถ้าสมมติว่ามีหัววัด 3 อัน คือ A, B และ C การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรง 1 ครั้ง จะได้ 3 โพรไฟล์ที่เกิดจากหัววัด A, B และ C ตามลำดับ โดยที่โพรไฟล์ของหัววัดทั้งสามจะเหมือนกับโพรไฟล์ในเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นแรกนั่นเอง ด้วยเหตุนี้การเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์จึงใช้เวลาสั้นลงมาก



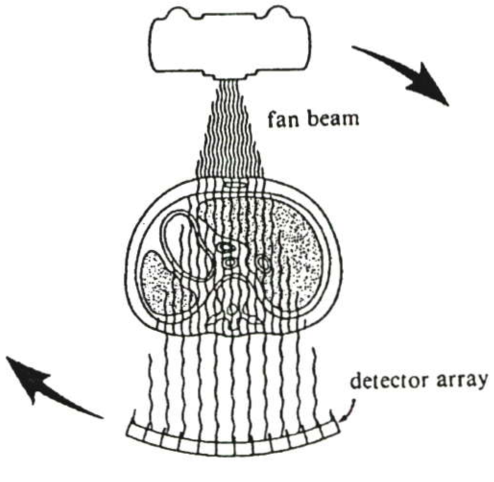
รูปที่ 2.4 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สอง



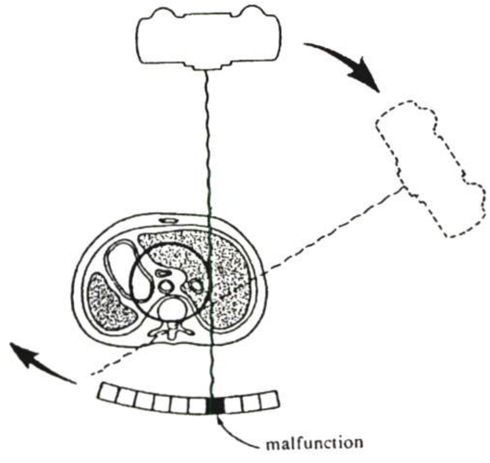
รูปที่ 2.5 ตัวอย่างการทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สอง

3) สแกนเนอร์รุ่นที่สาม (Third-Generation scanner)

จากการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ในรุ่นที่สอง ยังพบข้อจำกัดเกี่ยวกับการใช้เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์ที่ใช้นานถึง 12-20 วินาที หรืออาจนานกว่านี้ เพราะกลไกในการเคลื่อนไหวแบบเคลื่อนหมุนไม่คล่องตัวเท่าที่ควร เพื่อลดปัญหานี้ทำงานเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่สามจึงเกิดขึ้น ลักษณะที่สำคัญของรุ่นนี้ ประกอบด้วย หลอดรังสีเอ็กซ์หลอดเดียว รังสีเอ็กซ์แบบพัดมีมุมบานออก 30 องศา ถึง 90 องศา และใช้หัววัดรังสีเอ็กซ์หลายอันติดเรียงกันบนส่วนโค้งของวงกลม จำนวน 250-511 อัน การทำงานของหลอดรังสีเอ็กซ์และหัววัดนี้จะหมุนรอบผู้ป่วยดังรูป 2.6 รุ่นนี้จึงเป็นแบบหมุนตัด (rotate-only type) ซึ่งเวลาที่ใช้ในการเก็บข้อมูลจะลดลงเหลือเพียง 3-5 วินาที



รูปที่ 2.6 การทำงานของสแกนเนอร์รุ่นที่สาม

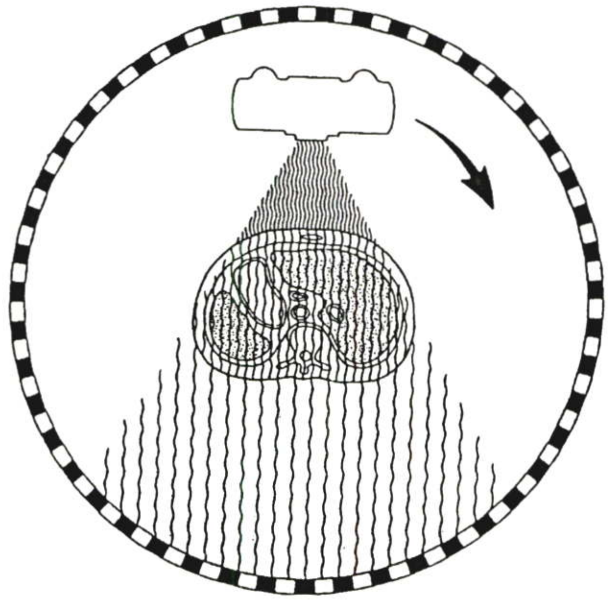


รูปที่ 2.7 ตัวอย่างการเกิดอาทิเฟ็คท์วงแหวนในสแกนเนอร์รุ่นที่สาม เมื่อหัววัดตัวหนึ่งชำรุด

เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่สามนี้จะมีข้อเสีย คือ จะเกิดอาทิเฟ็คท์วงแหวน (ring artifact) ได้ถ้าหัววัดตัวใดตัวหนึ่งเกิดชำรุด ดังรูปที่ 2.7 เพื่อแก้ปัญหานี้พบว่าในทางปฏิบัติไม่สะดวกที่จะเปลี่ยนหัววัดอันที่ชำรุด การเปลี่ยนจำเป็นต้องเปลี่ยนทั้งแถวซึ่งนับว่าสิ้นเปลืองมาก ปัจจุบันทางผู้ผลิตเลือกที่จะแก้ปัญหาด้วยการใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์กำจัดอาทิเฟ็คท์วงแหวนนี้

4) สแกนเนอร์รุ่นที่สี่ (Fourth-Generation scanner)

เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้ออกแบบขึ้นมาเพื่อลดเวลาที่ใช้ในการเก็บข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์ลงไปอีก โดยการออกแบบให้หัววัดรังสีเอ็กซ์ทั้งหมดตรึงแน่นเป็นวงกลม หลอดรังสีเอ็กซ์หลอดเดียว และลำรังสีเอ็กซ์ใช้แบบเดียวกับรุ่นที่สาม การทำงานเป็นแบบหมุนตัด ซึ่งหลอดรังสีเอ็กซ์เท่านั้นที่หมุนรอบผู้ป่วยในระนาบที่ต้องการดู เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอ็กซ์จะลดลงเหลือเพียง 1-3 วินาที เวลาที่ลดลงมากขนาดนี้ทำให้เห็นภาพอวัยวะที่เคลื่อนไหวได้ชัดเจนขึ้น เช่น เห็นการบีบรูดของลำไส้ได้ดีขึ้น ในสแกนเนอร์รุ่นที่สี่นี้จะใช้หัววัดรังสีเอ็กซ์มากกว่ารุ่นที่สาม เช่น 600, 720 หรือ 1088 อัน ในรุ่นนี้จะไม่เกิดอาทิเฟ็คท์วงแหวน ดังรูปที่ 2.8



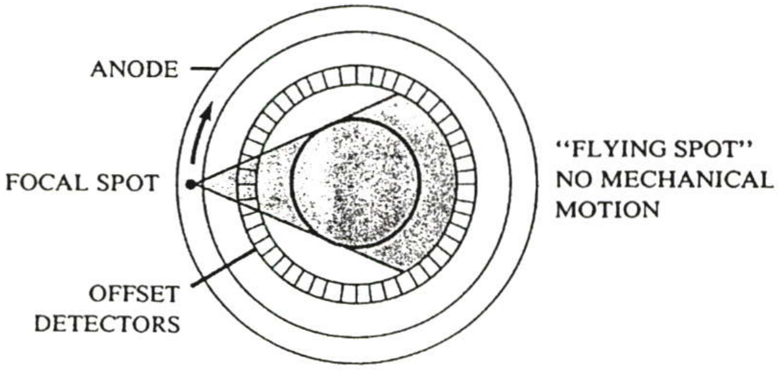
รูปที่ 2.8 ลักษณะสำคัญของสแกนเนอร์รุ่นที่สี่

5) สแกนเนอร์รุ่นที่ห้า (Fifth-Generation scanner)

แม้ว่าเวลาที่ใช้ในการเก็บข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์ของสแกนเนอร์รุ่นที่สี่จะลดลงเหลือ 1-3 วินาที แต่เวลาที่นานขนาดนี้ยังคงเป็นอุปสรรคต่อการตัดภาพของหัวใจและปอดที่มีการเคลื่อนไหวตลอดเวลา ภาพของหัวใจและปอดที่ตัดออกมาหรือสร้างขึ้นโดยเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นหนึ่งถึงสี่

ยังมีความไม่คมชัด เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่ห้าจึงได้รับการพัฒนาขึ้น คณะผู้ทำการวิจัยจากประเทศญี่ปุ่นนำโดยอินุมา (Iinuma) ได้เสนอแนวทางที่เป็นไปได้ในการที่จะลดเวลาในการเก็บข้อมูลให้เหลือเพียง 0.01 วินาที ปรากฏว่าใน ค.ศ. 1982 บอยด์ (Boyd) ได้เผยแพร่ผลงานเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่ห้า ซึ่งสร้างขึ้นในมหาวิทยาลัยแคลิฟอร์เนีย ประเทศสหรัฐอเมริกา และเรียกเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่ห้านี้ว่า UCSF/CVCT scanner (UCSF คือ University of California, San Francisco และ CVCT คือ Cardiovascular Computed Tomography) ใช้เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มรังสีเอ็กซ์เพียง 0.033-0.55 วินาทีเท่านั้น

ลักษณะสำคัญของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์รุ่นที่ห้านี้จะคล้ายกับรุ่นที่สี่ กล่าวคือ หัววัดรังสีตรึงแน่นเป็นวงกลมจำนวนมาก หลอดรังสีเอ็กซ์ออกแบบเป็นพิเศษมีขนาดใหญ่กว่าทั่วๆไป และลำรังสีเอ็กซ์เป็นแบบพัด การทำงานจะไม่มีส่วนใดเคลื่อนที่เหมือนรุ่นที่หนึ่งถึงสี่ แต่ลำรังสีเอ็กซ์สามารถหมุนตัดผู้ป่วยได้อย่างรวดเร็ว ทั้งนี้เพราะได้ออกแบบหลอดรังสีเอ็กซ์ให้มีแอโนดรูปเข็มขัดล้อมผู้ป่วยไว้ แล้วใช้อิเล็กตรอนยิงเข้าใส่แอโนดให้รังสีเอ็กซ์ออกมาแล้วบิดลำอิเล็กตรอนไปเพื่อให้จุดโฟกัสเคลื่อที่เหมือนการเคลื่อนที่ของหลอดรังสีเอ็กซ์ในรุ่นที่สามและสี่ ดังรูปที่ 2.9 จุดโฟกัสนี้เรียกเฉพาะว่า จุดบิน (flying spot)



รูปที่ 2.9 ลักษณะสำคัญของสแกนเนอร์รุ่นที่ห้า

2.2.2 ภาพตัดขวางจากอัลตราซาวนด์ [5]

อัลตราซาวนด์ คือ คลื่นเสียงที่มีความถี่เกิน 20,000 เฮิรตซ์ หรือเกิน 20,000 รอบต่อวินาที เป็นความถี่ที่สูงเกินกว่าที่มนุษย์จะได้ยิน คลื่นเสียงเป็นพลังงานกลที่เดินทางไปและกลับได้ตามทิศทางการเคลื่อนที่ของคลื่น โดยต้องอาศัยเดินทางผ่านตัวกลางที่มีความยืดหยุ่น ความเร็วของคลื่นเสียงที่เดินทางผ่านตัวกลางจะเร็วมากหรือน้อยสุดแต่ความหนาแน่นและความยืดหยุ่นที่อุณหภูมิและความดันนั้นๆของตัวกลาง อาทิเช่น ความเร็วของคลื่นเสียงในอากาศ 333 เมตรต่อวินาที ในน้ำ 1,495 เมตรต่อวินาที และในกระดูก 5,080 เมตรต่อวินาที

ในปี ค.ศ. 1880 คูรีค้นพบหลักการใช้ผลึกแร่ในการบังคับให้กระแสไฟฟ้าเดินไปทางเดียว (piezoelctricty) โดยอธิบายว่า ถ้านำกระแสไฟฟ้าสลับมาผ่านผนึกควอรตซ์ (quartz) จะทำให้ผลึกควอรตซ์สั่นสะเทือนจาก การอัดและขยายของผลึกเมื่อกระแสไฟสลับเปลี่ยนขั้ว และถ้าการเปลี่ยนขั้วมีความถี่สูง ควอรตซ์ก็จะสะท้อนเร็วมาก และสามารถส่งความสะเทือนผ่านตัวกลาง เช่น น้ำ หรือเนื้อเยื่อต่างๆต่อไปได้ อันนับว่าเป็นหลักการสร้างคลื่นเสียงความถี่สูงในหัวตรวจ (transducer) ของเครื่องอัลตราซาวนด์สมัยใหม่นี้เอง คูรียังอธิบายด้วยว่า ถ้าทำให้ผลึกควอรตซ์อันเดิมนั้นเอง สั่นสะเทือนถี่ ๆ โดยใช้พลังงานจากคลื่นเสียงที่ผ่านตัวกลางมากระทบผลึกควอรตซ์แล้ว ผลึกควอรตซ์นั้นจะสามารถสร้างกระแสไฟฟ้าสลับออกมาจากขั้วของมันได้

ปัจจุบันนี้เครื่องอัลตราซาวนด์ ใช้หลักการนี้ คือ ใช้ผลึกควอรตซ์หรือซีรามิกคริสตัล (Ceramic crystal) เช่น แบเรียมไททาเนต (barium titanate) หรือเลดเซอร์โคเนต (lead zerconate) ทำหัวตรวจที่มีความถี่ต่างๆกันตามลักษณะของอวัยวะที่จะตรวจ ตั้งแต่ 1-10 เมกะเฮิรตซ์

เมื่อเอากระแสไฟฟ้าสลับป้อนเข้าหัวตรวจแล้วเอาหัวตรวจไปแตะกับอวัยวะที่จะตรวจโดยผ่านตัวกลางที่เหมาะสม หัวตรวจจะสร้างคลื่นเสียงความถี่สูงและปล่อยให้เดินทางผ่านตัวกลางเข้าไปในอวัยวะที่จะตรวจนั้น เมื่อคลื่นเสียงกระทบกับอวัยวะภายใน เช่น รก หรือทารกในมดลูก ก็จะสะท้อนกลับออกมาภายนอกร่างกายผ่านตัวกลาง เช่น น้ำมันที่ทาหน้าท้อง แล้วผ่านเข้าสู่หัวตรวจอีกครั้งหนึ่ง หัวตรวจเมื่อได้รับคลื่นเสียงก็จะสั่นสะเทือนและสร้างกระแสไฟฟ้าสลับออกมา เครื่องอัลตราซาวนด์ธรรมดาก็จะเอากระแสไฟฟ้าสลับนี้มาสร้างเป็นเส้นกราฟให้แพทย์อ่านและแปลผล เป็นขนาดหัวเด็กได้ ต่อมานักวิทยาศาสตร์สามารถเอากระแสไฟฟ้าสลับนี้มาป้อนเข้าคอมพิวเตอร์ให้คำนวณและสร้างภาพมดลูก ภาพรกและภาพทารก ตลอดจนการเคลื่อนไหวของทารกขึ้นบนจอโทรทัศน์ ให้แพทย์แปลผลว่ามีความผิดปกติหรือพิการหรือไม่ ในบางรายก็จะบอกเพศทารกได้ด้วย ระบบการนำข้อมูลในรูปของกระแสไฟฟ้ามาสร้างภาพขึ้นในจอโทรทัศน์ก็จะใช้ระบบเดียวกับเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์นั่นเอง ปัจจุบันเรียกว่า อัลตราโซโนกราฟฟี หรือการตรวจโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูงนี้ว่า อัลตราซาวนด์คอมพิวต์โทโมกราฟฟี (Ultrasound computed tomography หรือ U.C.T) ดังแสดงในรูปที่ 2.10

เครื่องอัลตราซาวนด์โทโมกราฟี ในปัจจุบันได้ก้าวหน้าไปอีกเป็นอันมาก เครื่องบางแบบได้นำเอาระบบโซนาร์ (Sonar) ของทหารเรือแบบที่ใช้ค้นหาตำแหน่งที่เรือใต้น้ำมาใช้ เครื่องแบบนี้ใช้หัวตรวจขนาดใหญ่ 8 หัว มาจมลงไว้ในถังน้ำขนาดใหญ่ ทำงานโดยใช้คอมพิวเตอร์สั่งงานโดยตลอด ปล่อยคลื่นเสียงผ่านน้ำในถังขึ้นมาที่แผ่นพลาสติกบางๆที่คลุมปากถัง คนไข้นอนคว่ำเอาหน้าท้องที่ต้องการตรวจสัมผัสกับแผ่นพลาสติกโดยใช้น้ำมันพืชใสหรือเจลทาแผ่นพลาสติก คลื่นเสียงจะเดินทางจากหัวตรวจผ่านน้ำ ผ่านแผ่นพลาสติกบาง ผ่านน้ำมันหรือเจลและหน้าท้องเข้าสู่มดลูก แล้วสะท้อนกลับตามทางเดิมกลับเข้าหัวตรวจทั้ง 8 หัว ได้สัญญาณป้อนเข้าคอมพิวเตอร์เพื่อนำไปสร้างภาพเด็กขึ้นบนจอโทรทัศน์ เครื่องแบบนี้ใช้ตรวจอวัยวะได้หลายอย่าง เช่น มดลูก ทารก

ถุงน้ำดี ตับ ไต และลิ้นหัวใจ ตลอดจนช่องน้ำเลี้ยงสมองในเด็กที่อายุต่ำกว่า 18 เดือนลงมา เครื่องแบบนี้ เรียกว่า เครื่องตรวจอวัยวะภายในโดยใช้คลื่นเสียงความถี่สูง (automated waterpath ultrasonograph) เพราะใช้ระบบโซนาร์และ ทำงานโดยอัตโนมัติ

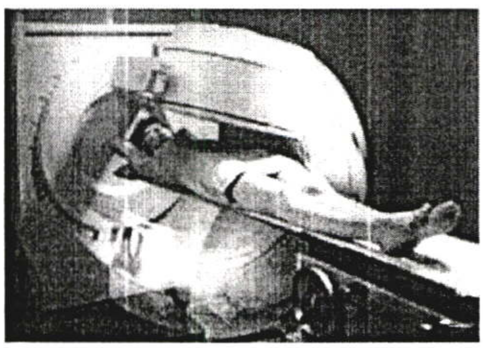
รูปที่ 2.10 เครื่องตรวจอวัยวะภายในโดยใช้คลื่นความถี่สูง

2.2.3 ภาพตัดขวางจากโพซิตรอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี [5]

ใช้โพซิตรอนซึ่งมีลักษณะคล้ายอิเล็กตรอน แต่ใช้ประจุไฟฟ้าบวก เป็นต้นกำเนิดแทนรังสีเอ็กซ์ เครื่องนี้มีใช้อยู่เฉพาะในประเทศที่เจริญ ซึ่งมีการผลิตโพซิตรอนได้ด้วยเครื่องไซโคลตรอน (Cyclotron) ซึ่งแพงและยุ่งยากมาก แต่ผลที่ได้ก็คล้ายคลึงกันกับที่ได้จากเครื่องถ่ายภาพด้วยคลื่นแม่เหล็ก

2.2.4 ภาพตัดขวางจากทรานแอกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี [5]

เครื่องชนิดนี้ได้เปรียบเครื่องโพซิตรอนอิมิสชันโทโมกราฟฟีตรงที่ไม่ต้องมีไซโคลตรอน จึงทำได้ง่ายกว่า เครื่องนี้มีกล้องถ่ายแกมมาที่หมุนได้รอบตัวคนไข้ เราให้ไอโซโทปแก่คนไข้ แล้วใช้กล้องแกมมาหมุนรอบตัวคนไข้เพื่อวัดรังสีแกมมาที่ผ่านตัวออกมา แล้วนำข้อมูลที่ได้ไปคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ จะได้ภาพตัดขวางที่แสดงถึงรูปแบบสามมิติของการกระจายของสารไอโซโทปในอวัยวะที่จะตรวจ ซึ่งให้ประโยชน์มากกว่าการตรวจด้วยกล้องสองมิติ รูปที่ 2.11 แสดงถึงเครื่องทรานแอกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี



รูปที่ 2.11 เครื่องทรานแอกเซียลซิงเกิลโฟตอนอิมิสชันโทโมกราฟฟี

2.3 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

รังสีเอ็กซ์หรือที่เรียกกันทั่วๆไปอย่างแพร่หลายว่า เอ็กซ์เรย์ เป็นพลังงานรูปหนึ่งเช่นเดียวกับแสงสว่าง แต่เป็นชนิดที่เราไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า รังสีเอ็กซ์นี้ไม่ได้เกิดเองตามธรรมชาติ มนุษย์ต้องสร้างขึ้นโดยใช้เครื่องมือชนิดหนึ่ง เรียกว่า เครื่องเอ็กซ์เรย์

เมื่อเราป่วยไข้ เราได้ยินเสมอๆว่าแพทย์สั่งให้เราไปเอ็กซ์เรย์ เพื่อหาสาเหตุว่าเราป่วยเป็นอะไร เมื่อเราไปเอ็กซ์เรย์ เจ้าหน้าที่ซึ่งเรียกว่า พนักงานรังสีวิทยา ก็จะพาเราเข้าห้องเอ็กซ์เรย์ ฉายรังสีเอ็กซ์ทะลุตัวเราไปถูกฟิล์มเอ็กซ์เรย์ ซึ่งเหมือนกับถ่ายรูปแต่ แผ่นใหญ่กว่า แม้รังสีเอ็กซ์จะผ่านทะลุตัวเราแต่เราก็จะไม่รู้สึกอะไรเลย ต่อมาเจ้าหน้าที่ก็นำฟิล์มไปล้างตามกรรมวิธีในห้องมืด ไม่ช้าก็ได้รูปตัวเราออกมา มองเห็นเนื้อหนังกระดูก ตับ ไต ไส้พุงต่างๆปรากฏอยู่บนฟิล์มเอ็กซ์เรย์ รังสีแพทย์ซึ่งเป็นผู้เชี่ยวชาญในการใช้รังสีเอ็กซ์ทางแพทย์ จะเป็นผู้อ่านฟิล์มเหล่านั้น เพื่อทำรายงานการวินิจฉัยว่า เรามีโรคหรือสิ่งผิดปกติใดๆอยู่ในร่างกายหรือไม่ เมื่อแพทย์ผู้รักษาได้อ่านรายงานของรังสีแพทย์แล้ว ก็จะรักษาโรคของเราได้ถูกทาง ด้วยเหตุนี้ จึงนับได้ว่ารังสีวิทยามีประโยชน์มากมาย และจำเป็นอย่างยิ่งในการแพทย์แผนปัจจุบัน

2.3.1 ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์

มีการค้นพบรังสีเอ็กซ์ เมื่อวันที่ 8 พฤศจิกายน ค.ศ. 1895 โดยศาสตราจารย์วิลเฮล์ม คอนรัด เรินต์เกน(Wilhelm Konrad Roenigen, ค.ศ. 1845-1923 ชาวเยอรมัน) (ดูภาคผนวก ก.) อาจารย์สอนวิชาฟิสิกส์ แห่งมหาวิทยาลัย วูร์ซบูร์ก (Wurzburg) ประเทศเยอรมนี ในเวลาใกล้ ๆ กัน เบกเคอเรล (Antonic Becquerel, ค.ศ. 1852-1908 ชาวฝรั่ง เศส) ค้นพบว่า แร่ยูเรเนียนมีกัมมันตภาพรังสี และมาดามคูรี (Madame Marie Curie, ค.ศ. 1867-1934 ชาวฝรั่งเศส) ค้นพบแร่กัมมันตรังสี เรเดียม

รังสีที่เรินต์เกนค้นพบนี้เขาเรียกว่า รังสีเอ็กซ์ หรือ เอ็กซ์เรย์ (X-ray) หมายความว่าเป็นรังสีใหม่ที่ยังไม่มีใครรู้จัก ในภายหลังจึงมีผู้เรียกรังสีเอ็กซ์นี้ว่า รังสีเรินต์เกน เพื่อเป็นเกียรติแก่ผู้ค้นพบ รังสีเรินต์เกนมีคุณสมบัติทางกายภาพหลายอย่างที่ทำให้มีลักษณะที่ทั้งเหมือนและแตกต่างจากรังสีอื่นๆ เรินต์เกนพบว่า รังสีเอ็กซ์สามารถฉายทะลุวัตถุทึบแสง เช่น ร่างกายมนุษย์ได้ เขาจึงลองเอารังสีเอ็กซ์มาใช้ประโยชน์ทางการแพทย์ โดยใช้รังสีเอ็กซ์ผ่านมือคน เนื้อ เอ็น และกระดูกในมือคน กั้นรังสีเอาไว้บางส่วนปล่อยให้ผ่านไปบางส่วน ส่วนเนื้อและเอ็นกั้นรังสีได้น้อยมากก็มีรังสีออกมามาก กระดูกกั้นรังสีได้มากก็มีรังสีผ่านออกมาน้อย รังสีทั้งหมดที่ผ่านมือออกมาจึงมีความเข้มต่อพื้นที่ไม่เท่ากัน ทำให้เกิดเป็นรูปแบบ (pattern) ของความเข้มของรังสีในรูปมือขึ้น เมื่อเอารังสีที่มีรูปแบบแล้วนี้ไปกระทบกบวัสดุที่ไวต่อแสง เช่น ฟิล์มถ่ายรูปหรือกระดาษอัดรูป (photographic material) แล้วนำไปล้างด้วยน้ำยาล้างรูป ก็จะเกิดภาพของมือที่มีกระดูกซ้อนอยู่ในเนื้อด้วย แพทย์จึงสามารถบอกได้ว่ากระดูกข้างในมือนั้นหักหรือไม่ โดยไม่จำเป็นต้องผ่าเอาเนื้อที่หุ้มกระดูกออกมาดู ดังแสดงในรูปที่ 2.12

รูปที่ 2.12 ฟิล์มเอ็กซ์เรย์มือแบบที่เรินต์เกนค้นพบโดยบังเอิญ

2.3.2 การเกิดรังสีเอ็กซ์

รังสีเอ็กซ์มิได้เกิดขึ้นโดยธรรมชาติ แต่เป็นรังสีที่มนุษย์สร้างขึ้น โดยใช้ปรากฏการณ์อันหนึ่งที่ภาษาเยอรมันเรียกว่า เบรมม์ชตราห์ลุง (bremmstrahlung) ซึ่งแปลว่า สกัดกั้นหรือทำให้ช้าลงหรือทำให้หยุด เพราะรังสีเอ็กซ์ส่วนใหญ่ เกิดขึ้นจากการที่อิเล็กตรอน ซึ่งเป็นวัสดุที่มีมวลและมีน้ำหนักวิ่งไปกระทบกับโลหะทังสเตน และถูกทังสเตนสกัดกั้นไว้ จนวิ่งช้าลงหรือจนหยุด ทำให้อิเล็กตรอนคายพลังงานจลน์ (kinetic energy) ของมันออกมา ตามกฎที่ว่าพลังงานย่อมไม่สูญหาย กล่าวคือ เมื่ออิเล็กตรอนกำลังวิ่ง มีพลังงาน 2 รูป คือ พลังงานศักย์ (potential energy) และพลังงานจลน์พอถูกทังสเตนหน่วงเหนี่ยวให้ หยุดจะเหลือแต่พลังงานศักย์ ส่วนพลังงานจลน์ไม่สูญหาย แต่เปลี่ยนรูปไปเป็น พลังงานใหม่อีก 2 รูป คือ ส่วนใหญ่ (มากกว่า 99%) เป็นความร้อน และ ส่วนน้อย (น้อยกว่า 1%) เป็นพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่เรียกว่า รังสีเอ็กซ์ รังสีเอ็กซ์ที่เกิดขึ้นนี้เป็นส่วนผสมของรังสีเอ็กซ์ที่มีความยาวคลื่นต่างๆกัน ตั้งแต่ความยาวคลื่นสั้นที่สุดซึ่งมีพลังงานสูงสุดที่เกิดจากอิเล็กตรอนที่ถูกทำ ให้หยุด และความยาวคลื่นปานกลางขนาดต่างๆ ไปจนถึงความยาวคลื่นที่ยาวมากๆ ซึ่งเป็นรังสีเอ็กซ์ที่มีพลังงานต่ำ และยังมีพลังงานจลน์เหลืออยู่ ส่วนผสมของรังสีเอ็กซ์นี้เรียกว่า เอ็กซ์เรย์สเปกตรัม (X-ray spectrum) รังสีเอ็กซ์ที่มีคลื่นสั้นมีพลังงานสูง จึงมีอำนาจทะลุทะลวงสูงกว่ารังสีเอ็กซ์ที่มีความยาวคลื่นยาว

รังสีเอ็กซ์ยังเกิดขึ้นได้อีกวิธีหนึ่ง คือ เมื่ออิเล็กตรอนหลายวงที่วิ่งวนรอบนิวเคลียสของอะตอมกระโดดจากวงหนึ่งที่มีระดับพลังงานสูงกว่าไปสู่วงอื่นที่มีระดับพลังงานต่ำกว่า จะคายพลังงานออกมาในรูปของรังสีเอ็กซ์ ที่มีพลังงานเฉพาะและคงที่ แล้วแต่ลักษณะอะตอมของธาตุหนึ่ง ๆ รังสีเอ็กซ์ที่ได้มาด้วยวิธีนี้ จึงเรียกว่า รังสีลักษณะเฉพาะ (Characteristic radiation)

สำนักหอสมุดกลาง พระจอมเกล้าลาดกระบัง

ในการเกิดรังสีเอ็กซ์นี้อาศัยองค์ประกอบสำคัญ 5 ประการ คือ

1) ทำให้เกิดอนุภาคอิเล็คตรอน หรือการแยกอิเล็คตรอนนอกจากอะตอมของโลหะ

อิเล็คตรอนจะเกิดขึ้น หรือแยกจากอะตอมของโลหะที่ทำเป็นไส้หลอดเอ็กซ์เรย์ โดยการที่เราผ่านกระแสไฟฟ้า เข้าไปในไส้หลอด (Filament) จนกระทั่งไส้หลอดร้อนขึ้น ประมาณ 2000°C หรือมากกว่านั้น จะมีผลทำให้เกิดเทอร์มิโอนิคอิมิชัน (Thermionic Emission) คือ อิเล็คตรอนหลุดออกจากเซลล์หรือวงโคจรของมันเมื่อถูกความร้อน อิเล็คตรอนที่หลุดออกมานี้ จะมาออกันอยู่รอบๆผิวหน้าของโลหะ จนกลายเป็นกลุ่ม (Cloud) เรียกว่า Space charge สาเหตุที่อิเล็คตรอนไม่สามารถหลุดพ้นไปจากผิวหน้าโลหะ เพราะว่าแรงดึงดูดระหว่าง อิเล็คตรอนและอะตอมของโลหะยังมีอยู่

2) การทำให้อนุภาคอิเล็คตรอนหลุด และเคลื่อนที่ไปด้วยความเร็วสูง

วิธีที่จะทำให้อนุภาคอิเล็คตรอนหลุดจากอะตอมไปได้ คือ ต้องหาสิ่งที่มีพลังงาน หรือแรงดึงดูด มากกว่าแรงดึงดูดระหว่างอิเล็คตรอนกับอะตอมของโลหะมาดึงดูดอิเล็คตรอนสิ่งนั้นก็คือ ไฟฟ้าแรงสูง (High voltage) ไฟฟ้าแรงสูงนี้นอกจากจะทำให้อิเล็คตรอนหลุดจากผิวหน้าของโลหะแล้ว ยังทำให้อิเล็คตรอนเคลื่อนที่หรือวิ่งไปด้วยความเร็วสูง กล่าวอีกอย่างหนึ่งคือ ต้องทำให้ไฟฟ้าระหว่างขั้วบวกและขั้วลบให้ต่างกัน ความต่างศักย์นี้ ถ้ายิ่งมีค่ามากขึ้นเท่าใด ก็ยิ่งทำให้อิเล็คตรอนหลุดจากผิวหน้าของไส้หลอด ได้มาก และวิ่งไปด้วยความเร็วสูงขึ้น ความต่างศักย์ 100 กิโลโวลต์ จะทำให้อิเล็คตรอนมีความเร็วประมาณ 165 กิโลเมตรต่อวินาที

3) การทำให้เส้นทางที่อิเล็คตรอนวิ่งผ่านไป ต้องไม่มีสิ่งกีดขวาง

จึงจะทำให้อิเล็คตรอนวิ่งไปด้วยความเร็วสูง ดังนั้นภายในหลอดเอ็กซ์เรย์ จึงเป็นสุญญากาศ เพราะถ้ามีอากาศ หรือก๊าซอยู่ภายในหลอด แม้เพียงเล็กน้อยก็ตาม ความเร็วของอิเล็คตรอนจะลดลง เนื่องจากเกิดไอออนไนเซชัน (Ionization)

4) การทำให้อิเล็คตรอนมีความเข้ม (Concentration of electron)

จะต้องมีวิธีการที่จะให้อิเล็คตรอนเคลื่อนที่ไปในแนวทิศทางเดียวกัน คือ พุ่งไปหาจุดโฟกัสของเป้าด้วยปริมาณ (ความเข้ม) ที่มากพอสมควร ซึ่งทำให้ได้โดยการใช้ เครื่องมือที่เรียกว่า "Electron focusing device" คอยควบคุม ให้อิเล็คตรอนส่วนใหญ่ ไปตกในบริเวณจุดโฟกัสของเป้า

5) การทำให้อิเล็คตรอนหยุดวิ่งในทันทีทันใด

การที่จะทำให้อิเล็คตรอนที่วิ่งมาด้วยความเร็วสูงนี้หยุดวิ่งในทันทีทันใด ทำได้โดยหาวัตถุมากั้น หรือขวางอิเล็คตรอนวัตถุนั้นก็คือ เป้า (Target) ผลที่เกิดขึ้น คือ เกิดการชน หรือ กระทบกันระหว่างอิเล็คตรอนกับเป้าอย่างแรง อิเล็คตรอนดังกล่าว จะไปชนอิเล็คตรอนที่อยู่ในวงโคจร ของอะตอมของเป้านั้น ให้หลุดกระเด็นออกนอกวงโคจร และจะมีอิเล็คตรอนจากวงโคจรอื่นๆ ที่อยู่ถัดไป วิ่งเข้ามาแทน แต่เนื่องจาก พลังงาน ของอิเล็คตรอนในแต่ละวงโคจร จะไม่เท่ากัน ดังนั้น จึงมีการคายพลังงานส่วนเกินออกมา ในรูปของเอ็กซ์เรย์และความร้อน (ส่วนใหญ่จะเป็นความ ร้อน

มากกว่า) กล่าวคือ จากพลังงาน ของอิเล็คตรอนทั้งหมด ที่วิ่งไปสู่เป้านั้น 99.8% จะเปลี่ยนเป็นความร้อน และ 0.2 % เป็นเอ็กซ์เรย์

2.3.3 ลักษณะและคุณสมบัติของรังสีเอ็กซ์

1. เป็นรังสีคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า มีช่วงคลื่นสั้นมาก คืออยู่ในช่วงตั้งแต่ 0.04-1000 อังสตรอม หรือ อยู่ในช่วงระหว่างรังสีแกมมา กับ รังสีอัลตราไวโอเลต (ดูภาคผนวก ง.)

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

3. ไม่หักเหโดยสนามแม่เหล็กหรือสนามไฟฟ้า

4. ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า

5. มีอำนาจในการทะลุทะลวง (Penetration) สูง สามารถฉายให้ผ่านทะลุวัตถุทึบแสง เช่น เนื้อหนังของมนุษย์และสัตว์ได้ แต่ไม่สามารถทะลุผ่านแผ่นตะกั่วหรือคอนกรีตหนาๆได้

6. เป็นพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่ไม่มีอนุภาค จึงไม่มีมวลและไม่มีน้ำหนัก

7. เมื่อผ่านเข้าไปในวัตถุหรือสสาร รังสีจะถูกดูดกลืนไปโดยสสารนั้นๆมากหรือน้อยแล้วแต่ความหนาแน่นของสสารนั้น ถ้าสสารมีความหนาแน่นมาก เช่น กระดูก ก็จะดูดกลืนรังสีเอ็กซ์ไว้มาก ทำให้รังสีผ่านไปได้น้อย ถ้าสสารมีความหนาแน่นน้อย เช่น อากาศ ก็ดูดกลืนรังสีไว้ได้น้อย ทำให้รังสีผ่านไปได้มาก

8. เมื่อผ่านไปในอากาศหรือก๊าซ จะทำให้เกิดการปล่อยประจุไฟฟ้า ถ้าวัดประจุไฟฟ้านี้ แล้วนำไปคำนวณหาจำนวนของรังสีเอ็กซ์ที่ผ่านไปในอากาศหรือก๊าซนั้นได้ จึงเป็นการวัดจำนวนรังสีทางอ้อม

9. ทำให้เกิดปฏิกิริยาต่อฟิล์มถ่ายรูป หรือกระดาษอัดรูปได้ เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา

10. ทำให้เกิดการเรืองแสง เมื่อฉายกระทบวัตถุบางอย่าง เช่น แบเรียมแพลติโนไซอะไนด์ (barium platinocyanide) แคลเซียมทังสเตต (calcium tungstate) หรือ ซิงค์ซัลไฟด์ (zinc sulphilde) เพราะพลังงานจากรังสีเอ็กซ์จะเปลี่ยนรูปไปเป็นแสงสว่างธรรมดาที่มองเห็นได้ด้วยตาเปล่า

11. เมื่อฉายผ่านทะลุวัตถุบางอย่าง นอกจากรังสีเอ็กซ์จะถูกดูดกลืนแล้ว ยังทำให้เกิดรังสีเอ็กซ์ชนิดใหม่ที่มีพลังงานน้อยกว่าเดิม และมีทิศทางผิดจากทิศทางเดิมด้วย เรียกว่า เกิดสแคตเทอริงเอฟเฟกต์ (Scattering effects)

12. ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางชีววิทยา มนุษย์จึงสามารถเอาผลการเปลี่ยนแปลงนี้มาประยุกต์ใช้ในวิชารังสีรักษา (Radiotherapy) ได้ เช่น การรักษาโรคมะเร็งโดยการฉายรังสีเอ็กซ์ เป็นต้น และสามารถทำให้เซลล์ของร่างกายเปลี่ยนแปลง หรือ เกิดการผ่าเหล่า(Genetic mutation) ถ้าได้รับรังสีเป็นจำนวนมากและนานพอ

2.3.4 ฟิล์มเอ็กซ์เรย์

ส่วนประกอบของฟิล์ม

1) ชั้นฐานฟิล์ม (Film base)

เป็นชั้นที่เป็นแกนกลางของฟิล์ม มีหน้าที่เป็นฐานให้ชั้นสารไวแสงมาเกาะยึดไว้ ฐานฟิล์มที่ดีควรมีคุณสมบัติ ดังนี้

คุณสมบัติทางกายภาพ

- โปร่งใส (Transparent) เสมอทั่วกันทั้งแผ่น ไม่ขุ่นหรือมีตำหนิ
- ไม่มีสี ยกเว้นในกรณีที่ต้องการควบคุมคุณภาพของภาพที่ได้ให้มีความคมชัด เช่น ใส่สีเพื่อลดปฏิกิริยาฮาเลชั่น เป็นต้น
- มีความเหนียว แข็งแรง ไม่ฉีกขาดง่าย แต่มีความยืดหยุ่น สามารถงอไปมาได้
- เรียบสม่ำเสมอ ไม่เป็นรอยลูกคลื่น รอยปุ่มหรือรอยนูน
- ทนต่ออุณหภูมิสูง ติดไฟยาก

คุณสมบัติทางเคมี

- ฐานฟิล์มควรมีความคงทนทางเคมี เช่น ไม่เกิดการเปลี่ยนสภาพ โดยสารเคมีที่ใช้ในกระบวนการล้างฟิล์ม ทนทานต่อความชื้น เป็นต้น นอกจากนี้ยังต้องสามารถยึดชั้นสารไวแสงได้ดี ไม่ว่าในสภาวะที่มีการเปลี่ยนแปลงอุณหภูมิและความชื้น และไม่ทำปฏิกิริยาใดๆกับชั้นสารไวแสงด้วย ปัจจุบันใช้พวกโพลีเอสเตอร์ ซึ่งได้จาก Polyethylene teraphthalate rasin สารตัวนี้โค้งงอได้ดี ฉีกขาดยาก ทนต่อความชื้นและน้ำยาล้างฟิล์มได้ดี เราเรียก polyester base ฐานฟิล์มนี้มีข้อดี คือ มีความแข็งแรงและคงตัวดี ใส กันน้ำได้ ไม่ทำปฏิกิริยาหรือมีการเปลี่ยนแปลงสภาพในน้ำยาล้างฟิล์ม ม้วนงอได้ดี และทนต่อความร้อน
- ฐานฟิล์มโดยทั่วไปจะโปร่งใส มีสีฟ้า หรือน้ำเงินอ่อน เพื่อช่วยกรองแสงจากตู้ดูฟิล์ม ทำให้ภาพมีความสม่ำเสมอกัน (Uniformity) ช่วยเน้นความคมชัดของภาพทำให้เห็นส่วนที่มีความแตกได้ชัดเจนยิ่งขึ้นป้องกันปฏิกิริยาฮาเลชั่น และทำให้ผู้อ่านสบายตาด้วยความหนาของฐานฟิล์มขึ้นอยู่กับการใช้งาน และวิธีการล้างฟิล์ม ปกติหนาประมาณ 0.18 มม.

2) ชั้นสารไวแสง (Photosensitive emulsion layer)

เป็นชั้นที่อยู่ติดกับชั้นรองฐานฟิล์ม ชั้นนี้นับว่ามีความสำคัญมากที่สุดเพราะเป็นชั้นที่มีการเปลี่ยนแปลงเกิดขึ้นเมื่อฟิล์มถูกแสงหรือรังสี และมีผลให้เกิดภาพขึ้นบนฟิล์ม ส่วนประกอบสำคัญของชั้นนี้ ได้แก่ สารไวแสง และเจลลาติน

สารไวแสง ได้แก่ เงินโบรไมด์ เงินคลอไรด์ และ เงินไอโอไดด์ ซึ่งทั้ง 3 ตัวนี้จะตอบสนองต่อแถบสีถึงช่วงสีน้ำเงิน แต่ถ้าแต่ละตัวแยกกันอยู่อย่างอิสระจะไม่สามารถทำให้เกิดภาพแฝงได้ ในการผลิตจึงมีตัวหนึ่งแทรกอยู่ในผลึกของอีกตัวที่ต่างกัน ทำให้โครงสร้างของผลึกสารไวแสงไม่สมบูรณ์ เป็นตำแหน่งเริ่มต้นของการสร้างภาพบนฟิล์ม

ปกติผลึกสารไวแสงจะกระจายอยู่ทั่วไปอย่างสม่ำเสมอ เพื่อให้ภาพที่ดีอาจเพิ่มความไวโดยการใช้สารกระตุ้นสี ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในปัจจุบันเป็นพวกไวต่อแสงสีน้ำเงิน และพวกออร์โธโครมาติก ปัจจุบันลักษณะของผลึกสารไวแสงมี 2 ชนิดคือ Globular และ tabular grains (กลมและแบน)

เจลาติน ทำมาจากเส้นใยจากกระดูกอ่อน หนังสัตว์ และโปรตีนจากกระดูก นำมาย่อยสลายในน้ำ ได้เป็นโพลิเมอร์ของโปรตีน มีคุณสมบัติคือ ละลายในของเหลวได้น้อย มีความหนืดต่ำ นำไฟฟ้าได้ต่ำและพองตัวน้อย การเลือกค่า IEP (isoelectric point ; ความเข้มของไฮโดรเจนอิออนระดับหนึ่งที่ทำให้โมเลกุลของสารนั้นไม่แสดงประจุ หรือเป็นกลาง) นิยมเลือกค่าประมาณ 4.8

หน้าที่หลักของเจลาตินในฟิล์ม

- พองตัวในสารละลายได้ดี แต่ไม่ละลาย จึงทำให้สารเคมีที่ใช้ในการสร้างภาพในขั้นตอนการล้างฟิล์มผ่านเข้าไปทำปฏิกิริยาได้ง่าย
- ป้องกันการรวมตัวของผลึกสารไวแสง ทำให้ผลึกสารไวแสงกระจายได้อย่างสม่ำเสมอ
- ช่วยรักษาตำแหน่งของสารปะปนที่อยู่ในผลึกไม่ให้เปลี่ยนไป ตำแหน่งนี้เป็นตำแหน่งที่จะช่วยจับอิเล็คตรอน ซึ่งมีความสำคัญในการเกิดภาพแฝงบนฟิล์มเมื่อฟิล์มถูกแสงหรือรังสี
- ป้องกันการรวมตัวกลับของฮาไลด์อิออน และโบรไมด์อิออน ที่เกิดขึ้นหลังจากผลึกถูกแสงหรือรังสีแล้ว

ความไวของฟิล์มเอ็กซ์เรย์ อาจแบ่งง่ายๆได้ 3 แบบ คือ

- low speed film ใช้ปริมาณรังสีมากในการถ่ายภาพ รายละเอียดสูง ใช้เวลานานกว่าปกติ
- medium speed film ใช้ปริมาณรังสีปานกลาง ให้รายละเอียดปานกลาง ใช้ในการถ่ายภาพปกติทั่วไป
- high speed เหมาะกับการถ่ายภาพที่ต้องการลดเวลาให้สั้นลงเพื่อให้ภาพไหวน้อยที่สุด หรือในกรณีที่ต้องการลดปริมาณรังสีที่ใช้

3) ชั้นฐานรองฟิล์ม (Subcoating)

เป็นชั้นที่อยู่ขนาบสองด้านของชั้นฐานฟิล์มมีหน้าที่ช่วยเป็นตัวยึดชั้นสารไวแสงให้ติดกับชั้นฐานฟิล์ม ชั้นนี้ประกอบด้วย เจลาติน และตัวทำละลายของฐานฟิล์ม

4) ชั้นคลุมฟิล์ม (supercoating)

เป็นชั้นที่อยู่นอกสุดของแผ่นฟิล์มจะคลุมฟิล์มไว้โดยรอบ มีหน้าที่ป้องกันไม่ให้ชั้นสารไวแสงได้รับความเสียหาย โครงสร้างของฟิล์มเอ็กซ์เรย์ดังกล่าวมานี้ เป็นโครงสร้างของฟิล์มเอ็กซ์เรย์ที่ใช้โดยทั่วไปซึ่งแบ่งออกได้ตามลักษณะการใช้งาน ดังนี้

1. Direct exposure film ใช้กับงานถ่ายภาพที่รับรังสีโดยตรง โดยไม่ใช้แผ่นเพิ่มแสง (non – screen film) ใช้ในงานที่ต้องการรายละเอียดของภาพมาก

2. Screen film ภาพที่ได้เป็นผลจากแสงที่เรืองออกมาจากแผ่นเพิ่มแสง ภาพที่เป็นผลจากรังสีนั้นมีเพียงร้อยละ 2 เท่า ลักษณะสำคัญคือ เป็นฟิล์ม 2 หน้า เวลาเลือกใช้ขึ้นกับแสงที่เรืองออกมา

จากแผ่นเพิ่มแสง แต่ทั่วไปพวกที่ไวต่อแสงสีเขียวถ้าเลือกใช้คู่กับแผ่นเพิ่มแสงสีเขียวจะมีความไวสูงกว่าพวกที่ไวต่อแสงสีน้ำเงิน

2.3.5 หน่วยที่ใช้วัดรังสีเอ็กซ์

หน่วยที่ใช้วัดรังสีเอ็กซ์ มี 2 อย่าง คือ วัดคุณภาพ และ วัดปริมาณ

1. การวัดคุณภาพ

การวัดคุณภาพ คือ การวัดคุณสมบัติในการฉายทะลุวัตถุต่างๆ มี 3 วิธี คือ

1) โดยการวัดความยาวคลื่น ความยาวคลื่นสั้นมีอำนาจทะลุทะลวงได้มาก

2) โดยการวัดพลังงานของรังสี เป็นอิเล็คตรอนโวลต์ (electron volt) พลังงานมากมีอำนาจทะลุทะลวงมาก

1 อิเล็คตรอนโวลต์ = 1.60×10^{-12} เอิร์ก (erg)

1 วัตต์ (watt) = 10^{7} เอิร์กต่อวินาที (erg/second)

1 แรงม้า (horse power) = 746 วัตต์

= 7.46×10^{9} เอิร์กต่อวินาที

= 4.66×10^{21} อิเล็คตรอนโวลต์ต่อวินาที (electron volt/second)

3) โดยการวัดอำนาจทะลุโลหะ (half value layer ; H.V.L) เป็นความหนาเป็นมิลลิเมตรของโลหะ เช่น ทองแดง หรือ อะลูมิเนียม ที่สามารถกรองรังสีเอ็กซ์แล้วลดปริมาณรังสีลงได้ครึ่งหนึ่งของปริมาณเดิม

2. การวัดปริมาณ สามารถวัดได้ใน 2 ลักษณะ คือ

1) ปริมาณและรังสีที่มนุษย์สัมผัส (Expose radiation)

2) ปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย (Absorbed radiation)

หน่วยวัดต่างๆ ได้แก่

- **คูรี่** (Curie,Ci) เป็นหน่วยวัดที่ใช้กันทั่วๆ ไป โดยตั้งชื่อขึ้นหลังจากมาดามแมรี่ คูรี่ และสามีปิแอร์ คูรี่ ได้ค้นพบธาตุเรเดียม คูรี่ เป็นหน่วยวัดความแรงของรังสี โดยกำหนดว่า สารกัมมันตรังสีที่สลายตัวในอัตรา 3.7×10^{10} ครั้งต่อวินาที จะมีความแรงเท่ากับ 1 คูรี่ ตัวอย่างเช่น EPA (Environmental Protection Agency ใน USA) เปรียบเทียบการหายใจเอาสารเรดอน (เป็นธาตุกัมมันตรังสีชนิดหนึ่ง) เข้าไปวันละ 10 ปิแอร์คูรี่ต่อลิตรของอากาศ (1Pci=1 ส่วนล้านล้านส่วน Ci) จะเกิดอัตราเสี่ยง ต่อการเป็นโรคมะเร็งพอๆกับการสูบบุหรี่วันละ 1 ซอง (1 pack)

- **เรินต์เกน** ในปี ค.ศ. 1928 ที่ประชุมรังสีแพทย์นานาชาติได้ตกลงกันที่กรุงสตอกโฮล์มประเทศสวีเดน ให้วัดปริมาณรังสีเอ็กซ์ด้วยหน่วยเรินต์เกน ซึ่งต่อมาในปี ค.ศ. 1937 ในการประชุมแบบเดียวกันที่นครชิคาโก สหรัฐอเมริกา ได้ตกลงให้ใช้หน่วยเรินต์เกนวัดปริมาณรังสีแกมมาด้วย

เพราะรังสีแกมมาและรังสีเอ็กซ์เหมือนกันทุกอย่าง นอกจากกำเนิดไม่เหมือนกัน คือ รังสีเอ็กซ์มนุษย์ทำขึ้น แต่รังสีแกมมาเกิดโดยธรรมชาติ รังสี 1 เรินต์เกน ฉายผ่านอากาศแห้ง จำนวน 0.001293 กรัม ที่ 0 องศาเซลเซียส ความกดดัน 760 มิลลิเมตรปรอท จะทำให้โมเลกุลของอากาศปล่อยอิออนซึ่งมีไฟฟ้าสถิต 1 หน่วยประจุไฟฟ้าสถิตหรือ 1 อีเอสยู (electrostatic unit ; e.s.u.) ถ้าคิดเป็นพลังงาน 1 เรินต์เกน จะเท่ากับ 83 เอิร์กต่อกรัมอากาศ หรือ 93 เอิร์กต่อกรัมของเนื้อ

- **เรป** (roentgen equivalent physics ; R.E.P) คือ จำนวนรังสีใดๆที่ให้พลังงาน 93 เอิร์กต่อ 1 ลูกบาศก์เซนติเมตรของเนื้อ

- **เรม** (roentgen equivalent man ; R.E.M.) คือ จำนวนรังสีใดๆที่ให้ผลทางชีววิทยาต่อเนื้อคนเท่ากับผลที่เกดจากรังสีเอ็กซ์ 1 เรินต์เกน

- **แรด** (roentgen absorbed dose ;R.A.D) ในปี ค.ศ. 1953 ในการประชุมรังสีวิทยานานาชาติครั้งที่ 7 ที่นครโคเปนเฮเกน มีมติให้ใช้แรดเป็นหน่วยวัดปริมาณรังสีที่ถูกดูด โดยสิ่งมีชีวิต ในรูปของพลังงานที่สะสมในช่วงเวลาหนึ่ง

- **เกรย์** (Gray ; Gy) เป็นหน่วยในระบบเอสไอ (SI unit) ของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนเข้าสู่ร่างกาย มีค่าเท่ากับ 2 Jkg^{-1}

$$100 \text{ rad} = 1.0 \text{ Gy}$$

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

$$1 \text{ mrad} = 0.01 \text{ mGy}$$

$$10 \text{ mrad} = 0.1 \text{ mGy}$$

$$100 \text{ mrad} = 1.0 \text{ mGy}$$

- **ซีเวิร์ท** (Sievert; SV) เป็นหน่วยในระบบเอสไอของจำนวนรังสีทีมากที่สุดที่มนุษย์สามารถได้รับด้วยความปลอดภัยเป็นจำนวนที่เรียกว่า relative biological effective (RBE) ซึ่ง 1rem = 10^{-2} SV และ 1 SV = 100 rem

2.3.6 ผลและอันตรายของรังสีเอ็กซ์ต่อร่างกาย

อันตรายของรังสีเอ็กซ์ต่อร่างกายนั้นได้ถูกสังเกตเป็นครั้งแรกในเดือนมกราคม หลังจากที่มีการประกาศการค้นพบรังสีเอ็กซ์ 1 เดือน การค้นพบอันตรายในระยะแรกนั้นเกี่ยวข้องกับอันตรายต่อผิวหนังและแขนขาของบุคลากรที่ทำงานเกี่ยวกับรังสีเอ็กซ์ ซึ่งเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกายมีความไวต่อรังสีแตกต่างกัน ดังตารางที่ 2.1 [6]

เวลาที่ต้องการสำหรับการเกิดอันตรายจากรังสีนั้นมีได้ตั้งแต่การทำให้เซลล์ต่างๆตายโดยทันทีไปจนถึงเวลาล่าช้าไปมากหลายชั่วอายุก่อนที่จะมีการเปลี่ยนแปลงทางด้านกรรมพันธุ์ โดยทั่วไปแล้วถ้ารังสีมีความแรงมากจะทำให้เกิดอันตรายรวดเร็วและถึงตายได้ โดยทำให้การเคลื่อนไหวของโปรโตพลาสซึมของเซลล์ (Cytoplasm) หมดไป และโปรตีนในเซลล์มีการแข็งตัว เมื่อรังสีมีความ

เข้มน้อยจะทำให้การแบ่งนิวเคลียสของเซลล์อย่างอ้อม(mitosis) ของเซลล์ล่าช้าไป นอกจากอันตรายต่อโครโมโซม(chromosome) ที่เห็นได้ ยังมีอันตรายในทางกรรมพันธุ์อันจะนำไปสู่การผ่าเหล่าหรือการก่อมะเร็ง(carcinogenesis)ได้

ตารางที่ 2.1 ความต้านทาน(Resistance)ของเนื้อเยื่อในร่างกายมนุษย์ต่อรังสี

ความต้านทานมากที่สุด	คอลลาเจน(Collagen) กระดูก (Bone) กล้ามเนื้อ (Muscle) ระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system) หนังกำพร้า (Epidermis of skin) รูขุมขน (Hair follicle of skin)
ความต้านทานปานกลาง	เยื่อบุผิวของลำไส้ใหญ่(Epithelium of colon) เยื่อบุผิวของกระเพาะอาหาร(Epithelium of stomach) เยื่อบุผิวของลำไส้เล็ก(Epithelium of small intestine) เนื้อเยื่อที่มีส่วนในการสร้างเม็ดเลือด(Hemopoietic tissues) เซลล์กำเนิดเม็ดเลือดแดง(Erythroblasts) เซลล์น้ำเหลือง(Lymphocytes)
ความต้านทานน้อยที่สุด	เซลล์เพศชายที่จะกลายเป็นตัวอสุจิ 2 ตัว(Spermatogonia)

1. ผลของรังสีต่อร่างกาย

ผลที่สำคัญของรังสีต่อร่างกายที่เกิดขึ้นโดยทันทีคือ ทำให้เซลล์ของอวัยวะที่สำคัญตายไป อย่างไรก็ดีการตอบสนองของอวัยวะต่างๆนั้นอาจคาดการณ์ไม่ได้และมีกลไกซับซ้อน ทั้งนี้เนื่องจากมีการสร้างเซลล์ขึ้นมาใหม่ ปัจจัยทางด้านฮอร์โมนและภูมิคุ้มกัน รวมทั้งกลไกการซ่อมแซมของเซลล์ เนื้อเยื่อที่ได้รับผลกระทบในระยะแรกๆนั้นเป็นเนื้อเยื่อที่มีการสร้างทดแทนใหม่อยู่เรื่อยๆ เช่น เยื่อบุทางเดินอาหารและระบบการสร้างเลือด เมื่อเนื้อเยื่อเหล่านี้ถูกทำลายจะทำให้ตายได้ภายในเวลาเป็นวันหรือเป็นสัปดาห์ ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับปริมาณรังสีที่ได้รับ

1) ผลของการได้รับรังสีปริมาณมาก [7]

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับการสร้างเม็ดเลือด (hematopoietic syndrome) เป็นผลจากการทำลายของสเทมเซลล์หรือเซลล์น้ำเหลืองในไขกระดูกที่เป็นต้นกำเนิดของเซลล์(stem cell)ในไขกระดูกหลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1.5-6 Sv 1 วัน หลังจากการรับรังสีสเทมเซลล์ในไขกระดูกจะลดลงใน

อัตราที่เป็นสัดส่วนโดยตรงกับปริมาณรังสี เช่น ลดลง 10-20%, 25-30% และ 50-60% หลังจากที่ได้รับรังสี 1-2 Sv, 3-4 Sv และ 5-7 Sv ตามลำดับ แต่เม็ดเลือดต่างๆในกระแสเลือดซึ่งมีความไวต่อรังสีน้อยกว่าสเทมเซลล์จะยังคงระดับปกติ ซึ่งแตกต่างจากเซลล์น้ำเหลืองที่มีความไวต่อรังสีมากที่สุดจำนวนเซลล์น้ำเหลืองจะลดลงกว่าครึ่งภายในเวลา 48 ชั่วโมง หลังจากที่ได้รับรังสีขนาด 1-2 Sv เม็ดเลือดในกระแสเลือดได้แก่ เม็ดเลือดขาว และ เกล็ดเลือด จะเริ่มลดลงในเวลา 10-15 วัน หลังจากได้รับรังสีการลดลงของเม็ดเลือดเหล่านี้เป็นผลจากการที่สเทมเซลล์ในไขกระดูกไม่สามารถผลิตเซลล์มาทดแทนเม็ดเลือดที่เสื่อมสภาพไปตามอายุขัย ต่างจากเม็ดเลือดแดงซึ่งจะลดลงไม่มากนักเพราะมีอายุยาวนานถึง 120 วัน การลดลงของค่าฮีโมโกลบิน (hemoglobin) จะเกิดขึ้นเนื่องจากสภาวะเลือดออกง่ายจากการลดลงของเกล็ดเลือดประมาณสัปดาห์ที่ 3 ผู้ป่วยจะมีอาการหนาวสั่นอ่อนเพลียเป็นแผลในปากและมีเลือดออกใต้ผิวหนังอาจมีผมร่วงถ้าได้รับรังสี $\geq$ 3 Sv ถ้าปริมาณรังสี ที่ผู้ป่วยได้รับมีขนาดไม่เกิน 6 Sv อาจสามารถช่วยชีวิตผู้ป่วยได้โดยการให้ดูแลอย่างดีตามด้วยการปลูกถ่ายไขกระดูก มิฉะนั้นแล้วผู้ป่วยจะเสียชีวิตภายใน 1-2 เดือน มีสาเหตุเนื่องจากการติดเชื้อ

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับกระเพาะอาหารและลำไส้ (gastrointestinal syndrome) เป็นผลจากการรับรังสีขนาด 6-10 Sv ซึ่งมากพอที่จะทำลายเซลล์เยื่อบุทางเดินอาหารโดยเฉพาะอย่างยิ่งลำไส้เล็ก ซึ่งไวต่อรังสีมากกว่าส่วนอื่น ซึ่งจะเริ่มต้นในเวลา 3-7 วันหลังจากรับรังสีในระยะนี้ผู้ป่วยจะมีอาการคลื่นไส้อาเจียนและท้องร่วงอย่างแรงรังสีขนาด 5-6 Sv อย่างไรก็ตามผลจากการทำลายในระดับนี้ ยังไม่ส่งผลร้ายแรงมากนัก แต่ถ้าปริมาณรังสีที่มีขนาดมากกว่า 6 Sv จะก่อให้เกิดการสูญเสียน้ำและเกลือแร่ และเป็นช่องทางให้เชื้อโรคเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วยจะเสียชีวิตเนื่องจากสภาวะการสูญเสียน้ำจากร่างกายอย่างมาก (dehydration) และ electrolyte imbalance ภายในเวลา 2 สัปดาห์

- อาการของโรคที่เกี่ยวกับระบบประสาทส่วนกลาง (Central nervous system syndrome) เป็นผลจากการได้รับรังสีที่มีขนาดมากเกิน 15 Sv เป็นเหตุการณ์ที่เกิดขึ้นได้ไม่บ่อยผู้บาดเจ็บจะมีอาการเจ็บป่วยภายในเวลาไม่กี่นาที หลังจากที่ได้รับรังสีโดยมีอาการคลื่นไส้อาเจียนอย่างรุนแรงและมีอาการอื่น ๆ ที่เข้าข่ายอาการของโรคที่เกี่ยวกับระบบประสาท (neurological syndrome) ได้แก่ ความไม่สามารถประมาณทิศทาง สถานที่ เวลา หรือบุคคล (disorientation),สูญเสียการประสานงานและการเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อ (loss of coordination and muscular movement), การหดเกร็งของกล้ามเนื้ออย่างรุนแรงจากอาการชักของโรคลมบ้าหมู (convulsion seizure), หมดสติ (coma) และในที่สุดจะเสียชีวิตภายในเวลา 2 วัน สาเหตุของการเสียชีวิตยังไม่เป็นที่ทราบแน่ชัดเนื่องจากสมองเป็นอวัยวะที่มีความทนต่อรังสีมากที่สุด แต่เป็นที่เชื่อกันว่าผลของรังสีต่อหลอดเลือดที่เลี้ยงสมองน่าจะเป็นสาเหตุที่สำคัญ

2) ผลของการได้รับรังสีปริมาณน้อย

เมื่อได้รับรังสีจำนวนน้อย ผลที่เกิดขึ้นไม่รุนแรงมาก และอาจต้องใช้เวลานาน ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับ

ปริมาณรังสีที่ได้รับ ซึ่งจะกล่าวถึงเฉพาะการเปลี่ยนแปลงของอวัยวะที่น่าสนใจ ได้แก่

- อาการหนังร้อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (Erythema) เมื่อผิวหนังได้รับรังสีครั้งหนึ่งนั้นจะเริ่มมีการเปลี่ยนแปลงภายใน2-3 ชั่วโมง แต่บางครั้งจะเริ่มภายใน 2-3 วัน คือ ผิวหนังจะมีลักษณะแดงแล้วจะค่อยๆหายไปภายในเวลา 2-3 วัน อย่างไรก็ดีในวันที่ 11 หลังจากได้รับรังสีนั้นผิวหนังจะมีลักษณะแดงขึ้นมาอีก และจะอยู่จนถึงประมาณวันที่ 28 แล้วค่อยๆเปลี่ยนเป็นผิวหนังสี

- ภาวะการเกิดต้อกระจก (Cataractogenesis) เนื่องจากรังสีทำให้เซลล์ตายจึงทำให้เกิดการขุ่นมัว ตามปกติภาวะนี้เกิดขึ้นได้แต่ช้ามากและขึ้นอยู่กับอายุของผู้ป่วย แต่เมื่อได้รับรังสีจะทำให้เซลล์ของเลนซ์ตายมากขึ้นทำให้เกิดการขุ่นมัว ผู้ป่วยที่ได้รับรังสี 250-650 แรด จะมีระยะแฝงของการเกิดต้อกระจกถึง 8 ปี เมื่อได้รับรังสีเพิ่มขึ้นเป็น 1000 แรดจะมีระยะแฝงสั้นลงเหลือประมาณ 4 ปี

3) ผลต่อการสืบพันธุ์

- การเป็นหมัน ผลที่สำคัญของรังสีต่ออวัยวะสืบพันธุ์ คือจะทำให้เซลล์ของอวัยวะสืบพันธุ์ตาย จึงทำให้เป็นหมัน ในเพศชายพบว่าเมื่ออัณฑะได้รับรังสีเฉพาะที่ขนาด 30 แรด ทำให้ตัวอสุจิลดลงเป็นหมันชั่วคราว(Functional sterility), ขนาด 250 แรดครั้งเดียว จะทำให้ไม่มีตัวอสุจิ (Aspermia) ชั่วคราวประมาณ 1 ปี, ขนาด 400-600 แรด ครั้งเดียว จะทำให้เป็นหมันถาวรแต่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงในสมรรถภาพและความรู้สึกทางเพศแต่อย่างไร เพราะฮอร์โมนเพศชายยังปกติ

- การผ่าเหล่าในมนุษย์ พบว่าผู้ที่ได้รับรังสีประมาณ 9.4 % จะเกิดโรคทางกรรมพันธุ์ได้ และรังสีสามารถทำให้เกิดความผิดปกติทางกรรมพันธุ์ได้ 4 ประการ คือ ลักษณะส่วนสำคัญที่ถ่ายทอดทางกรรมพันธุ์ (Dominant), recessive, x-linked และ chromosomal

4) ผลต่อทารกในครรภ์

รังสีมีผลต่อการเจริญเติบโตของทารกในครรภ์ มีดังนี้

-รังสีขนาดปานกลาง ประมาณ 250 เรินต์เกน ที่ทารกได้รับในระยะ 2-3 เดือนแรกของการตั้งครรภ์ จะไม่มีผลต่อความผิดปกติของทารกที่เกิดมา ถึงแม้ว่าทารกส่วนใหญ่จะมีการตายในครรภ์หรือแท้ง

- ขนาดของรังสีที่ใช้ในการรักษาทางการแพทย์ คือ 500 เรินต์เกน ซึ่งได้รับในระยะ 4-11 สัปดาห์ จะทำให้เกิดความผิดปกติของทารกที่เกิดมาได้อย่างมาก

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับในระหว่าง 11-16 สัปดาห์จะไม่ค่อยมีความผิดปกติต่อตา กระดูก หรืออวัยวะสืบพันธุ์ แต่จะพบบ่อยว่ามีศีรษะเล็กผิดปกติซึ่งมักสัมพันธ์กับปัญญาอ่อนด้วย (microcephaly), ปัญญาอ่อน (mental retardation) และ การเจริญเติบโตช้าลง (stunted growth)

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับในระหว่าง 16-20 สัปดาห์ อาจทำให้เกิดความผิดปกติได้เล็กน้อย คือ มีศีรษะเล็กผิดปกติซึ่งมักสัมพันธ์กับปัญญาอ่อนด้วย, ปัญญาอ่อนและ การเจริญเติบโตช้าลง อย่างชนิดที่เป็นน้อย

- ปริมาณรังสีขนาด 500 เรินต์เกน แต่ได้รับหลังสัปดาห์ที่ 20 ไปแล้ว มักไม่ทำให้ผิดปกติในอวัยวะต่างๆที่เห็นได้ชัดเจน แต่อาจมีอาการผิวหนังร้อนแดงเนื่องจากเลือดคั่ง (skin erythema), การเป็นสีเนื่องจากมีสารจับที่ผิดปกติ (abnormal pigmentation), หรือความบกพร่องของระบบการสร้างเม็ดเลือด (hematopoitic system)

จากที่กล่าวมาทั้งหมด สามารถสรุประดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้นได้ดังตารางที่ 2.2 [8]

ตารางที่ 2.2 ระดับความแรงรังสีและอันตรายที่อาจเกิดขึ้น

ความแรงรังสีระดับ 10,000 มิลลิซีเวิร์ท ในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสีทันทีและทำให้ถึงแก่ความตายใน 2-3 สัปดาห์
ความแรงรังสีระดับ 1,000 มิลลิซีเวิร์ท ในระยะเวลาสั้นๆ	เกิดการบาดเจ็บทางรังสี เช่นคลื่นไส้อาเจียนแต่ไม่ถึงตายและอาจเกิด เป็นมะเร็ง ใน ระยะ หลัง
ความแรงรังสีระดับ 20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	เกณฑ์ความปลอดภัยทางรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานในสถานปฏิบัติงานทางรังสี
ความแรงรังสีระดับ 2 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	ระดับรังสีปกติในธรรมชาติ
ความแรงรังสีระดับ 0.05 มิลลิซีเวิร์ท	ระดับรังสีสูงสุดที่ยอมให้มีอยู่ ณ รอบบริเวณสถานปฏิบัติงานนิวเคลียร์

2. ระดับรังสีที่ปลอดภัย

ระดับรังสีที่ปลอดภัย หมายถึง การเปลี่ยนแปลงในร่างกายที่เกิดขึ้น เนื่องจากรังสีนั้นไม่ปรากฏออกมาให้เห็นและตรวจพบได้ การกำหนดค่าปริมาณสูงสุดที่ยอมให้มนุษย์รับได้โดยถือว่าปลอดภัย ได้รับการพิจารณาจากนักวิทยาศาสตร์และแพทย์มานานแล้ว โดยได้มีการจัดตั้งกลุ่มหรือสถาบันขึ้นทั้งในประเทศ และระหว่างประเทศ เรียกว่า คณะกรรมาธิการว่าด้วยการป้องรังสีระหว่างประเทศ (ICRP = International Commission on Radiological Protection) ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ยอมให้รับได้ เรียกว่าค่า MPD (MPD = Maximum Permissible dose) ขึ้นมาโดยมีความหมายในแง่ที่ว่าการทำงานกับ รังสี ถ้าได้รับรังสีต่ำกว่าค่า MPD ถือว่าปลอดภัย ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะ ต่าง ๆ ดังตาราง 2.3 [9] และระดับรังสีที่ใช้ประโยชน์ในทางการแพทย์ที่เป็นระดับรังสีที่ปลอดภัยแสดงดังตารางที่ 2.4 [8]

ตารางที่ 2.3 ค่า MPD ที่กำหนดให้สำหรับอวัยวะต่างๆ

อวัยวะ (Organ)	MPD rem/ปี
อวัยวะสืบพันธุ์, เลนซ์ตา, ไขกระดูก	5
มือ แขน ขา	75
ผิวหนัง, ไทรอยด์	30
อวัยวะอื่น ๆ	15

ตารางที่ 2.4 เกณฑ์ระดับความแรงของรังสีที่ปลอดภัย

ระดับความแรงรังสี	ระดับรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงาน	ระดับรังสีสำหรับบุคคลทั่วไป
ความแรงรังสีรวม	20 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	1 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
เลนส์ตา	150 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	15 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
ผิวหนัง	500 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	50 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี
มือเท้า	500 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี	50 มิลลิซีเวิร์ทต่อปี

2.3.7 การป้องกันอันตรายจากรังสีเอ็กซ์ มีดังนี้

1. เวลา จำกัดเวลาที่ต้องถูกรังสีให้สั้นที่สุด

2. ระยะห่าง ถ้าใช้ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีมากที่สุดจะได้รับรังสีน้อยที่สุด

3. เครื่องป้องกัน ใช้วัตถุต่างๆที่สามารถดูดซึมรังสีได้ มากั้นไว้ตรงกลางระหว่างร่างกายกับแหล่งกำเนิดของรังสี เช่น การใส่เสื้อตะกั่วกันรังสี หรือใช้ฉากป้องกันรังสี

4. สำหรับรังสีแพทย์และผู้มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องใช้เครื่องวัดรังสี เช่น ฟิล์มวัดรังสี (Film badge) ติดตัวไว้ตลอดเวลาทำงานเพื่อวัดจำนวนรังสีที่ร่างกายได้รับ โดยไม่รู้ตัว

ฟิล์มวัดรังสี : ที่ใช้โดยทั่วไปมีหลายชนิดแต่ลักษณะการใช้ จะคล้ายกัน โดยจะมีฟิล์มเล็กๆใส่เอาไว้ในที่เก็บ ซึ่งเรียกว่า Badge และจะถูกแสงไปพร้อมกับผู้แขวน ด้านหน้าของbadgedจะประกอบ ด้วยตัวกรองแสง (filter) หลายชนิด รวมทั้งช่องว่างเพื่อใช้ในการจำแนกชนิดของแสงที่ได้รับ และการวัดว่าผู้ที่ใช้ฟิล์มวัดรังสีได้รับแสงหรือไม่ และได้รับเท่าไร จะทำโดยการนำ ฟิล์มไปทำการล้าง แล้ววัดค่าความหนาแน่นของฟิล์ม แล้วหาค่าจาก calibration curve ก็จะทราบว่า ได้รับรังสีปริมาณเท่าไร

5. ผู้ที่มีอาชีพทางรังสีวิทยา จำเป็นต้องเป็นผู้มีความรู้เรื่องการป้องกันอันตรายจากการแผ่รังสีด้วย จึงจะปลอดภัย

6. สำหรับผู้ที่มารับการตรวจทางรังสี ควรจะปฏิบัติตัวดังนี้

- ปฏิบัติตามตำแนะนำของรังสีแพทย์และเจ้าหน้าที่รังสีอย่างเคร่งครัด เช่น การถ่ายภาพปอด (Chest X-ray) ต้องเปลี่ยนเสื้อ ถอดสร้อยหรือโลหะทุกชนิดที่อยู่ในบริเวณหน้าอกออกให้หมดเพื่อ

จะได้ไม่ต้องถ่ายซ้ำใหม่ หรือการตรวจพิเศษ เช่น การฉีดตรวจไต ถ้าไม่รับประทานยาระบาย อาจมีอุจจาระบังส่วนไต ทำให้ต้องถ่ายภาพในท่าพิเศษเพิ่มขึ้น ก็จะได้รับรังสีมากขึ้น รวมถึงการจัดท่าทางและกลั้นหายใจขณะถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ด้วย

- สตรีวัยเจริญพันธุ์ ถ้าต้องทำการตรวจทางเอ็กซ์เรย์ของท้องน้อย ควรทำภายใน 10 วัน หลังจากที่มีประจำเดือน (นับจากวันที่ 1 ของรอบเดือน) ถือเป็นช่วงที่ไม่มีไข่ตก
- ผู้ป่วยที่ตั้งครรภ์หรือสงสัยว่าจะมีการตั้งครรภ์ ควรหลีกเลี่ยงการเอ็กซ์เรย์ช่วงท้อง ถ้าจำเป็นควรใช้อัลตราซาวด์ แทนการเอ็กซ์เรย์ส่วนอื่น ๆ ของร่างกายถ้าจำเป็น ต้องใช้เสื้อตะกั่วปิดบริเวณท้องเสมอ
- กรณีที่ผู้ป่วยเป็นเด็ก หรือผู้ป่วยที่มีสามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้เอง ต้องมีผู้ช่วยเป็นญาติหรือบุคลากรทางการแพทย์ฝ่ายอื่นควรปฏิบัติ ดังนี้
  - สวมเสื้อตะถั่ว ถุงมือตะกั่วทุกครั้งที่เข้าช่วย
  - ถ้าเป็นไปได้ให้อยู่ห่างจากแนวรังสีอย่างน้อย 2 เมตร กรณีนี้รวมถึงการถ่ายเอ็กซ์เรย์ตามหอผู้ป่วย (Portable X-ray) ด้วย
- ผู้ป่วยเด็กที่ต้องเอ็กซ์เรย์บ่อยๆ ควรจะใช้ตะกั่วปิดบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์
- ผู้ที่ไม่มีหน้าที่เกี่ยวข้องกับการตรวจเอ็กซ์เรย์ ไม่ควรเข้ามาในแผนกโดยไม่จำเป็น

2.3.7 ประโยชน์ของเอ็กซ์เรย์ทางการแพทย์ [5]

1) รังสีวินิจฉัย

รังสีเอ็กซ์ เมื่อฉายทะลุอวัยวะที่ต้องการตรวจแล้ว จะเกิดเป็นรูปแบบขึ้นบนฟิล์มเอ็กซ์เรย์ เมื่อนำฟิล์มเอ็กซ์เรย์ไปล้างตามกรรมวิธี จะได้ภาพทั้งภายนอกและภายในของอวัยวะ เช่น กระดูกที่ฝังอยู่ในเนื้อ หรือ แผลวัณโรคที่อยู่ในเนื้อปอด ทำให้วินิจฉัยโรคได้โดยไม่ต้องผ่าอวัยวะนั้นเข้าไปดูภายใน ถ้าฉายรังสีที่มีรูปแบบแล้วนี้ไปถูกกระจกที่ฉาบด้วยแบเรียมแพลติโนไซอะไนต์ หรือแคลเซียมทังสเตตในห้องมืด ก็จะเห็นภาพของอวัยวะภายในได้ทันที แต่ภาพนี้ไม่ค่อยจะชัดนักเพราะแสงเรืองที่เกิดขึ้นนั้นอ่อนมาก จึงต้องดูในห้องมืด และรังสีแพทย์ผู้ตรวจต้องปิดตาหรืออยู่ในห้องมืดเสียก่อนราว 20 นาที จนตาคุ้นกับความมืด จึงจะดูเห็น การตรวจด้วยวิธีนี้เรียกว่า ฟลูออโรสโคปี (fluoroscopy) ซึ่งในปัจจุบันนี้ มีผู้นำภาพจากแสงเรืองๆในห้องมืดนี้มาฉายผ่านเครื่องปรับความเข้มของแสงที่เรียกว่า อิเมจอินเทนซิไฟเออร์ (image intensifler) แล้วนำสัญญาณภาพไปฉายออกทางจอโทรทัศน์ ทำให้รังสีแพทย์ทำการตรวจอวัยวะภายในโดยการทำฟลูออโรสโคปีใน ห้องที่มีแสงสว่างธรรมดาได้ และชัดเจนกว่าการทำในห้องมืด การตรวจด้วยวิธีนี้ รังสีแพทย์จะเห็นการเคลื่อนไหวของอวัยวะภายในได้สะดวก ตัวอย่างที่เห็นได้ชัดเจน คือ การตรวจกระเพาะอาหาร ลำไส้ และถุงน้ำดี รูปที่ 2.13 แสดงถึงเครื่องทำฟลูออโรสโคปีชนิดที่ใช้เครื่องปรับความเข้มของแสงและโทรทัศน์วงจรปิด

อวัยวะบางอย่างที่ตรวจพบได้ไม่ชัดเจน แพทย์อาจทำให้เห็นชัดเจนขึ้นได้โดยใช้สารทึบแสงบางอย่าง ซึ่งสารทึบแสงเหล่านี้ แบ่งออกเป็น สารทึบแสงที่ทึบน้อยกว่าเนื้อ ได้แก่ ก๊าซต่างๆ เช่น อากาศ คาร์บอนไดออกไซด์ และไนตรัสออกไซด์ และสารทึบแสงที่ทึบมากกว่าเนื้อ ได้แก่ สารประกอบไอโอดีน และแบเรียมซัลเฟต (barium sulphate)

รูปที่ 2.13 เครื่องทำฟลูออโรสโคปีชนิดที่ใช้เครื่องปรับความเข้มของแสงและโทรทัศน์วงจรปิด

2) เทอร์โมกราฟี (Thermography)

คือ การถ่ายรูปโดยใช้แสงอินฟราเรด (Infrared) ซึ่งแสดงรูปแบบของอุณหภูมิของผิวหนังตามส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย โดยมีสมมติฐานว่า ร่างกายส่วนใดมีก้อนมะเร็งอยู่ข้างใต้ผิวหนัง ส่วนนั้นจะมีอุณหภูมิสูงกว่าที่ผิวหนังส่วนอื่นๆ

3) ไมโครเวฟเทอร์โมกราฟี (Microwave Thermography)

เทอร์โมกราฟีแบบธรรมดาที่กล่าวมาแล้วใช้แสงอินฟราเรด ซึ่งมีอำนาจทะลุทะลวงต่ำ จึงเหมาะที่จะวัดของอุณหภูมิที่ผิวหนัง แต่ไมโครเวฟเทอร์โมกราฟีสามารถวัดอุณหภูมิได้ลึกลงไปในเนื้อมากกว่าแบบธรรมดา คือวัดได้ลึกลงไปราว 1เซนติเมตรในเนื้อ และ8 เซนติเมตร ในไขมันและในกระดูก ข้อเสียของไมโครเวฟเทอร์โมกราฟี คือ ภาพที่ได้ไม่ค่อยชัด

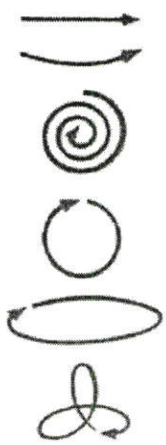
4) โทโมกราฟี (Tomography or Bodysection)

คือ การถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ให้เห็นชัดเฉพาะในระนาบที่ต้องการดูเพียงระนาบเดียว โดยจะให้ส่วนอื่นๆที่อยู่นอกระนาบที่ต้องการดูพร่ามัวไปหมด วิธีถ่ายคือจัดให้หลอดเอ็กซ์เรย์และกล่องใส่ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ มีการเคลื่อนไหวไปในทิศทางและด้วยความเร็วที่มีส่วนสัมพันธ์กันตลอดเวลา โดยมีจุดหมุนระหว่างหลอดเอ็กซ์เรย์กับกล่องใส่ฟิล์มเอ็กซ์เรย์หยุดนิ่ง อยู่ในระนาบของร่างกายที่ต้องการดู การเคลื่อนที่ของหลอดเอ็กซ์เรย์และกล่องใส่ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ มีหลายแบบ ดังแสดงในรูปที่ 2.14

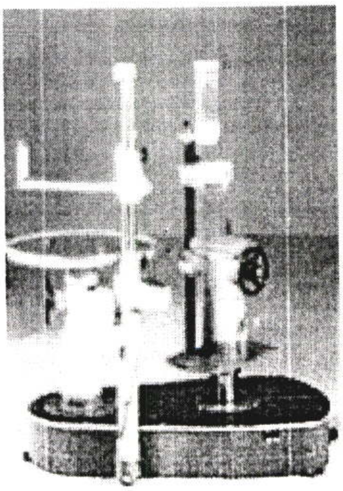
1. แบบเส้นตรงซึ่งใช้กันมากโดยทั่วไป
2. แบบเส้นโค้ง

3. แบบก้นหอย
4. แบบวงกลม
5. แบบวงรี
6. แบบไฮโพไซคลอยด์ (hypocucloid) เป็นรูปแบบที่สลับซับซ้อนที่สุด แต่ก็ให้ความละเอียดของภาพสูงสุดด้วย

7. โทโมกราฟีแบบตัดขวางลำตัว ดังรูปที่ 2.15 ใช้หลอดเอ็กซ์เรย์ติดไว้สูง ๆ ข้างฝาห้อง คนไข้นั่งขี่บนอานด้านขวา และมีกล่องใส่ฟิล์มวางแบน ๆ บนถาดกลมด้านซ้าย เวลาถ่ายอานและคนไข้ ตลอดจนถาดและกล่องใส่ฟิล์มจะหมุนรอบตัวไปในทิศเดียวกันและด้วยอัตราการหมุนคิดเป็นรอบต่อนาทีเท่ากัน ภาพที่ได้เป็นภาพตัดขวางลำตัวของคนไข้ ตรงส่วนที่รังสีเอ็กซ์วิ่งผ่านไปกระทบฟิล์ม เครื่องแบบนี้เป็นประโยชน์มากสำหรับวางแผนรังสีรักษาในคนไข้โรคมะเร็ง

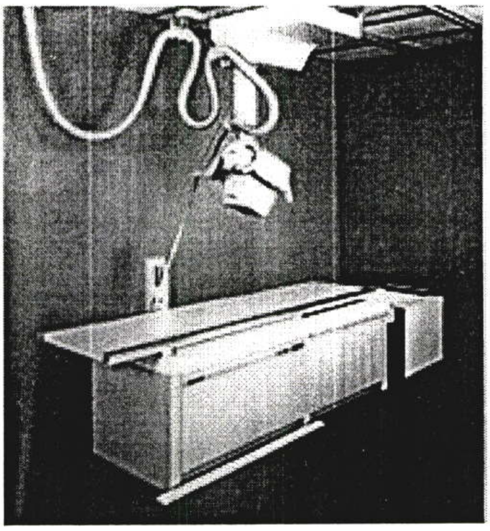


รูปที่ 2.14 โทโมกราฟฟีแบบต่างๆ



รูปที่ 2.15 เครื่องโทโมกราฟฟีแบบตัดขวางลำตัว

ในการถ่ายโทโมกราฟีทุกแบบดังกล่าวแล้วนี้หลอดเอ็กซ์เรย์ กล่องใส่ฟิล์มเอ็กซ์เรย์ และจุดหมุนจะอยู่ในเส้นตรงอันเดียวกันอยู่ตลอดเวลา รูปที่ 2.16 แสดงถึงเครื่องทำโทโมกราฟฟี



รูปที่ 2.16 เครื่องทำโทโมกราฟฟี

5) โฟโทฟลูออโรกราฟี (Photoflurography)

คือ การทำฟลูออโรสโคปี แล้วใช้กล่องถ่ายรูปถ่ายจากจอฟลูออโรสโคปีอีกที่หนึ่ง จะได้ภาพเป็นฟิล์มเล็กขนาด 70 x 70 มิลลิเมตร หรือ 100 x 100 มิลลิเมตร เพื่อสะดวกรวดเร็วและประหยัดฟิล์มด้วย จึงเหมาะที่จะใช้ถ่ายเอ็กซ์เรย์ปอดสำหรับคนจำนวนมาก ๆ แบบนี้ดีที่ประหยัด แต่ไม่สามารถให้รายละเอียดได้ เมื่อพบสิ่งผิดปกติแล้วต้องศึกษารายละเอียดด้วยฟิล์มขนาดใหญ่อีกทีหนึ่ง

6) ซีเนเรดิโอกราฟี (Cineradiography)

คือ การถ่ายภาพยนตร์จากจอฟลูออโรสโคปี โดยผ่านเครื่องปรับความเข้มของแสง ที่เรียกว่า อิเมจอินเทนซิไฟเออร์

7) แมมโมกราฟี (Mammography)

คือ การเอ็กซ์เรย์เต้านม โดยใช้รังสีเอ็กซ์ที่มีอำนาจทะลุทะลวงต่ำมาก คือประมาณ 20 กิโลโวลต์ และไม่ใช้แผ่นโลหะกรองรังสีเอ็กซ์หน้าหลอดเลย การถ่ายด้วยวิธีนี้มักใช้ฟิล์มและกล่องใส่ฟิล์มสำหรับการนี้โดยเฉพาะ ทำให้เกิดความคมชัด และเห็นรายละเอียดของพยาธิสภาพภายในของเนื้ออ่อน ๆ ของต่อมน้ำนม ท่อน้ำนม หัวนม และลานหัวนม ตลอดจนเส้นเลือดของเต้านมได้ชัดเจนกว่าถ่ายด้วยวิธีธรรมดามาก

8) การถ่ายรูปจากเทปโทรทัศน์

ในวารสารรังสีวิทยา และเวชศาสตร์นิวเคลียร์นานาชาติ เดือนกันยายน ค.ศ. 1981 มีรายงาน

ของเดวิด เอ็ม ไฮนส์ (David M. Hyncs) กับคณะแห่งศูนย์สุขภาพเซนต์โจเซฟ เมื่อโตรอนโต แคนาดา ถึงความสำเร็จในการอัดเทปโทรทัศน์ จากการทำฟลูออโรสโคปีแล้วเลือกถ่ายเฉพาะรูปที่ต้องการจากเทปที่อัดไว้นั้นโดยใช้กล้องถ่ายแบบมัลติฟอร์แมต (multiformat camera) การถ่ายภาพจากเทปโทรทัศน์นี้ทำให้เกิดผลดี คือนอกจากประหยัดฟิล์มได้มากแล้ว ยังลดจำนวนรังสีเอ็กซ์ที่ใช้ลงมากด้วย

9) ดิจิตอลเรดิโอกราฟี (Digital Radiography)

ในปี ค.ศ. 1972 หลังจากการค้นพบเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ ได้มีการนำเอาดิจิตอลคอมพิวเตอร์มาใช้เก็บข้อมูลของอวัยวะ และนำมาสร้างเป็นภาพขึ้นในจอโทรทัศน์ วิธีนี้ทำให้เราสามารถถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ของอวัยวะเล็ก ๆ เช่น เส้นเลือดได้โดยไม่ต้องฉีดสารทึบแสงเข้าเส้นโลหิตแดง เพียงแต่ฉีดสารทึบแสงจำนวนน้อย ๆ (เช่นที่ใช้ในการตรวจไต) เข้าเส้นโลหิตดำที่แขนซึ่งทำง่ายกว่า และปลอดภัยกว่ามากด้วย

10) ซีโรเรดิโอกราฟฟี (Xeroradigraphy)

เป็นการถ่ายเอ็กซ์เรย์โดยไม่ต้องใช้ฟิล์ม วิธีทำคือ ใช้แผ่นที่ฉาบด้วยประจุไฟฟ้าสถิต มาบรรจุลงในกล่องกันแสง แล้วเอาถ่ายเอ็กซ์เรย์แทนฟิล์มเอ็กซ์เรย์ เมื่อถ่ายแล้วเอาไปผ่านเครื่องล้างแผ่นไฟฟ้าสถิต โดยไม่ต้องใช้ห้องมืด จะได้ภาพอวัยวะของเราออกมาเป็นสีน้ำเงินจางๆบนแผ่นกระดาษ ส่วนแผ่นไฟฟ้าสถิตนั้นเอากลับไปใช้ซ้ำได้อีกไม่จำกัดจำนวนครั้ง ลักษณะของภาพที่ได้นั้นมีความละเอียดชัดเจนสูง เห็นเนื้อเยื่อตลอดจนกระดูกได้พร้อมกันหมด จึงมีประโยชน์มาก

ในปัจจุบันพบว่า ถ้าฉีดสารทึบแสงจำนวนน้อยเข้าไปในเส้นเลือดดำที่แขน แล้วถ่ายภาพด้วยซีโรเรดิโอกราฟฟี จะได้ภาพของเส้นเลือดทั้งเส้นเลือดดำและเส้นเลือดแดง คุณภาพของภาพที่ได้ดีมาก

11) แพนอรัลโทโมกราฟี (Panoral Tomography)

คือ การถ่ายเอ็กซ์เรย์ทั้งปากให้ชัดในระนาบกลางของฟัน โดยใช้การเคลื่อนของกล่องฟิล์มที่ได้ส่วนสัมพันธ์กับการเคลื่อนของหลอดเอ็กซ์เรย์ และให้การเคลื่อนนั้นเป็นแบบเส้นโค้งสองเส้นที่หันส่วนโค้งเข้าหากัน ภาพเอ็กซ์เรย์ที่ได้แสดงฟันทุกซี่มาเรียงกันเป็นระเบียบ ฟันล่างและฟันบนทุกซี่จะมารวมกันอยู่ในภาพเดียวกัน จึงเหมาะที่จะใช้ในการจัดฟันมากกว่าถ่ายเพื่อหาสิ่งผิดปกติ เช่น หาตำแหน่ง และขนาดของฟันผุ

12) แพนอรามิกเดนตัลเรดิโอกราฟี (Panoramic Dental Radiography)

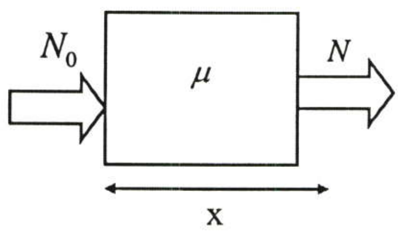
เราอาจถ่ายเอ็กซ์เรย์ฟันทั้งปากได้อีกวิธีหนึ่งโดยสร้างหลอดเอ็กซ์เรย์ให้เล็กมากขนาดนิ้วมือให้รังสีเอ็กซ์ออกมาจากตรงปลายหลอด เอาหลอดเอ็กซ์เรย์ยื่นเข้าไปในปาก และเอากล่องใส่ฟิล์มอย่างอ่อนและโค้งมาหุ้มรอบปาก รังสีเอ็กซ์จากหลอดเอ็กซ์ในปากจะวิ่งทะลุฟันและผนังปากย้อนกลับออกมากระทบฟิล์มเอ็กซ์เรย์ในกล่อง ภาพที่ได้จะเป็นภาพขยายที่โตกว่าขนาดจริงของฟัน

2.4 คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

2.4.1 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

จุดมุ่งหมายของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ คือ การแมปค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของการฉายรังสีเอ็กซ์ไปยังวัตถุ ซึ่งเราจะฉายรังสีเอ็กซ์ไปยังวัตถุ และตรวจจับรังสีเอ็กซ์ที่ถูกดูดกลืน ซึ่งค่าของรังสีเอ็กซ์ที่ถูกดูดกลืน จะเรียกว่า ข้อมูลโปรเจคชัน ซึ่งการหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน แบ่งออกเป็น 3 กรณี คือ

1) กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 1 ค่า และการฉายแสงไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกัน



รูปที่ 2.17 ลำรังสีเอ็กซ์ที่ฉายไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด

พิจารณารูปที่ 2.17 ถ้าเราทำการฉายรังสีเอ็กซ์ไปยังวัตถุ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่าง $N, \Delta N, \Delta x$ และ μ ดังสมการที่ 2.1

$$\frac{\Delta N}{N} \cdot \frac{1}{\Delta x} = -\mu \tag{2.1}$$

จากนั้น จึงหาลิมิต โดยให้ Δx มีค่าเข้าใกล้ 0 จะได้ดังสมการที่ 2.2

$$\frac{1}{N} dN = -\mu dx \tag{2.2}$$

อินทิเกรตทั้ง 2 ข้างของสมการ จะได้

$$\int_{N_0}^{N} \frac{dN}{N} = -\mu \int_{0}^{x} dx \tag{2.3}$$

จัดรูปสมการใหม่ โดยการเอาล็อกการิธึมคูณทั้ง 2 ข้าง จะได้

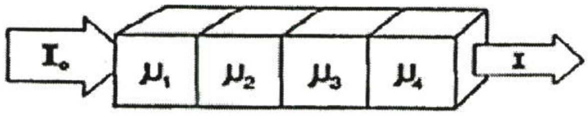
$$\ln N - \ln N_0 = -\mu x \tag{2.4}$$

จัดสมการใหม่ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุ กับโฟตอนที่ออกจากวัตถุ ดังสมการที่ 2.5

$$N = N_0 e^{-\mu x} \tag{2.5}$$

ซึ่ง N คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุ
N_0 คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุ
μ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน
x คือ ความหนาของวัตถุ

2) กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า แต่มีการฉายแสงไปยังวัตถุเพียง 1 ครั้ง



รูปที่ 2.18 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า

พิจารณารูปที่ 2.18 เป็นการฉายรังสีเอ็กซ์ผ่านชิ้นส่วนของเนื้อเยื่อซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 4 ค่า คือ μ_1, u_2, μ_3, μ_4 จะได้ความสัมพันธ์ระหว่าง I กับ I_0 ดังสมการที่ 2.8

$$I = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)x] \tag{2.6}$$

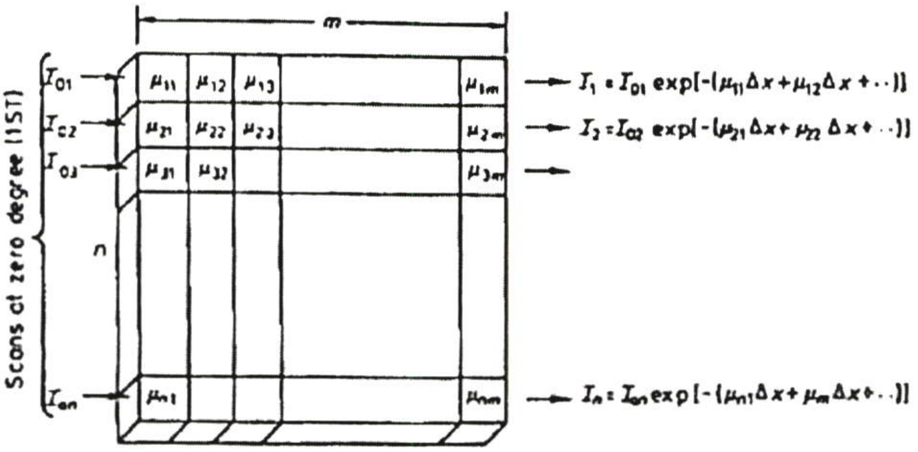
ซึ่ง I และ I_0 คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุ และ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุ ตามลำดับ, μ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน และ x คือ ระยะทางของลำอิเล็กตรอน

จากนั้นจึงเอาลอกการิธึม คูณทั้ง 2 ข้าง จะได้ $p(x)$ ผลรวมของค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

$$p(x) = \sum_{i=1}^{4} \mu_i \tag{2.7}$$

3) กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า และมีการฉายรังสีหลายทิศทาง

พิจารณารูปที่ 2.19 จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุกับโฟตอนที่ออกจาก วัตถุ ดังสมการที่ 2.8



รูปที่ 2.19 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่าและมีการฉายรังสีหลายทิศทาง

$$\begin{aligned} I_1 &= I_{01}\exp[-(\mu_{11}\Delta x + \mu_{12}\Delta x + \mu_{13}\Delta x + \ldots + \mu_{1m}\Delta x)] \\ I_2 &= I_{02}\exp[-(\mu_{21}\Delta x + \mu_{22}\Delta x + \mu_{23}\Delta x + \ldots + \mu_{2m}\Delta x)] \\ &\vdots \\ I_n &= I_{0n}\exp[-(\mu_{n1}\Delta x + \mu_{n2}\Delta x + \mu_{n3}\Delta x + \ldots + \mu_{nm}\Delta x)] \end{aligned} \tag{2.8}$$

จัดรูปสมการใหม่ จะได้

$$p_i(x) = \mu_{i1} + \mu_{i2} + \mu_{i3} + \ldots + \mu_{im} \tag{2.9}$$

ซึ่ง $p_i(x)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

ต่อมาพิจารณารูปที่ 2.20 เป็นภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์ ซึ่งจะถือว่าเป็นวัตถุที่มีสารหลายชนิดประกอบกัน จะได้ความสัมพันธ์ระหว่าง I_0 กับ I ดังสมการที่ 2.10

$$I = I_0 \exp\left[-\int_{ray} f(x,y)\,du\right] \tag{2.10}$$

จากนั้น จึงจัดรูปสมการใหม่ จะได้ดังสมการที่ 2.11

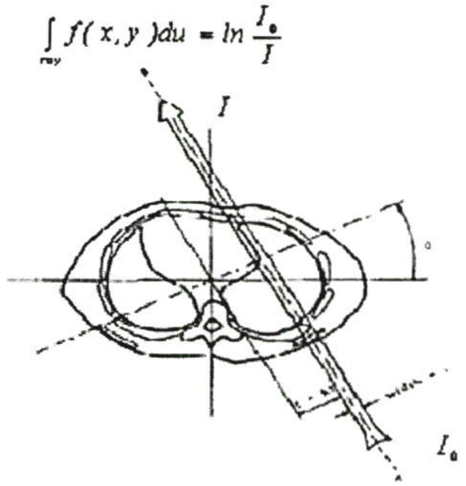
$$\int_{ray} f(x,y)\,du = \ln\frac{I_0}{I} \tag{2.11}$$

ซึ่ง I_0 คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุจากด้าน A

I คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุทางด้าน B

du คือ ระยะทางตลอดความยาว AB

$f(x, y)$ คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน



รูปที่ 2.20 แสดงภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์

อย่างไรก็ตาม ในเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์นั้น การแมปค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน $f(x, y)$ นั้น เราจะต้องทำการฉายรังสีไปยังวัตถุมากกว่า 1 มุม จากการที่หมุนแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์และตัวตรวจจับนั้น จะได้ข้อมูลโปรเจคชันที่มุมแตกต่างกัน ซึ่งข้อมูลโปรเจคชันนี้เราจะนำไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ

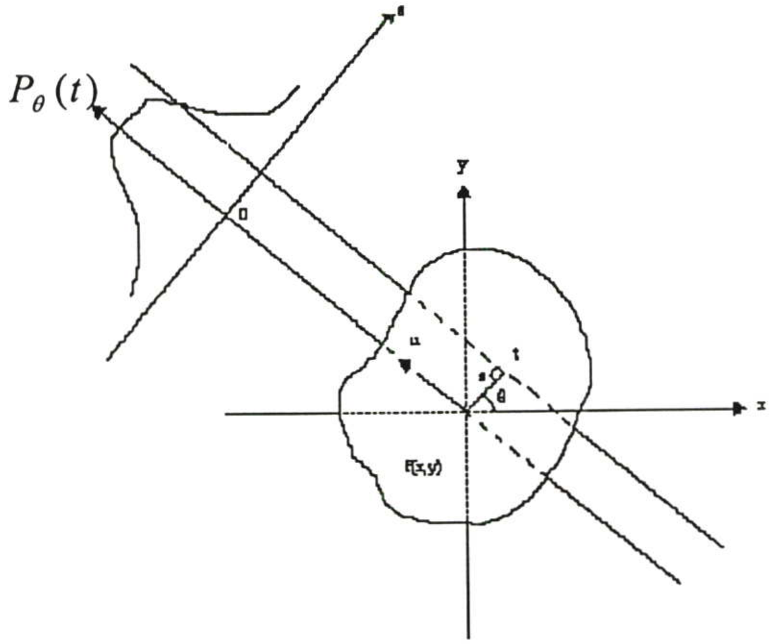
2.4.2 การอินทิเกรตในแนวเส้น และการโปรเจคชัน (Projections)

การอินทิเกรตในแนวเส้น เป็นการแสดงถึงการอินทิเกรตของตัวแปรของวัตถุตลอดแนวเส้น จากรูปที่ 2.21 แสดงถึงใช้ระบบพิกัด อธิบายการอินทิเกรตในแนวเส้นและการโปรเจคชัน จากภาพสมมติให้ $f(x, y)$ คือวัตถุรูปร่าง 2 มิติ และสมการของเส้น AB ในรูปที่ 2.33 คือ

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t \tag{2.12}$$

จากความสัมพันธ์ใน (2.12) จะได้นิยามของการอินทิเกรตในแนวเส้น ($P_\theta(t)$) คือ

$$P_\theta(t) = \int_{(\theta,t)line} f(x, y)ds \tag{2.13}$$



รูปที่ 2.21 โปรเจคชันของวัตถุ $f(x,y)$ ที่มุม θ

ใช้เดลต้า ฟังก์ชัน เขียนใหม่ได้เป็น

$$P_\theta(t) = \int_{-\alpha}^{\alpha}\int_{-\alpha}^{\alpha} f(x,y)\delta(x\cos\theta + y\sin\theta - t)dxdy \tag{2.14}$$

2.4.3 การแปลงเรดอน (Radon Transform)

การแปลงเรดอนของฟังก์ชัน $f(x,y)$ เขียนแทนด้วย $g(s,\theta)$ ซึ่งนิยาม คือ การอินทิเกรตในแนวเส้นตลอดเส้น ที่มุม θ และระยะ s จากจุดกำเนิด ดังแสดงในรูปที่ 2.22 สามารถเขียนเป็นสมการทางคณิตศาสตร์ คือ

$$g(s,\theta) = Rf = \int\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y)\delta(x\cos\theta + y\sin\theta - s)dxdy, -\infty < s < \infty, 0 \le \theta < \pi \tag{2.15}$$

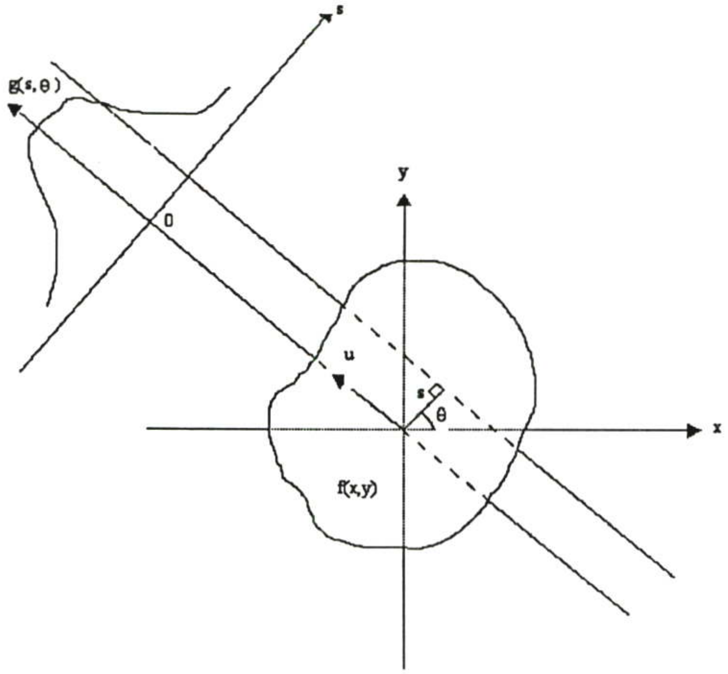
สัญลักษณ์ R คือ ตัวกระทำการแปลงเรดอน (Radon transform operator) การแปลงเรดอนของฟังก์ชัน $f(x,y)$ หรือ $g(s,\theta)$ สามารถเขียนสมการใหม่ให้อยู่ในระบบพิกัดการหมุน (s,u) (Rotating coordinate system) ซึ่ง

$$\begin{aligned} s &= x\cos\theta + y\sin\theta \\ u &= -x\sin\theta + y\cos\theta \end{aligned} \quad \text{หรือ} \quad \begin{aligned} x &= s\cos\theta - u\sin\theta \\ y &= s\sin\theta + u\cos\theta \end{aligned} \tag{2.16}$$

จากสมการที่ (2.15) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$g(s,\theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(s\cos\theta - u\sin\theta, s\sin\theta + u\cos\theta)du \qquad (2.17)$$

$$-\infty < s < \infty, 0 \le \theta < \pi$$



รูปที่ 2.22 เรขาคณิตของการแปลงเรดอน

2.4.3 ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ (The Fourier Slice Theorem)

การพิสูจน์ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ทำได้โดยการแปลงฟูเรียร์ 1 มิติ ของโปรเจคชันขนานและมีข้อสังเกตคือจะเป็นการแปลงฟูเรียร์ 2 มิติของสไลด์ของวัตถุ จากนั้นจะได้ข้อมูลโปรเจคชันหลังจากนั้นจึงทำการแปลงกลับฟูเรียร์ 2 มิติ

เริ่มต้นด้วยการนิยามของการแปลงฟูเรียร์ 2 มิติของวัตถุ จะได้

$$F(u,v) = \int_{-\alpha}^{\alpha}\int_{-\alpha}^{\alpha} f(x,y)e^{-j2\pi(ux+vy)}dxdy \qquad (2.18)$$

จากนิยามของโปรเจคชันที่มุม θ และการแปลงฟูเรียร์ คือ

$$S_{\theta}(w) = \int_{-\alpha}^{\alpha} P_{\theta}(t) e^{-j2\pi wt} dt \tag{2.19}$$

ตัวอย่างที่ง่ายที่สุดของทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ คือ ให้โปรเจคชันที่มุม $\theta = 0$ จะเริ่มต้นด้วยการพิจารณาการแปลงฟูเรียร์ของวัตถุตลอดเส้นในโดเมนความถี่ โดยให้ $v = 0$ จะได้

$$F(u,0) = \int_{-\alpha}^{\alpha}\int_{-\alpha}^{\alpha} f(x,y) e^{-j2\pi ux} dxdy \tag{2.20}$$

แต่เนื่องจากตัวประกอบเฟส (Phase factor) จะไม่ขึ้นอยู่กับ y เราสามารถแบ่งการอินทิเกรตออกเป็น 2 ส่วนคือ

$$F(u,0) = \int_{-\alpha}^{\alpha}\left[\int_{-\alpha}^{\alpha} f(x,y)dy\right] e^{-j2\pi ux} dx \tag{2.21}$$

จากนิยามของโปรเจคชันขนาน จะได้เทอมในวงเล็บเหมือนกับสมการของโปรเจคชันตลอดแนวนอนที่ค่า x คงที่

$$P_{\theta=0}(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y)dy \tag{2.22}$$

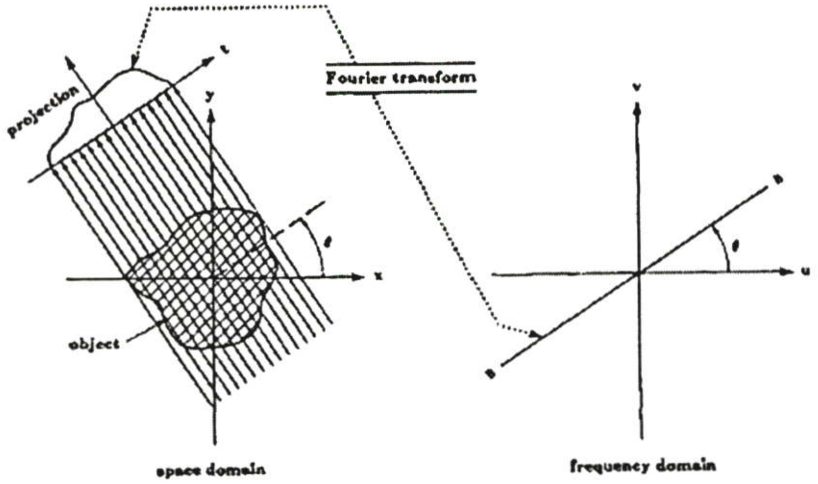
เอา (2.22) แทนไปใน(2.21) จะได้

$$F(u,0) = \int_{-\infty}^{\infty} P_{\theta=0}(x) e^{-j2\pi ux} dx \tag{2.23}$$

ทางด้านขวามือ แสดงถึงการแปลงฟูเรียร์ 1 มิติ ของโปรเจคชัน $P_{\theta=0}$ ดังนั้นเราจะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโปรเจคชันในแนวตั้งกับการแปลง 2 มิติ ของ ฟังก์ชันวัตถุ คือ

$$F(u,0) = S_{\theta=0}(u) \tag{2.24}$$

จะเห็นว่าเป็นรูปแบบอย่างง่ายของทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ ผลที่ได้นี้จะไม่ขึ้นอยู่กับการหมุนระหว่างวัตถุกับระบบพิกัด



รูปที่ 2.23 ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์มีความสัมพันธ์กับการแปลงฟูเรียร์ของโปรเจคชันของวัตถุตลอดแนวรัศมี [10]

จากตัวอย่างดังรูปที่ 2.23 ระบบพิกัด (t,s) หมุนโดยมุม θ การแปลงฟูเรียร์ของโปรเจคชันซึ่งนิยามใน (2.22) จะเป็นการแปลงฟูเรียร์ 2 มิติ ของวัตถุตลอดเส้นที่หมุนเป็นมุม θ ซึ่งจะอธิบายได้ดังนี้ การแปลงฟูเรียร์ของโปรเจคชันขนานของวัตถุ $f(x,y)$ ที่มุม θ จะแบ่งการแปลง 2 มิติออกเป็นสไลด์ $F(u,v)$ หรือจะกล่าวได้ว่าการแปลงฟูเรียร์ของ $P_\theta(t)$ จะได้ $F(u,v)$ ตลอดความยาวของเส้น BB

อนุพันธ์ของทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์สามารถหาได้โดยการพิจารณา พิกัด (t,s) เป็นการหมุนที่จุดกำเนิดของระบบ (x,y) อธิบายได้โดย

$$\begin{bmatrix} t \\ s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ -\sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \qquad (2.25)$$

ซึ่งในระบบพิกัด (t,s) เราจะสามารถเขียนโปรเจคชันตลอดแนวเส้นของค่าคงที่ t ได้เป็น

$$P_\theta(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t,s)ds \qquad (2.26)$$

จากสมการที่ (2.19) การแปลงฟูเรียร์

$$S_\theta(w) = \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(t)e^{-j2\pi wt}dt \qquad (2.19)$$

เอานิยามของโปรเจคชันไปแทนในสมการที่ (2.19) จะได้

$$S_\theta(w) = \int_{-\infty}^{\infty} [f(t,s)ds] e^{-j2\pi wt} dt \tag{2.27}$$

จากนั้นเอาผลที่ได้มาแปลงให้อยู่ในระบบพิกัด *(x , y)* โดยใช้ความสัมพันธ์ในสมการ (2.25) จะได้

$$S_\theta(w) = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi w(x\cos\theta + y\sin\theta)} dxdy \tag{2.28}$$

ทางด้านขวาของสมการ คือการแปลงฟูเรียร์ 2 มิติ ที่ความถี่ $u = w \cos \theta, v = w \sin \theta$ หรือ

$$S_\theta(w) = F(w,\theta) = F(w\cos\theta, w\sin\theta) \tag{2.29}$$

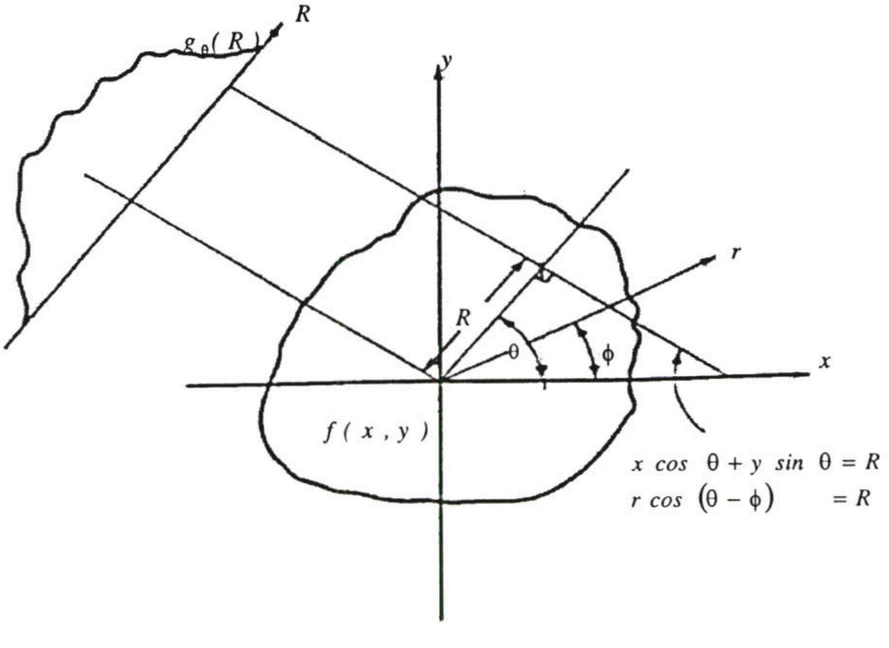
บทที่ 3

อัลกอริธึมของการสร้างภาพตัดขวาง

3.1 บทนำ

จากบทที่ผ่านมาได้ทราบถึงประวัติความเป็น ส่วนประกอบและการทำงานของเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องการสร้างภาพตัดขวางไปแล้ว ในบทนี้จะกล่าวถึงอัลกอริธึมที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง ในวิธีการสร้างภาพตัดขวางนั้นจะเป็นการนำเอาข้อมูลโปรเจคชันมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งข้อมูลโปรเจคชันในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ก็คือ ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

3.2 วิธีแบคโปรเจคชัน



รูปที่ 3.1 โปรเจคชันของฟังก์ชัน 2 มิติ

จากรูปที่ 3.1 และนิยามของโปรเจคชันที่กล่าวมาแล้วในบทที่ 2 จะได้นิยามของแบคโปรเจคชันของโปรเจคชันที่มุม θ คือ

$$b_\theta(x,y) = \int_0^\pi g_\theta(R)\delta(x\cos\theta + y\sin\theta - R)dR \qquad (3.1)$$

$b_\theta(x, y)$ คือ ตัวกระทำแบคโปรเจคชัน (Backprojection operator) ของโปรเจคชัน $g_\theta(R)$ ที่มุม θ ดังนั้น การสร้างภาพกลับ (Reconstruction) จากวิธีแบคโปรเจคชัน คือ ผลรวมของแบคโปรเจคชันในทุกๆมุม จะได้

$$
\begin{aligned}
f_b(x, y) &= \int_0^{\pi} b_\theta(x, y)\, d\theta \\
&= \int_0^{\pi}\int_{-\alpha}^{\alpha} g_\theta(R)\,\delta(x\cos\theta + y\sin\theta - R)\, dR\, d\theta \\
&= \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\alpha}^{\alpha} g_\theta(R)\,\delta(x\cos\theta + y\sin\theta - R)\, dR
\end{aligned}
\tag{3.2}
$$

$f_b(x, y)$ คือ ภาพที่ได้จากการสร้างภาพกลับ ซึ่งการสร้างภาพกลับแบบนี้มักจะเรียกว่า ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของชั้นของเนื้อเยื่อตามความลึกที่เลือกไว้ (Laminogram) ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากวิธีแบคโปรเจคชัน($f_b(x, y)$) นี้ จะไม่ใช่วัตถุต้นฉบับที่นำมาสร้างภาพกลับ ($f(x, y)$) ซึ่งจะอธิบายได้ดังนี้

เริ่มต้น พิจารณาคุณสมบัติของเดลต้าฟังก์ชัน คือ

$$
\delta(r) = \begin{cases} 1 & if \quad r = 0 \\ 0 & otherwise \end{cases}
\tag{3.3}
$$

สมมติให้เดลต้าฟังก์ชันที่จุดกำเนิดคือฟังก์ชันรูปภาพต้นฉบับ $f(x, y)$ จะได้

$$
f(x, y) = \delta(x)\delta(y) \rightarrow \frac{\delta(r)}{\pi r}
\tag{3.4}
$$

จากพิกัดเชิงมุมฉาก $x\cos\theta + y\sin\theta = R$ และพิกัดเชิงขั้ว $r\cos(\theta - \phi) = R$ จะสามารถเขียนโปรเจคชัน $g_\theta(R)$ ได้เป็น

$$
\begin{aligned}
g_\theta(R) &= \int_{-\alpha}^{\alpha}\int_{-\alpha}^{\alpha} f(x, y)\,\delta(x\cos\theta + y\sin\theta - R)\, dx\, dy \\
&= \int_{-\alpha}^{\alpha}\int_{-\alpha}^{\alpha} f(r, \phi)\,\delta(r\cos(\theta - \phi) - R)\, r\, dr\, d\phi
\end{aligned}
\tag{3.5}
$$

นำสมการที่ (3.4) ไปแทนลงในสมการ (3.5) จะได้

$$g_{\theta}(R)=\int_{0}^{2\pi}\int_{0}^{\alpha}\frac{\delta(r)}{\pi r}\delta(r\cos(\theta-\phi)-R)rdrd\phi \tag{3.6}$$

จัดรูปสมการใหม่ จะได้

$$g_{\theta}(R)=\int_{0}^{\pi}\int_{-\infty}^{\infty}\frac{\delta(r)}{\pi}\delta\left[r\cos\left(\theta-\phi\right)-R\right]drd\phi \tag{3.7}$$

จาก $\int_{0}^{\alpha}dr\delta(r)f(r)=f(0)$ จะได้

$$g_{\theta}(R)=\int_{0}^{\pi}d\phi\frac{\delta\left[R\right]}{\pi}=\delta(R) \tag{3.8}$$

แสดงว่าโปรเจคชันของเดลต้าฟังก์ชันก็คือ เดลต้าฟังก์ชันเช่นกัน ถ้าเดลต้าฟังก์ชันเหล่านี้ถูกแบคโปรเจค จะได้ผลตอบสนองอิมพัลส์ คือ

$$\begin{aligned}h_b(r)&=\int_{0}^{\pi}d\theta\int_{-\alpha}^{\alpha}\delta(R)\delta(r\cos(\theta-\phi)-R)dR\\&=\int_{0}^{\pi}\delta(r\cos(\theta-\phi))d\theta\end{aligned} \tag{3.9}$$

จากเดลต้าฟังก์ชันของฟังก์ชันของตัวแปร

$$\delta\left[f(x)\right]=\sum\frac{\delta(x-x_n)}{\left|f'(x_n)\right|} \tag{3.10}$$

ซึ่ง x_n คือ รากของ $f(x)$ จะได้

$$\begin{aligned}&f(\phi)=r\cos(\theta-\phi), \qquad \phi_1=\frac{\pi}{2}+\theta\\&f'(\phi)=r\sin(\theta-\phi)\Big|_{\phi_1=\frac{\pi}{2}-\theta}=r\end{aligned} \tag{3.11}$$

ดังนั้น

$$h_b(r) = \int_0^{\pi} \frac{\delta\left(\phi - (\frac{\pi}{2} + \theta)\right)}{r} d\theta = \frac{1}{r} \quad (3.12)$$

จะได้ การสร้างภาพกลับด้วยวิธีแบคโปรเจคชัน คือ

$$f_b(x, y) = f(x, y) ** \frac{1}{r} \quad (3.13)$$

** คือ คอนโวลูชัน 2 มิติ และภาพที่ได้จากวิธีนี้จะเบลอ สามารถแก้ปัญหานี้ได้ด้วยการใช้วิธีฟิลเตอร์ก่อนที่แบคโปรเจคชัน ซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อต่อไป

3.3 วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน

วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันนี้เป็นวิธีที่ใช้ในการปรับปรุงวิธีแบคโปรเจคชันในการลดผลของ $\frac{1}{r}$ ซึ่งวิธีนี้จะใช้ความรู้เกี่ยวกับทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ ซึ่งวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันนี้สามารถทำได้ 2 วิธี คือ วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และ วิธีคอนโวลูชันแบคโปรเจคชัน (Convolution Back-projection)

3.3.1 วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน

วิธีการนี้จะเริ่มต้นจากทำการแปลงข้อมูลโปรเจคชัน แล้วนำข้อมูลโปรเจคชันที่ถูกแปลงแล้วมาทำการฟิลเตอร์ หลังจากนั้นจึงนำผลลัพธ์ที่ได้ไปทำการแปลงกลับฟูเรียร์ สุดท้ายจึงนำผลลัพธ์ไปแบคโปรเจค ก็จะได้ภาพกลับคืนมา ซึ่งจะสามารถอธิบายได้ด้วยสมการทางคณิตศาสตร์ ดังนี้

เริ่มจากความสัมพันธ์ระหว่างแบคโปรเจคชันกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของชั้นของเนื้อเยื่อตามความลึกที่เลือกไว้($f_b(x, y)$) คือ

$$f_b(x, y) = \int_0^{\pi} d\theta \int_{-\infty}^{\infty} g(R, \theta)\, \delta(x \cos\theta + y \sin\theta - R)\, dR \quad (3.14)$$

ทำการแปลง $g(R, \theta)$ ให้อยู่ในเทอมฟูเรียร์โดยใช้ทฤษฎีบทของฟูเรียร์สไลด์ ได้ $F(\rho, \theta)$ แล้วแทนไปในสมการที่ (3.14) จะได้

$$f_b(x,y)=\int_0^{\pi}d\theta\int_{-\infty}^{\infty}\left[\int_{-\infty}^{\infty}F(\rho,\theta)e^{i2\pi\rho R}d\rho\right]\delta(x\cos\theta+y\sin\theta-R)dR \quad (3.15)$$

อินทิเกรตตลอด R จะได้

$$f_b(x,y)=\int_0^{\pi}d\theta\int_{-\infty}^{\infty}F(\rho,\theta)\exp[i2\pi\rho(x\cos\theta+y\sin\theta]d\rho \quad (3.16)$$

จากการแปลงฟูเรียร์ 2 มิติ ในรูปแบบเชิงขั้ว จะได้

$$f(x,y)=\int_0^{2\pi}d\theta\int_0^{\infty}F(\rho,\theta)\exp[j2\pi\rho(x\cos\theta+y\sin\theta)]\rho d\rho \quad (3.17)$$

เขียนสมการใหม่ให้สอดคล้องกับสมการที่ (3.18) โดยการกำหนดขอบเขตของ θ คือ 0 ถึง π และ ขอบเขตของ ρ คือ $-\infty$ ถึง ∞ จะได้

$$f(x,y)=\int_0^{\pi}d\theta\int_{-\infty}^{\infty}F(\rho,\theta)\exp[i2\pi\rho(x\cos\theta+y\sin\theta]|\rho|d\rho \quad (3.18)$$

ซึ่งสมการที่ (3.18) นี้จะมีค่าเท่ากับสมการที่ (3.17) จากสมการนี้ $f(x,y)$ จะเป็นจำนวนจริง และ $F(\rho,\theta)=F^*(-\rho,\theta+\pi)$ ดังนั้นจึงใช้ $|\rho|$ แทน ρ เนื่องจาก ในการอินทิเกรตจะมีค่าเป็นจำนวนลบด้วย

เปรียบเทียบสมการที่ (3.18) กับสมการของแบคโปรเจคชัน (3.16) จะเห็นว่า มีข้อแตกต่างอยู่ตรง $|\rho|$ แทน $F(\rho,\theta)$ ด้วย $\Im_1\{g_\theta(R)\}$ ในสมการที่ (3.15) แล้วคูณและหารด้วย $|\rho|$ จะได้

$$f_b(x,y)=\int_0^{\pi}d\theta\int_{-\infty}^{\infty}\frac{\Im_1\{g_\theta(R)\}}{|\rho|}\exp[j2\pi\rho(x\cos\theta+y\sin\theta)]|\rho|d\rho \quad (3.19)$$

จะเห็นว่า การแปลงของแต่ละโปรเจคชัน $g_\theta(R)$ จะถูกถ่วงน้ำหนักด้วย $1/|\rho|$ แนวรัศมี ซึ่งเป็นสาเหตุให้ภาพที่ได้จากการสร้างภาพกลับเบลอ ดังนั้นเราจะแก้ไขโดยการถ่วงน้ำหนักของแต่ละการแปลงโปรเจคชัน ด้วย $|\rho|$ ก่อนที่จะแบคโปรเจค จะได้

$$f(x,y)=\int_{0}^{\pi}d\theta\int_{-\infty}^{\infty}\frac{\Im_1\{g_\theta(R)\}\cdot|\rho|}{|\rho|}\exp[i2\pi\rho(x\cos\theta+y\sin\theta)]|\rho|d\rho \qquad (3.20)$$

ซึ่งการสร้างภาพกลับแบบนี้ เรียกว่า ฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และจากสมการที่ (3.22) สามารถเขียนเป็นสัญลักษณ์ ได้ดังนี้

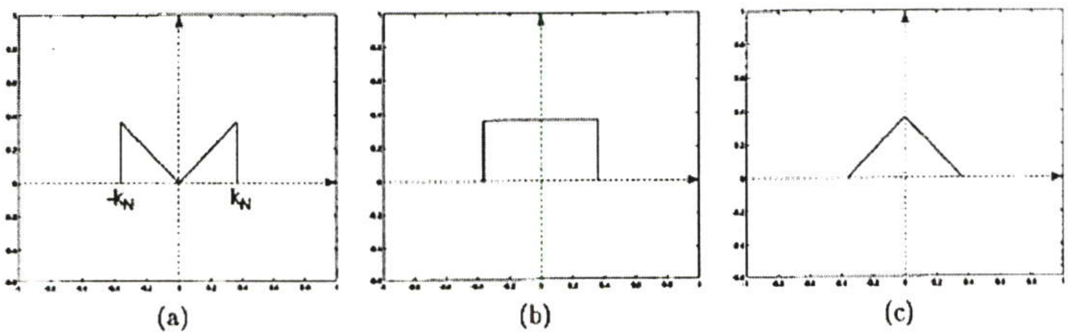
$$f(x,y)=\int_{0}^{\pi}d\theta\int_{-\infty}^{\infty}\left[\int_{-\infty}^{\infty}\Im_1\{g_\theta(R)\}\cdot|\rho|e^{i2\pi\rho R}\right]\delta(x\cos\theta+y\sin\theta-R)dR \qquad (3.21)$$

$$=\int_{0}^{\pi}d\theta\int_{-\infty}^{\infty}\Im_1^{-1}\left[\Im_1\{g_\theta(R)\}\cdot|\rho|\right]\delta(x\cos\theta+y\sin\theta-R)dR \qquad (3.22)$$

จะเห็นได้ว่า เราจะทำการฟิลเตอร์ข้อมูลโปรเจคชันก่อนที่จะทำแบคโปรเจคชันของทุกๆมุม ซึ่งการฟิลเตอร์นี้จะใช้ $|\rho|$ และในการฟิลเตอร์เราจะทำในโดเมนความถี่โดยเริ่มจากเอาการแปลงฟูเรียร์ของข้อมูลโปรเจคชันไปคูณกับฟิลเตอร์ แล้วจึงแปลงกลับฟูเรียร์

ในทางดิจิตอลคอมพิวเตอร์จะเขียนสมการฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันในรูปแบบดีสครีต โดยจะเปลี่ยน $\int$ เป็น $\sum$, $d\theta$ เป็น $\Delta\theta$ และ $d\rho$ เป็น $\Delta\rho$ ได้โดยตรง แต่เทอม $|\rho|$ ซึ่งเรียกว่า ฟิลเตอร์แรมป์ (Ramp filter) จะมีค่าไม่คงที่ จากการที่แรมป์ฟิลเตอร์มีค่าไม่คงที่จะทำให้สามารถนำมาใช้ในทางปฏิบัติได้ ดังนั้นจึงพิจารณาการแปลงฟูเรียร์กลับของฟิลเตอร์

$$\begin{aligned}\Im^{-1}\{|\rho|\}&=\int_{-\infty}^{\infty}|\rho|\exp(i2\pi\rho R)d\rho\\&=-\frac{1}{2\pi^2R^2}\end{aligned} \qquad (3.23)$$



รูปที่ 3.2 (a) ฟิลเตอร์ Ram-Lak (b) ฟิลเตอร์ Ram-Lak แบบสี่เหลี่ยม (c) ฟิลเตอร์ Ram-Lak แบบสามเหลี่ยม

ฟิลเตอร์ในรูปที่ 3.2 (a) คือ ฟิลเตอร์ Ram-Lak (Ram-Lak Filter) ซึ่งเป็นชื่อของผู้คิดฟิลเตอร์ชนิดนี้ คือ Ramachandran และ Lakshiminarayanan และสามารถเขียนฟิลเตอร์นี้ในรูปของสี่เหลี่ยมและสามเหลี่ยมได้ ดังรูปที่ 3.2 (b) และ (3.2 (c) ตามลำดับ จะได้การแปลงกลับฟูเรียร์ คือ

$$q(r) = \frac{k_N \sin(2\pi k_N R)}{\pi R} - \frac{1-\cos(2\pi k_N R)}{2\pi^2 R^2} \tag{3.24}$$

ผลที่ได้จากฟังก์ชันฟิลเตอร์จะไม่มีลักษณะเฉพาะ (Singularity) ที่ $R = 0$ ในการทำให้เป็นดีสครีตนั้น เราจะแทนด้วย $R_n = n\Delta R$ และ $k_n = \frac{1}{(2\Delta R)}$ จะได้

$$q(R_n) = \begin{cases} \frac{1}{4(\Delta R)^2} & \text{if } n = 0 \\ 0 & \text{if } n \text{ is even} \\ -\frac{1}{(\pi n(\Delta R))^2} & \text{if } n \text{ is odd} \end{cases} \tag{3.25}$$

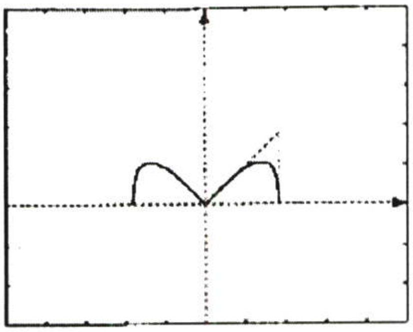
จากการใช้ความถี่ในช่วง k_N จะทำให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้น ปรับปรุงได้โดยการใช้ฟิลเตอร์ที่ทำให้เรียบขึ้น โดยส่วนใหญ่จะใช้ ฟิลเตอร์ Shepp-Logan (Shepp-Logan filter) หรือ ฟิลเตอร์ความถี่ต่ำ เช่น Hann, Hamming ซึ่งสมการของ Hamming คือ

$$H(k) = \begin{cases} \alpha + (1-\alpha)\cos\frac{\pi k}{k_N} & \text{for } |k| \le k_N \\ 0 & \text{for } |k| \ge k_N \end{cases} \tag{3.26}$$

ที่ $\alpha = 0.5$ จะได้ฟิลเตอร์ คือ Hann หรือ Hanning และที่ $\alpha = 0.54$ จะได้ฟิลเตอร์ คือ Hamming รูปที่ 3.3 จะแสดงให้เห็นถึงผลจากการปรับปรุงฟิลเตอร์ Hann ให้ใช้ได้เหมือนกับฟิลเตอร์ Ram-Lak

จากทั้งหมดนี้ จะได้สมการของฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันแบบดีสครีต ซึ่งเขียนโดยใช้สมการที่ (3.27) และจากสมการแบคโปรเจคชัน จะได้

$$f(x_i, y_j) = \sum_{m=0}^{M-1}\left[\sum_{n=0}^{N-1} p(\theta_m, r_n)\cdot q(x_i\cos\theta_m + y_j\sin\theta_m - R_n)\Delta R\right]\Delta\theta \tag{3.27}$$



รูปที่ 3.3 ฟิลเตอร์ Hann เปรียบเทียบกับ ฟิลเตอร์ Ram-Lak

3.3.2 วิธีคอนโวลูชันแบคโปรเจคชัน

จากฟังก์ชันแบคโปรเจคชันในสมการที่ (3.24) เราสามารถเขียนสมการใหม่ได้เป็น

$$\Im_1^{-1}\left[\Im_1\{g_\theta(R)\}\cdot|\rho|\right]=g_\theta(R)*\Im_1^{-1}\{|\rho|\} \tag{3.28}$$

ซึ่งเป็นการใช้ทฤษฎีการคอนโวลูชันของการแปลงฟูเรียร์ ในวิธีนี้แทนที่จะเป็นการฟิลเตอร์แต่ละโปรเจคชันในโดเมนความถี่ แต่จะเป็นการคอนโวลูชันแต่ละโปรเจคชันกับฟังก์ชัน $c(R)$ แล้วจึงแบคโปรเจคชัน ฟังก์ชันคอนโวลูชัน $c(R)$ นี้มีไวเพื่อลดผลจากฟังก์ชัน $\frac{1}{r}$ ซึ่งจะได้การสร้างภาพกลับจากวิธีนี้คือ

$$f(x,y)=\int_{-\infty}^{\infty}d\theta\int_{-\infty}^{\infty}\left[g_\theta(R)*c(R)\right]\delta(x\cos\theta+y\sin\theta-R)\,dR \tag{3.29}$$

จากสมการที่ (3.26) ฟังก์ชันคอนโวลูชัน คือ

$$c(R)=\Im^{-1}\{|\rho|\} \tag{3.30}$$

เราจะสามารถหาการแปลงนี้ด้วยการหาลิมิต จะได้

$$c(R)=\Im^{-1}\left\{\lim_{\varepsilon\to 0}|\rho|e^{-\varepsilon|\rho|}\right\} \tag{3.31}$$

$$|\rho|e^{-\varepsilon|\rho|}=\rho\left[e^{-\varepsilon\rho}H(\rho)-e^{+\varepsilon\rho}H(-\rho)\right] \tag{3.32}$$

เรียก $H(\cdot)$ ว่า ฟังก์ชันขั้นบันไดหนึ่งหน่วย (unit step function)
ต่อไปจะเริ่มต้นด้วยการหาการแปลงกลับภายในวงเล็บ จะได้

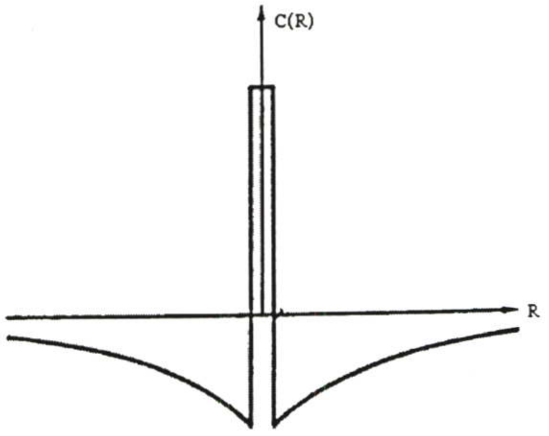
$$\begin{aligned}\Im^{-1}\{[\cdot]\} &= \int_0^{\pi} e^{-\varepsilon\rho} e^{i2\pi R\rho} d\rho - \int_{-\infty}^{0} e^{\varepsilon\rho} e^{i2\pi R\rho} d\rho \\ &= \frac{i4\pi R}{\varepsilon^2 + (2\pi R)^2}\end{aligned} \quad (3.33)$$

ในการแปลงกลับนั้น จะใช้ความสัมพันธ์ของ

$$\Im^{-1}\{\rho A(\rho)\} = \frac{1}{2\pi i} a'(R) \quad (3.34)$$

จะได้

$$\Im^{-1}\left\{\rho\left|e^{-\varepsilon|\rho|}\right.\right\} = \Im^{-1}\{\rho[\cdot]\} = \frac{2\left(\varepsilon^2 - 4\pi^2 R^2\right)}{\left(\varepsilon^2 + 4\pi^2 R^2\right)^2} \quad (3.35)$$



รูปที่ 3.4 ฟังก์ชันคอนโวลูชันที่ไม่สามารถลดผลของ $\frac{1}{r}$

จากรูปที่ 3.4 แสดงให้เห็นถึงฟังก์ชันคอนโวลูชันที่ไม่สามารถลดผลของ $\frac{1}{r}$ ได้ กล่าวคือ ที่ตำแหน่งที่อยู่ใกล้จุดกำเนิด ที่ $R^2 \le \frac{\varepsilon^2}{4\pi^2}$ จะได้ฟังก์ชันคอนโวลูชัน คือ $\frac{2}{\varepsilon^2}$ และที่ค่า R มากๆ $R^2 \ge \frac{\varepsilon^2}{4\pi^2}$ จะได้ฟังก์ชันคอนโวลูชัน คือ $-\frac{1}{2\pi^2 R^2}$

ในการสร้างภาพกลับด้วยวิธีคอนโวลูชันนี้ เราจะต้องหาฟังก์ชันคอนโวลูชันให้ได้ โดยจะพิจารณาในระบบผลตอบสนองอิมพัลส์ โดยจะใช้สมการที่ (3.31) สมติให้ $f(x, y)$ เป็นอิมพัลส์ โดย $g_\theta(R) = \delta(R)$ คือ โปรเจคชันของอิมพัลส์ที่จุดกำเนิด ในการสร้างภาพกลับแบบอิมพัลส์เราจะต้องหาฟังก์ชันคอนโวลูชัน แล้วจึงแบคโปรเจคของโปรเจคชันที่ทุกๆมุม

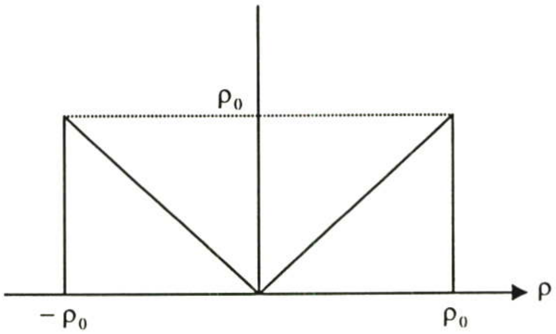
เริ่มจากนำค่า $c(R)$ ที่ได้จากสมการที่ (3.37) ไปแทนค่าในระบบผลตอบสนองอิมพัลส์

$$\begin{aligned} h(r) &= \int_0^\pi d\theta \int_{-\infty}^{\infty} c(R)\delta[r\cos(\theta-\phi) - R]dR \\ &= \lim_{\varepsilon\to 0} 2\int_0^\pi \frac{\varepsilon^2 - 4\pi^2 r^2\cos^2(\theta-\phi)}{[\varepsilon^2 + 4\pi^2 r^2 \cos^2(\theta-\phi)]^2} d\theta \end{aligned} \tag{3.36}$$

ทำการอินทิเกรตจำนวนเชิงซ้อน จะได้

$$h(r) = \lim_{\varepsilon\to 0} K \frac{\varepsilon}{(\varepsilon^2 + 4\pi^2 r^2)^{3/2}} \tag{3.37}$$

K เป็นค่าคงที่ เพื่อความเข้าใจยิ่งขึ้น ฟังก์ชันอิมพัลส์จะมีค่า $\frac{K}{\varepsilon^2}$ ที่จุดกำเนิด และนอกเหนือจากนั้นจะเป็น 0 ดังนั้น จะกำหนดให้ฟิลเตอร์อยู่ในรูปของ $|\rho| rect(\rho / 2\rho_0)$ ซึ่ง ρ_0 คือ ความถี่คัทออฟ และฟิลเตอร์ที่ได้แสดงดังรูปที่ 3.5



รูปที่ 3.5 ความถี่คัทออฟของฟังก์ชันฟิลเตอร์

เพื่อความสะดวกในการแปลงฟูเรียร์ จะกำหนดให้ฟิลเตอร์อยู่ในรูปของ

$$|\rho| rect\left(\frac{\rho}{2\rho_0}\right) = \rho_0\left[rect\left(\frac{\rho}{2\rho_0}\right) - \Lambda\left(\frac{\rho}{\rho_0}\right)\right] \tag{3.28}$$

จะได้ฟังก์ชันคอนโวลูชัน คือ

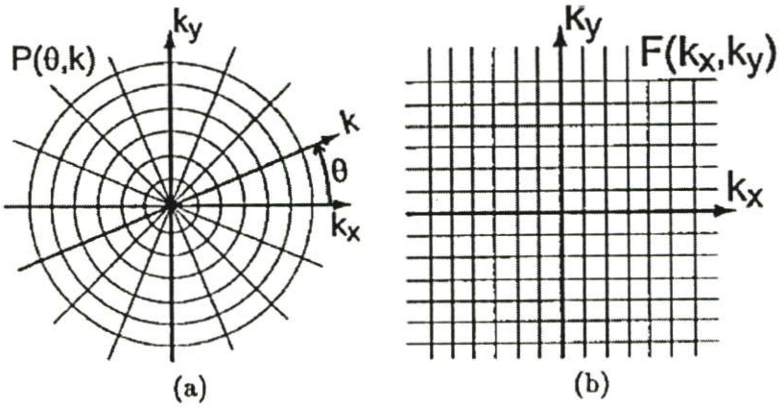
$$\Im^{-1}\left\{|\rho| rect\left(\frac{\rho}{2\rho_0}\right)\right\} = \rho_0^2(2\, sin\, c\, 2\rho_0 - sin\, c^{\,2}\rho_0 R) \qquad (3.39)$$

จากทั้งหมดที่กล่าวมาในวิธีนี้สามารถสรุปได้ว่า การสร้างภาพกลับด้วยวิธีคอนโวลูชัน ทำได้โดยการเอาข้อมูลโปรเจคชัน $g_\theta(R)$ ไปคอนโวลูชันกับ $\rho_0^2(2\, sin\, c\, 2\rho_0 - sin\, c^{\,2}\rho_0 R)$ จากนั้นจึงเอาผลลัพธ์ที่ได้ไปทำแบคโปรเจคชัน ก็จะได้ภาพออกมา

3.4 วิธีการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้การแปลงฟูเรียร์

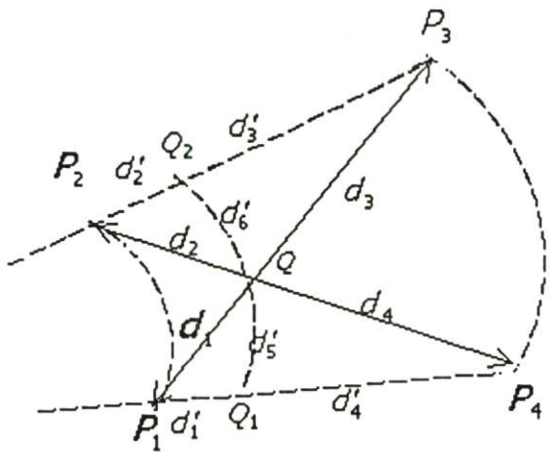
แนวความคิดหลักของวิธีการแปลงฟูเรียร์ คือ การเติมที่ว่างในฟูเรียร์ 2 มิติ ด้วยการนำข้อมูลโปรเจคชันไปแปลงฟูเรียร์ 1 มิติ จากนั้นจึงทำการแปลงกลับฟูเรียร์ 2 มิติ จากแนวความคิดนี้สามารถแบ่งวิธีการสร้างภาพกลับด้วยวิธีการนี้ออกเป็น 3 ขั้นตอน คือ

1) นำข้อมูลโปรเจคชันไปแปลงฟูเรียร์ 1 มิติ จะได้ $F_1\{p_\theta(r)\} = P_\theta(k)$
2) วาง $P_\theta(k)$ ในราสเตอร์เชิงขั้ว(polar raster) จะได้ $P(k , \theta)$ จากนั้นจึงประมาณค่าให้อยู่ในราสเตอร์มุมฉาก (rectangular raster) ดังรูปที่ 3.6
3) ทำการแปลงกลับฟูเรียร์ 2 มิติของ $F(k_x , k_y)$ จะได้ $f(x , y)$



รูปที่ 3.6 (a) ราสเตอร์เชิงขั้ว (b) ราสเตอร์เชิงขั้วมุมฉาก

การประมาณค่าในช่วงจากราสเตอร์เชิงขั้วไปยังราสเตอร์มุมฉาก สามารถทำได้หลายวิธี จากรูปที่ 3.7 จะทำการหาจุด Q จาก P_1, P_2, P_3, P_4 ด้วยวิธีดังต่อไปนี้



รูปที่ 3.7 การประมาณค่าจุด Q

1) การหาจุดที่ใกล้ที่สุด

$$F(Q) = F(P_k) \qquad k : \min_i \{d_i\} = d_k \tag{3.40}$$

2) การประมาณค่าในช่วงเชิงเส้น

$$F(Q) = \frac{\sum_{k=1}^{4} F(P_k) / d_k}{\sum_{k=1}^{4} \frac{1}{d_k}} \tag{3.41}$$

3) การประมาณค่าในช่วงแบบไม่เชิงเส้น

$$\begin{aligned} F(Q) &= \frac{F(Q_1)/d_5' + F(Q_2)/d_6'}{(1/d_5') + (1/d_6')} \\ &= \frac{F(Q_1)/d_6' + F(Q_2)/d_5'}{d_5' + d_6'} \end{aligned} \tag{3.42}$$

ซึ่ง

$$F(Q_1) = \frac{F(P_1)/d_4' + F(P_4)/d_1'}{d_1' + d_4'}, \quad F(Q_2) = \frac{F(P_2)/d_3' + F(P_3)/d_2'}{d_2' + d_3'} \tag{3.43}$$

บทที่ 4
การแสดงภาพในสามมิติ

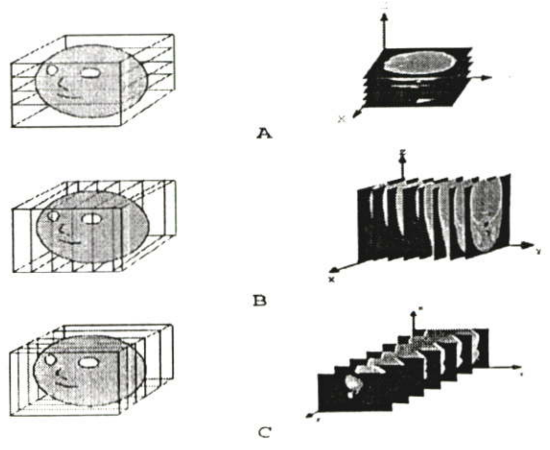
4.1 บทนำ

จากบทที่ผ่านมาได้กล่าวถึงการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีการต่างๆกัน หลังจากที่ได้ภาพตัดขวางมาแล้ว ก็จะนำภาพตัดขวางเหล่านั้นมาเรียงต่อกันจะได้ข้อมูลที่จะสามารถนำไปใช้ในการสร้างภาพสามมิติได้ ข้อมูลดังกล่าวจะเรียกว่า เมตริกซ์เชิงปริมาตร ซึ่งวิธีการแสดงภาพสามมิตินั้น สามารถแสดงได้วิธีการสร้างภาพเชิงพื้นผิว หรือ วิธีการสร้างภาพเชิงปริมาตร ซึ่งในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้ใช้วิธีการแสดงภาพสามมิติ โดยการสร้างภาพเชิงพื้นผิว ด้วยวิธีมาร์ชชิงคิวบ์

ข้อดีของการแสดงภาพสามมิติ คือ การที่จะสามารถเห็นโครงสร้างของอวัยวะส่วนต่างๆได้โดยไม่ต้องมีอุปกรณ์ใดๆรุกล้ำเข้าไปภายในร่างกาย และหลังจากที่นำภาพตัดขวางมาสร้างเป็นภาพสามมิติแล้ว ภาพสามมิติจะมีความสำคัญทางการแพทย์เช่น การวางแผนการผ่าตัด การผ่าตัดอัตโนมัติ เป็นต้น

4.2 การสร้างเมตริกซ์เชิงปริมาตร

หลังจากที่ได้ข้อมูลภาพตัดขวางมาแล้ว จะทำอ่านข้อมูลภาพตัดขวางนั้นเรียงต่อกันในลักษณะเมตริกซ์เชิงปริมาตร เราจะสามารถใช้การอ้างอิงตำแหน่งในระบบสามมิติ โดยที่สามารถอ้างอิงตำแหน่งในรูปแบบระนาบต่างๆ ตามแนวแกนอ้างอิง เริ่มจากระนาบตามแนวแกนตั้งหรือแนวแกนZ ดังแสดงในรูปที่ 4.1 (A) ตามรูปแบบข้อมูลเดิม การอ้างอิงระนาบตามแนวแกนความยาวหรือแนวแกน X ดังแสดงในรูปที่ 4.1 (C)



รูปที่ 4.1 การเรียงข้อมูลในเมตริกซ์เชิงปริมาตรอ้างอิงแกนในระบบสามมิติ

4.3 การหาขอบของวัตถุในภาพ

ภายในข้อมูลภาพตัดขวางจะแสดงข้อมูลรายละเอียดภายในของวัตถุ ดังนั้นเมื่อต้องการแยกพิจารณาเฉพาะวัตถุที่สนใจจะต้องทำการแยกข้อมูลตามค่าความเข้มระดับเทาของของแต่ละกลุ่มข้อมูลพิจารณาจากค่าฮิสโตแกรมของภาพ และหาค่าระดับเทาที่แบ่งตามค่าเทรสโฮลด์ (Threshold)

4.3.1 ฮีสโทแกรม (Histogram)

ข้อมูลของภาพที่แสดงในฮีสโทแกรมจะแสดงคุณสมบัติภาพของภาพว่าอยู่ในด้านสว่างหรือด้านมืด และอธิบายได้ว่าภาพนั้น เป็นวัตถุที่อยู่บนพื้นหลังสีดำ เมื่อ $h(i)$ คือผลรวมของระดับเทาในภาพ โดย i คือจำนวนจุดในภาพทั้งหมด และ n คือจำนวนระดับเทาทั้งหมดในภาพ จากการกระจายของระดับเทาใน $n(i)$ สามารถอธิบายถึงคุณสมบัติของรูปภาพนั้นได้ ว่ารูปนั้นมีระดับเทาของภาพไปในด้านแสงน้อยหรือ ด้านแสงมาก

$$h(i) = \frac{n(i)}{n} \tag{4.1}$$

4.3.2 การแยกภาพวัตถุและพื้นหลังด้วยค่าเทรสโฮลด์

วิธีที่ง่ายในการแยกกลุ่มของภาพระดับเทา ทำได้โดยใช้ค่าเทรสโฮลด์ในการตรวจหาค่าต่ำสุดหรือหาค่าจุดของขอบเขตที่ต้องการ จากพิจารณาข้อมูลคุณสมบัติของภาพที่แสดงในฮีสโทแกรมเราจะใช้จุด T ในรูปที่ 4.2 เป็นจุดแบ่งระหว่างฮีสโทแกรมของพื้นหลังและวัตถุในภาพ โดยให้ช่วง B1 เป็นช่วงค่าฮีสโทแกรมของพื้นหลัง และให้ช่วง B2 เป็นช่วงฮีสโทแกรมของวัตถุที่ต้องการ จุดT ที่เป็นจุดเทรสโฮลด์ ในการแสดงภาพสามมิตินี้สิ่งที่เราต้องการอย่างหนึ่งคือความสามารถในการเลือกแสดงภาพเฉพาะส่วนของวัตถุ ซึ่งเป็นการเลือกเฉพาะข้อมูลที่สนใจ เราจะสามารถแบ่งวัตถุในภาพโดยพิจารณาจากระดับความเข้มของจุดสีภายในภาพ โดยการตัดขอบของวัตถุที่พิจารณา ในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ใช้การตัดค่าของเทรสโฮลด์ เทคนิคนี้จะเป็นการเลือกแสดงเฉพาะค่าจุดสีทีมีค่าระดับความสว่างสูงหรือต่ำกว่าค่าเทรสโฮลด์ที่ตั้งไว้ ซึ่งค่าระดับความสว่างของจุดภาพจะมีค่าอยู่ระหว่าง 256 ระดับ สำหรับค่าเทรชโฮลที่เหมาะสมนั้นอาจดูได้จากแผนภูมิระดับความสว่างของภาพ ฮีสโทแกรม โดยกำหนดให้ข้อมูลที่มีค่าระดับความสว่างต่ำกว่าระดับค่าเทรสโฮลด์ที่ตั้งไว้ก็ให้มีค่าระดับความสว่างเป็น 0 หรือเป็นพื้นหลังของภาพ เมื่อพบข้อมูลที่มีระดับค่าความสว่างเท่ากับหรือมากกว่าค่าเทรสโฮลด์ที่ตั้งไว้ก็ให้คงค่าความสว่างนั้นไว้ตามเดิม

4.4 การสร้างภาพเชิงพื้นผิวโดยวิธีมาร์ชชิงคิวบ์

มาร์ชชิงคิวบ์เป็นวิธีที่นิยมใช้ในการสร้างสามเหลี่ยมพื้นผิวของวัตถุสามมิติ ซึ่งคิดค้นโดย

Lorensen และ Cline [11] โดยใช้แนวความคิดที่ว่า สามารถแบ่งส่วนของวัตถุในสามมิติออกเป็นลูกบาศก์ย่อยๆ ที่ต่อเนื่องกัน และสร้างสามเหลี่ยมพื้นผิวของแต่ละลูกบาศก์ เมื่อรวมลูกบาศก์ย่อยทั้งหมดก็จะสามารถสร้างพื้นผิวสามมิติของวัตถุ

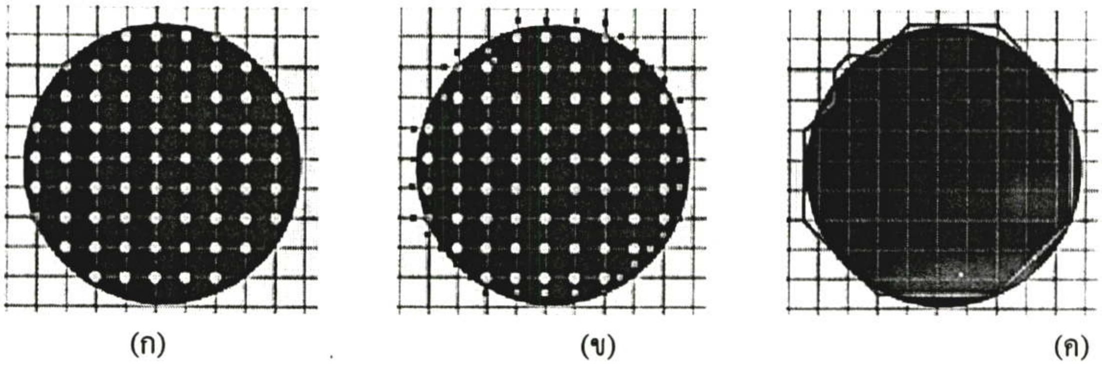
การสร้างภาพด้วยวิธีมาร์ชชิงคิวบ์ มีเงื่อนไขสำคัญอยู่ 3 ประการคือ

1. การแยกเส้นขอบของวัตถุที่ต้องการออกจากข้อมูลทั้งหมด
2. แยกส่วนข้อมูลออกเป็นคิวบ์ย่อย และอาศัยคุณสมบัติจุดรอบข้างในระบบสามมิติแสดงตำแหน่งต่างๆ ใน 1 คิวบ์
3. การคำนวณหาค่า เวกเตอร์ทิศทางของพื้นผิวเพื่อการหาแสงเงาที่บริเวณพื้นผิวนั้น

จากแนวความคิดพื้นฐาน คือการพิจารณาว่าจุด (*xyz*) ของวัตถุนั้นเป็นจุดภายในวัตถุ หรือเป็นจุดภายนอกวัตถุ จากการแยกย่อยของข้อมูลที่พิจารณา แยกออกเป็น ลูกบาศก์ย่อยๆที่มีการต่อเนื่องกัน โดยอาศัยการตรวจสอบที่จุดมุมของแต่ละลูกบาศก์ย่อยเพื่อกำหนดรูปแบบของ พื้นผิวสาม เหลี่ยมที่แทนข้อมูลลูกบาศก์ย่อยนั้น โดยเมื่อรวมพื้นผิวสามเหลี่ยมย่อยทั้งหมดนั้นจะเป็นการประมาณพื้นผิวทั้งหมด เริ่มพิจารณาจากข้อมูลที่เป็น 2 มิติ โดยจากรูปที่ 4.2 เมื่อเราสามารถหาเส้นขอบเขตที่แบ่งระหว่างตัววัตถุและ ส่วนที่ไม่ใช่วัตถุ รูปที่ 4.2 (ก) เมื่อเราพิจารณาจุดต่างๆว่าอยู่ภายในตัววัตถุที่ต้องการ เราจะใช้จุดขอบนอกสุดที่อยู่ใกล้ขอบดังรูปที่4.2 (ข) นำมาพิจารณาเพื่อหาจุดขอบใหม่ที่อยู่กึ่งกลางระหว่างจุดขอบนอก และจุดนอกขอบเขต ทำให้เราสามารถสร้างเส้นต่อทุกจุดรอบขอบใหม่ที่สร้างขึ้นได้ โดยเส้นขอบใหม่นี้จะไม่พอดีกับเส้นขอบวัตถุจะมีลักษณะเป็นการพิจารณาการประมาณแบบการประมาณค่า (Approximation) คือจะไม่เป็นเส้นขอบที่สมบูรณ์ และเมื่อพิจารณาดังรูปที่ 4.2 (ค) กับข้อมูลที่เป็นลักษณะสามมิติ เราพิจารณาจากจุดมุม 8 จุดของคิวบ์ย่อยดังแสดงในรูปที่ 4.3 ซึ่งเราสามารถคำนวณความต่างของจุดมุมทั้ง 8 จุดมาพิจารณาเป็นรูปแบบของการประมาณพื้นผิวสามเหลี่ยมย่อยได้ทั้ง 256 แบบโดยสามารถพิจารณาได้ จากเงื่อนไขดังนี้

1. การหมุนจุดมุมยอด ไปทีละแกน
2. การมองในลักษณะเป็นการสะท้อนของอีกด้านของ แต่ละมุม
3. การพิจารณาในส่วนกลับของแต่ละรูปแบบของแต่ละ polygon

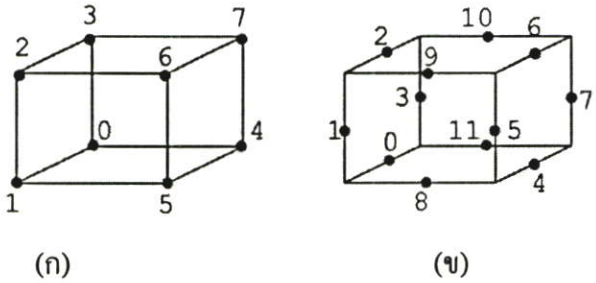
โดยรูปแบบการประมาณพื้นผิวสามเหลี่ยมย่อย ทั้ง 256 แบบ เราสามารถลดลงให้เป็นรูปแบบหลัก 15 แบบได้โดยใช้คุณสมบัติการสะท้อนและการหมุนดังรูปที่ 4.4 ในการสร้างภาพนั้นรูปแบบทั้ง 256 รูปแบบจะถูกนำมาสร้างเป็นตารางที่เก็บลำดับมุมของรูปสามเหลี่ยมซึ่งตัดกับขอบของลูกบาศก์สมมติ โดยลักษณะการกำหนดลำดับของมุมและขอบของลูกบาศก์แสดงดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.2 (ก) ตำแหน่งต่างๆ ของจุดข้อมูลวงกลม ใน2 มิติ

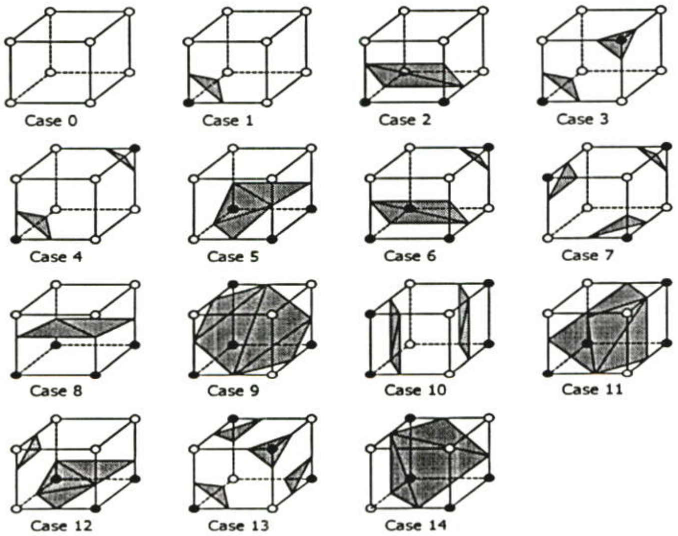
(ข) เส้นขอบของวงกลมที่ได้จากการเทียบจุดข้อมูลกับตารางรูปแบบของมาร์ชชิงคิวบ์

(ค) เส้นขอบของวงกลมที่ได้จากการประมาณเส้นขอบของวงกลม

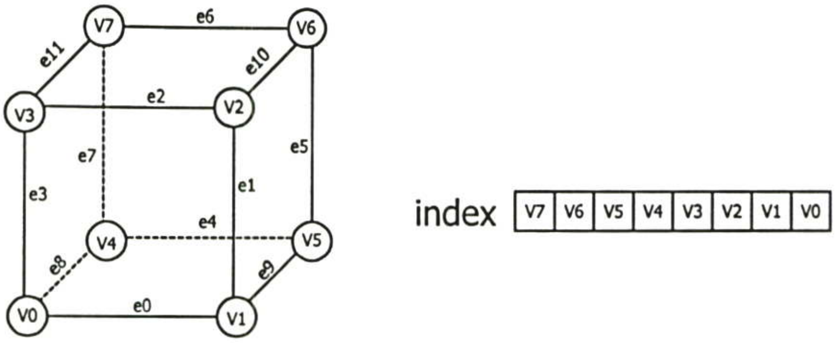


รูปที่ 4.3 (ก) การตรวจสอบจุดยอดของลูกบาศย่อยทั้ง 8 จุดเพื่อกำหนดรูปแบบการสร้างพื้นผิวสามเหลี่ยมของแต่ละลูกบาศก์ย่อย

(ข) จุดยอดของสามเหลี่ยมพื้นผิวทั้ง 12 จุดเพื่อสร้างพื้นผิว สามเหลี่ยมแทนจุดข้อมูลของจุดยอดของลูกบาศก์ย่อย



รูปที่ 4.4 รูปแบบการจัดเรียงสามเหลี่ยมที่เป็นไปได้ในลูกบาศก์สมมติ



รูปที่ 4.5 การเรียงลำดับมุมและขอบของลูกบาศก์สมมติ

ขั้นตอนการสร้างภาพด้วยวิธีนี้จะเริ่มจากการแยกกลุ่มวัตถุที่สนใจให้เป็นข้อมูลลักษณะแบบไบนารี โดยให้บริเวณวัตถุเป็น 1 และบริเวณฉากหลังหรือส่วนที่ไม่ต้องการเป็น 0 จากนั้นหารูปแบบของสามเหลี่ยมที่เหมาะสมเพื่อสร้างพื้นผิวของวัตถุ โดยเปรียบเทียบจากรูปแบบการจัดวางของสามเหลี่ยมภายในลูกบาศก์หลักทั้ง 15 รูปแบบซึ่งจะถูกสร้างเป็นตารางเก็บลำดับมุมของสามเหลี่ยม แล้วทำการสแกนต่อไปจนครบทั้งปริมาตร จะได้รูปสามเหลี่ยมเล็กๆต่อๆกันเป็นพื้นผิว

บทที่ 5
การรีจิสเตรชันรูปภาพ (Image Registration)

5.1 บทนำ

จากบทที่ผ่านมาได้ทราบถึงวิธีการสร้างภาพตัดขวางแบบวิธีการต่างๆไปแล้ว ในบทนี้จะกล่าวถึงวิธีการรีจิสเตรชัน เหตุผลที่ต้องทำรีจิสเตรชัน เนื่องจากในการถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์นั้นสามารถถ่ายได้ 2 แบบ คือ การหมุนวัตถุ และ หมุนเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์ ในการถ่ายแต่ละครั้งจะทำให้ตำแหน่งของภาพไม่สอดคล้องกัน ดังนั้นจึงต้องทำรีจิสเตรชันเพื่อที่จะทำให้ตำแหน่งต่างๆสอดคล้องกัน และนำภาพที่ได้ไปใช้ประโยชน์ต่อไป

5.2 เรขาคณิตของรูปภาพ

5.2.1 การแปลงเมตริกซ์ (Matrix transformation)

การแปลงเมตริกซ์ เป็นการเปลี่ยนตำแหน่งของจุดใดๆด้วยการดำเนินการแบบเมตริกซ์เพื่อทำการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง (translation), การหมุน (rotation) การสเกล (scaling) และการเชียร์ (Shearing) โดยการแปลงนี้จะเป็นการคำนวณสำหรับจุดในพิกัดเพียงจุดเดียว แต่เนื่องจากวัตถุประกอบขึ้นจากจุดเหล่านั้น ดังนั้นการกระทำกับจุดทุกจุดบนวัตถุดังกล่าวก็คือการทำกับวัตถุทั้งหมด ซึ่งในที่นี้จะกล่าวถึงเมตริกซ์การแปลงใน 2 มิติ

1) การเคลื่อนย้ายตำแหน่ง

การเคลื่อนย้ายตำแหน่งเป็นการเคลื่อนย้ายตำแหน่งของจุดในแนวเส้นตรง ถ้าเป็นการเคลื่อนย้ายวัตถุ วัตถุทั้งอันก็จะถูกย้ายตำแหน่งในทิศทางเดียวกันด้วยระยะทางที่เท่ากันทุกจุด ถ้าเราต้องการเคลื่อนย้ายตำแหน่งจากจุด $P(x, y)$ ไปยังจุด $P(x', y')$ โดยทำการเคลื่อนย้ายไปในแกน x เป็นระยะทาง t_x และในแกน y เป็นระยะทาง t_y จะได้ตำแหน่งของจุด $P(x', y')$

$$x' = x + tx$$
$$y' = y + ty$$

เขียนให้อยู่ในรูปของเมตริกซ์ได้ คือ

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

เมตริกซ์การแปลงของการเคลื่อนย้าย คือ

$$Tr = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix} \tag{5.2}$$

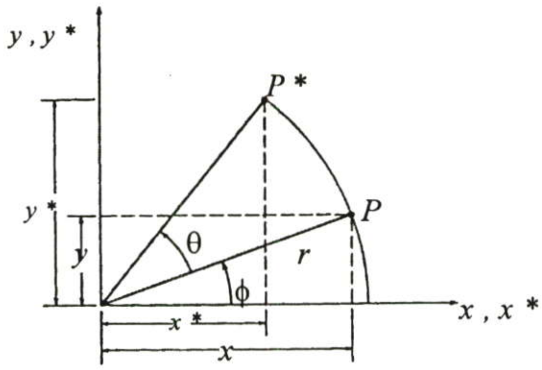
โดย t_x , t_y คือ ระยะทางที่ต้องการเคลื่อนย้ายตำแหน่งในแนวแกน x และ y

ยกตัวอย่างเช่น ถ้าต้องการเคลื่อนย้ายจุด $P = \begin{bmatrix} 4 \\ 5 \end{bmatrix}$ ไปยัง จุด $P' = \begin{bmatrix} 7 \\ 1 \end{bmatrix}$ จะได้เมตริกซ์การแปลงของการเคลื่อนย้าย คือ

$$T = \begin{bmatrix} 7-4 \\ 1-5 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 3 \\ -4 \end{bmatrix}$$

2) การหมุน

เมตริกซ์การแปลงของการหมุนที่หมุนทำมุมใดๆกับจุดกำเนิด จะแสดงได้ดังนี้ โดยพิจารณารูปที่ 5.1



รูปที่ 5.1 การหมุนของเวกเตอร์ตำแหน่ง P

จากรูปพิจารณาเวกเตอร์ตำแหน่ง P ซึ่งทำมุม ϕ กับแกน x และมีความยาว คือ r และมีเวกเตอร์ $P*$ เป็นเวกเตอร์ที่ได้จากเวกเตอร์ P หมุนทำมุม θ กับจุดกำเนิด ซึ่งเวกเตอร์ตำแหน่งของ P และ $P*$ คือ

$$P = [x \quad y] = [r\cos\phi \quad r\sin\phi]$$
$$P^* = [x* \quad y*] = [r\cos(\phi+\theta) \quad r\sin(\phi+\theta)]$$

จากสูตรผลรวมของมุม

$$cos(\phi \pm \theta) = cos\ \phi cos\ \theta \mp sin\ \phi sin\ \theta$$
$$sin(\phi \pm \theta) = cos\ \phi sin\ \theta \pm sin\ \phi cos\ \theta$$

จะได้ $P*$ คือ

$$P^* = [x^* \quad y^*]$$
$$= [r(cos\ \phi cos\ \theta - sin\ \phi sin\ \theta) \quad r(cos\ \phi sin\ \theta + sin\ \phi cos\ \theta)]$$

จากรูป $x = r\ cos\ \phi$, $y = r\ sin\ \phi$ จะได้ เวกเตอร์ตำแหน่งของ P คือ

$$P^* = [x^* \quad y^*] = [x\cos\theta - y\sin\theta \quad x\sin\theta + y\cos\theta]$$

ดังนั้น จะได้จุด ของ $P*$ คือ

$$x^* = x\ cos\ \theta - y\ sin\ \theta$$
$$y^* = x\ sin\ \theta + y\ cos\ \theta$$

เขียนในรูปแบบของเมตริกซ์ ได้เป็น

$$\begin{bmatrix} x^* \\ y^* \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \tag{5.3}$$

ดังนั้น เมตริกซ์การแปลงของการหมุน คือ

$$R = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \tag{5.4}$$

3) การสเกล

การสเกลเป็นการเลื่อนจุดไปในทิศทางที่อ้างอิงจากจุดอ้างอิงจุดหนึ่งที่เรากำหนดไว้โดยมีอัตราที่แน่นอน สำหรับการสเกลวัตถุ จุดทุกจุดบนวัตถุจะมีการเลื่อนตำแหน่งจากจุดอ้างอิงในอัตราส่วน

ที่เท่ากันและจะมีผลทำให้วัตถุมีรูปร่างที่เปลี่ยนไป โดยสามารถทำได้ทั้งการสเกลในแนวแกน x และ แกน y

จุด $P(x , y)$ ถูกสเกลด้วย S_x และ S_y จะได้จุดใหม่คือ $P' (x' , y')$

$$x' = S_x * x$$
$$y' = S_y * y$$

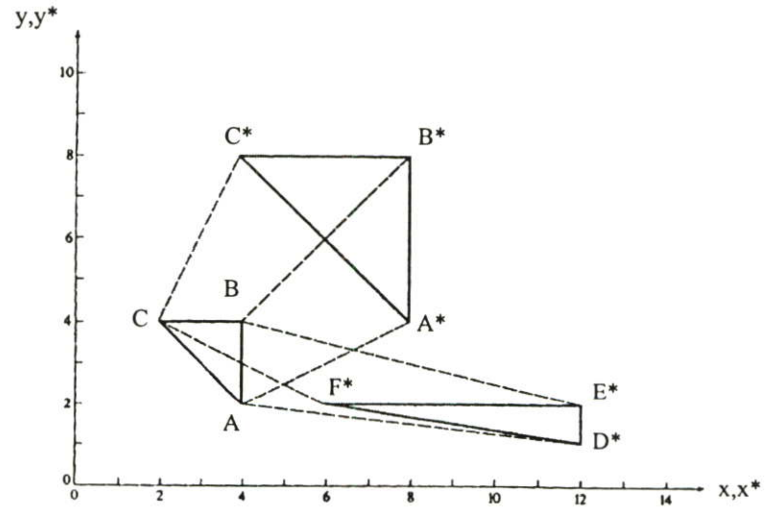
เขียนในรูปของเมตริกซ์ คือ

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_x & 0 \\ 0 & S_y \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \tag{5.5}$$

เมตริกซ์การแปลงของการสเกล คือ

$$S = \begin{bmatrix} S_x & 0 \\ 0 & S_y \end{bmatrix} \tag{5.6}$$

ยกตัวอย่างการสเกล โดยพิจารณารูปที่ 5.2 สามเหลี่ยม ABC ถูกแปลงด้วยเมตริกซ์การแปลง คือ



รูปที่ 5.2 ตัวอย่างของการสเกลสามเหลี่ยม ABC

พิกัดของสามเหลี่ยม ABC คือ

$$\begin{bmatrix} 4 & 2 \\ 4 & 4 \\ 2 & 4 \end{bmatrix}$$

ถ้าเมตริกซ์การแปลง คือ

$$[S] = \begin{bmatrix} 2 & 0 \\ 0 & 2 \end{bmatrix}$$

จะได้ พิกัดของสามเหลี่ยม A*B*C* คือ

$$\begin{bmatrix} 8 & 4 \\ 8 & 8 \\ 4 & 8 \end{bmatrix}$$

ถ้าเมตริกซ์การแปลง คือ

$$[S] = \begin{bmatrix} 3 & 0 \\ 0 & 1/2 \end{bmatrix}$$

จะได้สามเหลี่ยม D*E*F* คือ

$$\begin{bmatrix} 12 & 1 \\ 12 & 2 \\ 6 & 2 \end{bmatrix}$$

5.2.2 ระบบพิกัดโฮโมจีเนียส (Homogeneous coordinate system)

จากการแปลงแบบพื้นฐาน ยกเว้น การเคลื่อนย้ายตำแหน่ง จะเป็นการคูณของเมตริกซ์ ส่วนการเคลื่อนย้ายตำแหน่งจะเป็นการบวงเมตริกซ์ ทำให้ไม่สามารถหาผลรวมเมตริกซ์ได้ เพราะต้องแยกการคำนวณในการเคลื่อนย้ายตำแหน่งต่างหาก เพื่อความสะดวกในการทำเมตริกซ์ผลรวม จึงได้นำเอาระบบพิกัดโฮโมจีเนียส ซึ่งจะสามารถนำมาประยุกต์ให้การเคลื่อนย้ายตำแหน่งเป็นแบบการคูณได้ โดยเปลี่ยนจุดในระบบสองมิติ $[x, y]$ ไปเป็นระบบสามมิติ นั่นคือ $[x\ ,\ y\ ,1]$ โดยทั่วไปพิกัดโฮโมจีเนียส 2 มิติ จะมีรูปแบบคือ

$$\left[x\ ,y\ ,W\right]$$

เราสามารถนอร์มอลไลซ์ด้วยการหารแต่ละพจน์ด้วย W จะได้

$$\left[x\ /\ W\ ,y\ /\ W\ ,1\right]$$

โดยทั่วไปแล้วค่า W จะมีค่าเท่ากับ 1 ดังนั้นจุด $(\ x\ ,\ y\ )$ ใดๆจะมีค่าในระบบพิกัดโฮโมจีเนียสเป็น $(\ x\ ,\ y\ ,1)$ เพื่อความเข้าใจในระบบพิกัดโฮโมจีเนียส เขียนได้ดังนี้

$$T=\begin{bmatrix} a & b & \vdots & p \\ c & d & \vdots & q \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ m & n & \vdots & s \end{bmatrix} \tag{5.7}$$

โดย $a\ ,b\ ,c$ และ d คือ การสเกล การหมุน และการสะท้อนกลับ ส่วน m และ n คือการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง

1) การเคลื่อนย้ายตำแหน่งในพิกัดโฮโมจีเนียส

จากนิยามของเมตริกซ์พิกัดโฮโมจีเนียสในสมการ (5.7) ถ้าเมตริกซ์การแปลงมีขนาด 3×3 คือ

$$Tr=\begin{bmatrix} a & b & 0 \\ c & d & 0 \\ m & n & 1 \end{bmatrix}$$

เมตริกซ์การแปลงของการเคลื่อนย้ายตำแหน่งในพิกัดโฮโมจีเนียส คือ

$$Tr=\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ m & n & 1 \end{bmatrix} \tag{5.8}$$

2) การหมุนในพิกัดโฮโมจีเนียส

เมตริกซ์การแปลงของการหมุนในพิกัดโฮโมจีเนียส คือ

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -m & -n & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 0 \\ \sin\theta & \cos\theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ m & n & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$

โดย $\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ -m & -n & 1 \end{bmatrix}$ คือการหมุนไปยังจุดศูนย์กลางการหมุน และ $\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ m & n & 1 \end{bmatrix}$ คือการหมุนกลับไปยังจุดเดิม

เมตริกซ์การแปลงของการหมุน คือ

$$R = \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 1 \\ \sin\theta & \cos\theta & 1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.9}$$

3) การสเกลในพิกัดโฮโมจีเนียส

ถ้าการสเกลในพิกัดโฮโมจีเนียส คือ

$$\begin{bmatrix} x^* \\ y^* \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} \tag{5.10}$$

ดังนั้น เมตริกซ์การแปลงของการสเกลในพิกัดโฮโมจีเนียส คือ

$$S = \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.11}$$

4) การเชียร์ในระบบพิกัดโฮโมจีเนียส

เมตริกซ์การแปลงของการเชียร์ในพิกัดโฮโมจีเนียส คือ

$$Sh = \begin{bmatrix} 1 & 0 & sh_x \\ 0 & 1 & sh_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

5.2.3 การรวมเมตริกซ์ (Matrix Composition)

จากการนำเอาระบบพิกัดโฮโมจีเนียสมาใช้ร่วมกับการแปลงแล้ว ทำให้การหาผลลัพธ์เมตริกซ์การแปลงได้สะดวกและง่ายขึ้น

โดยเมื่อนำเมตริกซ์การแปลงของแต่ละขั้นตอนมารวมเมตริกซ์ ซึ่งก็คือ การทำพรีมัลติพลิเคชัน (Per-multiplication) ก่อน แล้วจึงนำไปใช้งาน ซึ่งจะเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการทำการแปลง เนื่องจากสามารถลดจำนวนครั้งของการคูณลงได้มาก เช่น ถ้าวัตถุประกอบด้วย N จุด นำไปแปลง โดยมีการแปลงพื้นฐาน M ขั้นตอน ดังนั้นจึงต้องใช้การคูณ M x N ครั้ง แต่ถ้าจะนำเมตริกซ์การแปลงมาคูณกันก่อน โดยใช้ M-1 ครั้ง แล้วนำผลคูณไปคูณกับ N จุด จำนวนครั้งของการคูณทั้งหมด คือ (M-1) + N ครั้ง

การทำพรีมัลติพลิเคชัน จะอาศัยคุณสมบัติการจุดกลุ่มของการคูณเมตริกซ์ ยกตัวอย่างเช่น

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \left(\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ t_x & t_y & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos\theta & -\sin\theta & 1 \\ \sin\theta & \cos\theta & 1 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_x & 0 & 0 \\ 0 & S_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \right) \bullet \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$$

เป็นการแปลงของการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง, การหมุน และการสเกล การทำพรีมัลติพลิเคชันเพื่อจะได้เมตริกซ์ M ก่อน แล้วจึงนำไปคูณกับจุด P ได้ผลลัพธ์คือ จุด P' แสดงได้ดังสมการ

$$P' = (Tr \cdot (R \cdot (S \cdot P)))$$
$$P' = (Tr \cdot R \cdot S) \cdot P$$
$$P' = T \cdot P$$

สิ่งที่สำคัญในการคูณเมตริกซ์ คือ ไม่มีคุณสมบัติการสลับที่ของการคูณ ดังนั้น เพื่อให้ได้เมตริกซ์ผลลัพธ์จากการรวมที่ถูกต้อง จึงจำเป็นต้องจัดลำดับของการแปลงของเมตริกซ์ให้ถูกต้อง โดยจะเริ่มจากการแปลงสุดท้ายเรียงลำดับไปจนกระทั่งถึงการแปลงแรกสุด เช่น

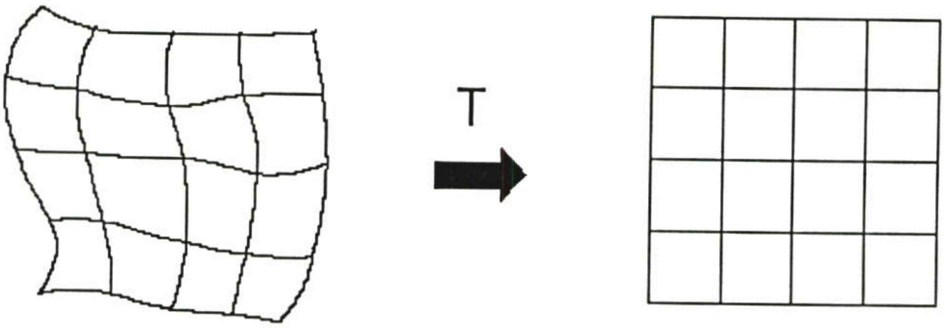
$$P' = (Tr \cdot R \cdot S \cdot Sh) \cdot P$$

จากตัวอย่าง เป็นการแปลงที่ประกอบด้วยการแปลงแบบพื้นฐาน คือ การเคลื่อนย้ายตำแหน่ง, การหมุน, การสเกล และการเชียร์ โดยจะเริ่มต้นจากการเชียร์ แล้วทำการสเกล ต่อจากนั้นจึงทำการหมุน และสุดท้ายจึงเป็นการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง ดังนั้นในการตั้งสมการจึงเริ่มด้วยการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง, การหมุน, การสเกล และการเชียร์ ตามลำดับ โดยจะสังเกตได้ว่า การแปลงใดกระทำก่อนจะอยู่ทางขวามือ หรืออยู่ใกล้กับจุดที่ต้องการแปลงมากกว่าการแปลงที่เกิดขึ้นทีหลัง

5.3 การแปลงเรขาคณิต (Geometric transformation)

การแปลงเรขาคณิต คือ การแมปเวกเตอร์ฟังก์ชัน T จากพิกเซล (x, y) ไปยังตำแหน่งใหม่ (x', y') ดังในรูปที่ 5.3

$$x' = T_x(x, y), \quad y' = T_y(x, y)$$



รูปที่ 5.3 การแปลงเรขาคณิตในระนาบ

การแปลงเรขาคณิต มี 2 ขั้นตอน คือ

- การหาค่าการแปลงพิกัดของพิกเซล เป็นการแมปพิกัดของพิกเซลในภาพแรกไปยังจุดในภาพเอาท์พุท และพิกัดของจุดในภาพเอาท์พุท ควรจะเป็นจำนวนจริง
- การหาจุดในภาพซึ่งสอดคล้องกันแล้วและคำนวณค่าความสว่าง

5.3.1 การแปลงพิกัดพิกเซล (Pixel coordinate transformation)

โดยทั่วไปการหาพิกัดของจุดในภาพเอาท์พุทหลังจากการแปลงเรขาคณิต จะใช้วิธีการหาเมตริกซ์การจากวิธีการแปลงแบบริจจิด (Rigid transformation),การแปลงแบบออโธโกนอล (Orthogonal transformation) และ การแปลงแบบแอฟไฟน์ (Affine transformation)

1) การแปลงแบบริดจิด

การแปลงแบบริดจิด คือการแปลงที่ประกอบด้วย การแปลงของการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง กับการหมุน เท่านั้น

2) การแปลงแบบออร์โธโกนอล

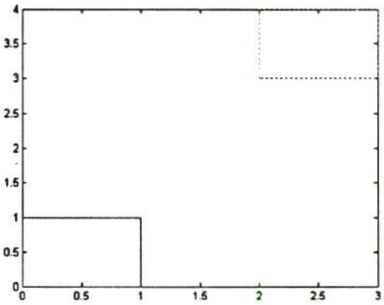
การแปลงแบบออร์โธโกนอล คือ การแปลงที่ประกอบด้วยการแปลงของการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง, การหมุน และการสเกล

3) การแปลงแบบแอฟไฟน์

การแปลงแบบแอฟไฟน์ คือ การแปลงที่ประกอบด้วยการเคลื่อนย้ายตำแหน่ง, การหมุน, การสเกล และการเชียร์ ยกตัวอย่างการแปลงแบบแอฟไฟน์ ได้ดังนี้

เมตริกซ์การแปลงของการเคลื่อนย้าย คือ

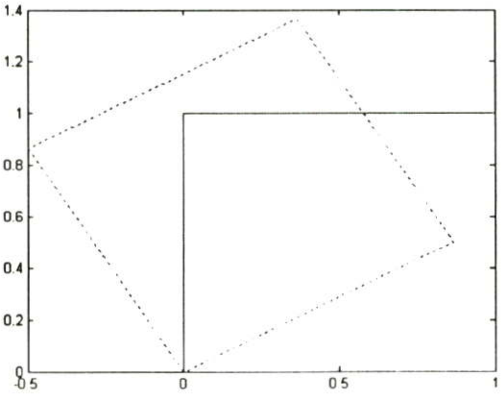
$$R = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 2 & 3 & 1 \end{bmatrix}$$



รูปที่ 5.4 ตัวอย่างการเคลื่อนย้าย เส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์

เมตริกซ์การแปลงของการหมุน คือ

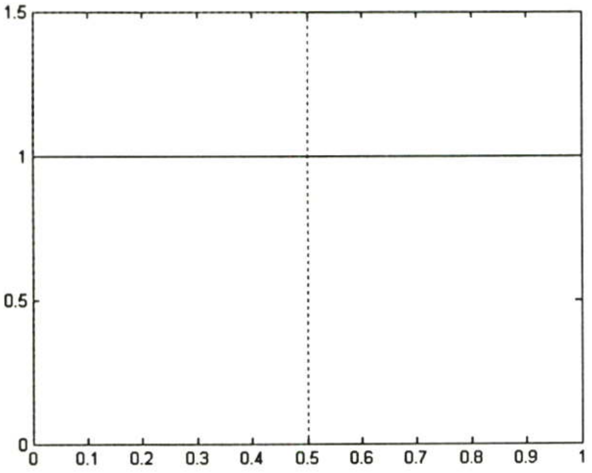
$$R = \begin{bmatrix} 0.8660 & 0.5000 & 0 \\ -0.5000 & 0.8660 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



รูปที่ 5.5 ตัวอย่างการหมุนเส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์

เมตริกซ์การแปลงของการสเกล คือ

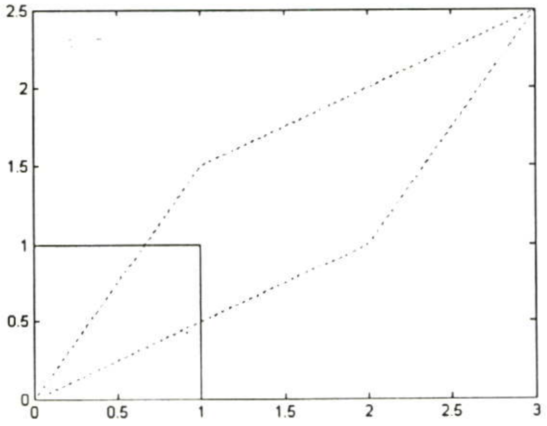
$$S = \begin{bmatrix} 0.5 & 0 & 0 \\ 0 & 1.5 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



รูปที่ 5.6 ตัวอย่างการสเกล เส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์

เมตริกซ์การแปลงของการเชียร์ คือ

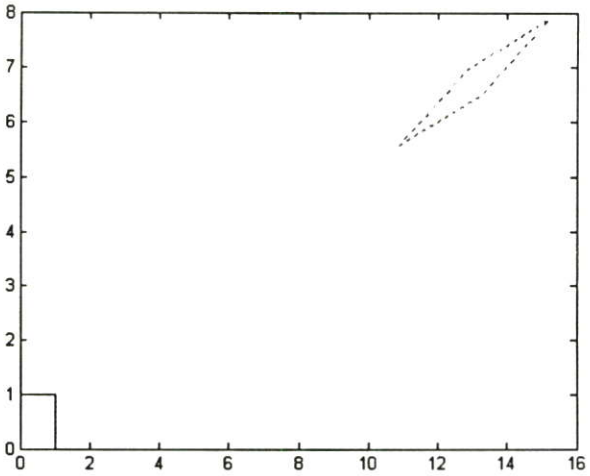
$$Sh = \begin{bmatrix} 1 & 1.5 & 0 \\ 2 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$



รูปที่ 5.7 ตัวอย่างการเชียร์ เส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์

เมตริกซ์การแปลงแบบแอฟไฟน์ คือ

$$T = \begin{bmatrix} 1.9330 & 1.3995 & 0 \\ 2.3481 & 0.9240 & 0 \\ 10.9103 & 5.5712 & 1 \end{bmatrix}$$



รูปที่ 5.8 ตัวอย่างการแปลงแบบแอฟไฟน์ เส้นทึบคือรูปต้นฉบับ เส้นประ คือ รูปผลลัพธ์

5.3.2 การอินเทอร์โพเลทค่าความสว่าง (Brightness interpolation)

สมมติว่าได้ภาพเอาท์พุทมาแล้ว และมีพิกัดจุดใหม่ คือ (x', y') ตำแหน่งของจุดในภาพเอาท์พุทต้องเป็นจำนวนเต็ม แต่ละค่าพิกเซลในภาพเอาท์พุทจะได้มาจากการอินเทอร์โพเลท

การคำนวณค่าความสว่างของพิกเซล (x', y') ในภาพเอาท์พุท ซึ่ง x' และ y' จะอยู่ในดีสครีตราสเตอร์

$$(x, y) = T^{-1}(x', y')$$

โดยปกติพิกัดที่แท้จริงหลังจากการแปลงกลับจะไม่เป็นค่าเหมาะสมกับดีสครีตราสเตอร์ จึงทำให้ไม่รู้ค่าความสว่าง ดังนั้นการที่จะรู้ค่าความสว่างของจุด (x, y) ของภาพอินพุทได้ จะต้องทำรีแซมเปิล ดังสมการ

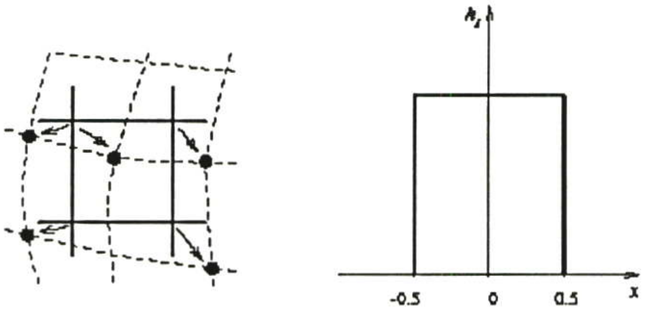
$$f_n(x, y) = \sum_{l=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} g_g(l\Delta x, k\Delta y)\, h_n(x - l\Delta x, y - k\Delta y)$$

ซึ่ง $f_n(x, y)$ คือ ผลลัพธ์จากการอินเทอร์โพเลท

h_n คือ เคอร์แนล (kernel)ของการอินเทอร์โพเลท

การอินเทอร์โพเลทค่าความสว่างนั้น สามารถทำได้ 3 วิธี คือ

1) การอินเทอร์โพเลทแบบใช้จุดที่อยู่ใกล้ที่สุด (Nearest neighbor interpolation)เป็นการหาค่าความสว่างของจุดที่อยู่ใกล้กับจุด (x, y) มากที่สุด ดังรูปที่ 5.9



รูปที่ 5.9 การอินเทอร์โพเลทแบบใช้จุดที่อยู่ใกล้ที่สุด

เส้นประในรูปแสดงถึงระบบของการแปลงกลับที่แมปจากราสเตอร์ของภาพเอาท์พุท ไปยังภาพอินพุท เส้นทึบแสดงถึงราสเตอร์ของภาพอินพุท

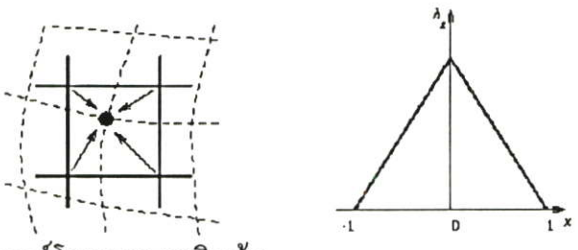
$$f_1(x, y) = g_g(round(x), round(y))$$

2) การอินเทอร์โพเลทแบบเชิงเส้น จะใช้จุด 4 จุดที่อยู่รอบจุด (x, y) ดังในรูปที่ 5.10 ซึ่งการอินเทอร์โพเลทแบบเชิงเส้น คือ

$$\begin{aligned} f_2(x, y) = &(1-a)(1-b)\,g_g(l, k) + a(1-b)\,g_g(l+1, k) \\ &+ b(1-a)\,g_g(l, k+1) + ab\,g_g(l+1, k+1) \end{aligned}$$

$l = round(x), \quad a = k - l$

$k = round(y), \quad b = y - k$



รูปที่ 5.10 การอินเทอร์โพเลทแบบเชิงเส้น

3) การอินเทอร์โพเลทแบบไบคิวบิก (Bicubic interpolation) เป็นการปรับปรุงการหาค่าความสว่างโดยใช้การอินเทอร์โพเลทด้วยพื้นผิวไบคิวบิกโพลิโนเมียล และจะต้องใช้ 16 จุดที่อยู่รอบๆในการอินเทอร์โพเลท

$$h_3 = \begin{cases} 1 - 2|x|^2 + |x|^3 & for\, 0 < |x| < 1 \\ 4 - 8|x|^2 + 5|x|^3 - |x|^3 & for\, 1 < |x| < 2 \\ 0 & otherwise \end{cases}$$

5.4 วิธีการรีจีสเตรชัน

วิธีการรีจีสเตรชันรูปภาพ 2 ภาพ สามารถทำได้ดังนี้

1) กำหนดแลนด์มาร์ก (Landmark) ของภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ เพื่อที่จะหาจุดสอดคล้องกันของทั้งสองภาพ โดยตำแหน่งที่สอดคล้องกันนี้หาได้จากการนำเอาวัตถุจากภายนอกมาใส่ไว้ในระนาบรูปภาพ ซึ่งวัตถุนี้จะสามารถมองเห็นได้ชัดและตรวจจับได้อย่างถูกต้องแม่นยำ แต่จะมีข้อเสีย คือการเตรียมอุปกรณ์ก่อนที่จะทำการถ่ายภาพ ส่วนใหญ่แล้วจะเป็นการทำเครื่องหมายที่วัตถุ และการหาตำแหน่งที่สอดคล้องกันอีกวิธี คือ ตำแหน่งที่สอดคล้องกันโดยจุดนั้นอยู่ภายในวัตถุหรือภายในร่างกายผู้ป่วย เช่น ลักษณะของกระดูก เป็นต้น

2) การหาจุดสอดคล้อง หลังจากที่ได้กำหนดแลนด์มาร์กในภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ในทุกๆภาพแล้วแล้ว จะทำการหาตำแหน่งของจุดสอดคล้องในแต่ละภาพ โดยจะให้ภาพที่ 1 เป็นภาพอ้างอิงของภาพทั้งหมด และจะทำการรีจีสเตรชันทีละ 2 ภาพ ยกตัวอย่าง เช่น ให้ตำแหน่งของจุดสอดคล้องของภาพที่ เป็น S_a และตำแหน่งของจุดสอดคล้องของภาพที่ 2 เป็น S และเขียนตำแหน่งของจุดสอดคล้องของภาพทั้งสองในรูปของเมตริกซ์ ได้ดังนี้

$$S_a = \begin{bmatrix} x'_0 & y'_0 & 1 \\ x'_1 & y'_1 & 1 \\ x'_2 & y'_2 & 1 \end{bmatrix}, \qquad S = \begin{bmatrix} x_0 & y_0 & 1 \\ x_1 & y_1 & 1 \\ x_2 & y_2 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.12}$$

3) การแปลงเรขาคณิต เมื่อได้ตำแหน่งของจุดสอดคล้องแล้ว เขียนพิกัดของจุดสอดคล้องของภาพทั้งสองให้อยู่ในรูปของเมตริกซ์ เพื่อที่จะนำไปใช้ในการหาเมตริกซ์การแปลง แล้วจึงทำการหาพิกัดใหม่ของรูปภาพเอาท์พุท

4) การหาค่าเมตริกซ์การแปลง จากสมการที่ (5.12) เขียนความสัมพันธ์ ได้เป็น

$$S_a = SA \tag{5.13}$$

โดย S_a คือ ตำแหน่งของจุดสอดคล้องในภาพที่ 1, S คือ ตำแหน่งของจุดสอดคล้องในภาพที่ 2 และ A คือ เมตริกซ์การแปลง

จากสมการที่(5.13) สามารถหาค่าเมตริกซ์การแปลง A ได้ดังนี้

$$S_a = SA$$
$$\varepsilon^2 = (SA - S_a)^T (SA - S_a)$$
$$\frac{d\varepsilon^2}{dA} = 0$$
$$\therefore \quad A = (S^T S)^{-1} (S^T S_a)$$

5) การอินเทอร์โพเลทค่าความสว่าง เมื่อได้พิกัดของตำแหน่งใหม่แล้ว จึงทำการอินเทอร์โพเลทของค่าความสว่าง ก็จะได้ภาพที่ 2 ภาพใหม่

บทที่ 6

ผลการทดลอง

6.1 บทนำ

จากทั้งหมดที่ผ่านมาได้ทราบถึงวิธีการสร้างภาพตัดขวาง การรีจีสเตรชันภาพภาพ และการสร้างภาพ 3 มิติ ส่วนในบทนี้จะกล่าวถึงผลการทดลอง ซึ่งจะแบ่งการทดลองออกเป็น ผลการทดลองของแฟนทอม, ผลการทดลองของขาสุนัข, ผลการทดลองของขาแกะ และผลการทดลองของขาหมู โดยจะแสดงผลการทดลองของการรีจีสเตรชัน, ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชัน, การสร้างภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ และการแสดงภาพ 3 มิติ

6.2 วิธีการทดลอง

ขั้นตอนของการสร้างภาพ 3 มิติ จากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ มีดังนี้

1) ถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ของวัตถุในมุมที่แตกต่างกัน
2) นำฟิล์มเอ็กซ์เรย์ที่ได้ไปสแกนด้วยเครื่องสแกนฟิล์ม
3) นำภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่ได้มาทำรีจีสเตรชัน
4) นำภาพที่ได้จากรีจีสเตรชันมาสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์
5) นำภาพตัดขวางทั้งหมดที่ได้มาเรียงต่อกันจะได้ข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตร
6) สร้างภาพ 3 มิติ ด้วยวิธีการสร้างภาพเชิงพื้นผิว วิธีมาร์ชชิงคิวบ์

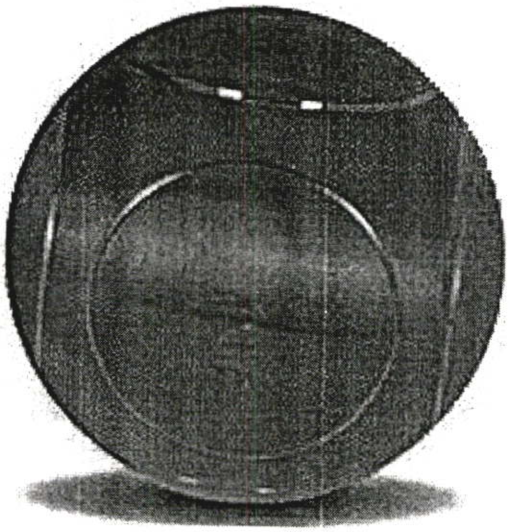
6.3 ผลการทดลองของแฟนทอม

ในการทดลองของแฟนทอมจะทำโดยการนำลูกเหล็ก (แสดงดังรูปที่ 6.1) มาใส่ในกระป๋องพลาสติก (แสดงได้ดังรูปที่ 6.2) แล้วใช้สเต็ปปิ้งมอเตอร์ (แสดงดังรูปที่ 6.3)หมุนกระป๋อง (แสดงดังรูปที่ 6.4) ครั้งละ 15 องศา แล้วจึงทำการถ่ายเอ็กซ์เรย์ในมุมที่ต่างกัน 12 มุม คือ มุม 0-165 องศา และภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์มีขนาด 833 X 1100 พิกเซล ดังแสดงในรูปที่ 6.5

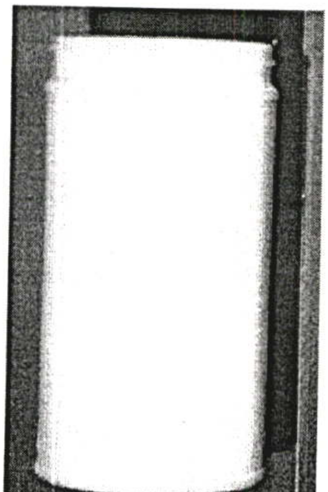
จากนั้นจึงนำภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ทั้งหมดมารีจีสเตรชัน จะได้ภาพที่มีขนาด 690 X 911 พิกเซล รูปที่ 6.6 แสดงภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมก่อนการรีจีสเตรชัน รูปที่ 6.7 แสดงภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมหลังการรีจีสเตรชัน รูปที่ 6.8 แสดงภาพแฟนทอมที่จะนำใช้ในการสร้างภาพตัดขวางซึ่งภาพมีขนาด 256 X 256 พิกเซล

ต่อมาจึงสร้างภาพตัดขวาง โดยที่ข้อมูลโปรเจคชันที่นำมาใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง คือ ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ โดยจะแสดงตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันในตำแหน่งที่ 100 ในรูปที่ 6.9 และตัวอย่างภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันและวิธีการแปลงฟูเรียร์ แสดงดังรูปที่ 6.10-6.12 ตามลำดับ ซึ่งภาพตัดขวางที่ได้มีขนาด 256 x 256 พิกเซล

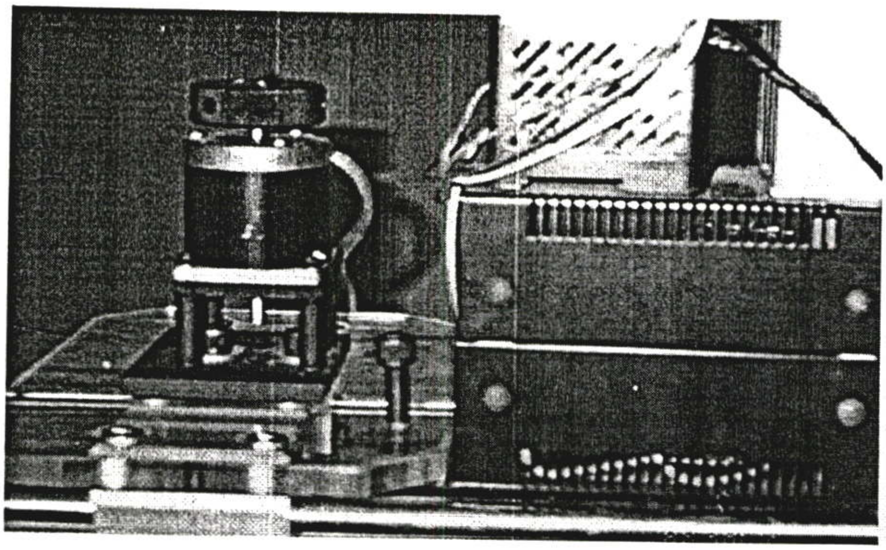
ในการสร้างข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตรทำโดยการนำเอาภาพตัดขวางทั้งหมดมาเรียงต่อกัน จะได้ขนาดของข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตร คือ 256 x 256 x 256 จากนั้นจึงสร้างภาพ 3 มิติแสดงได้ดังรูปที่ 6.13-6.15



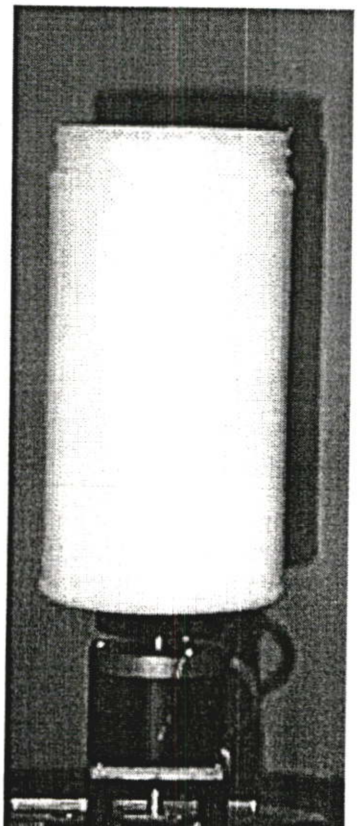
รูปที่ 6.1 ลูกเหล็กที่นำมาใช้ในการถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอม



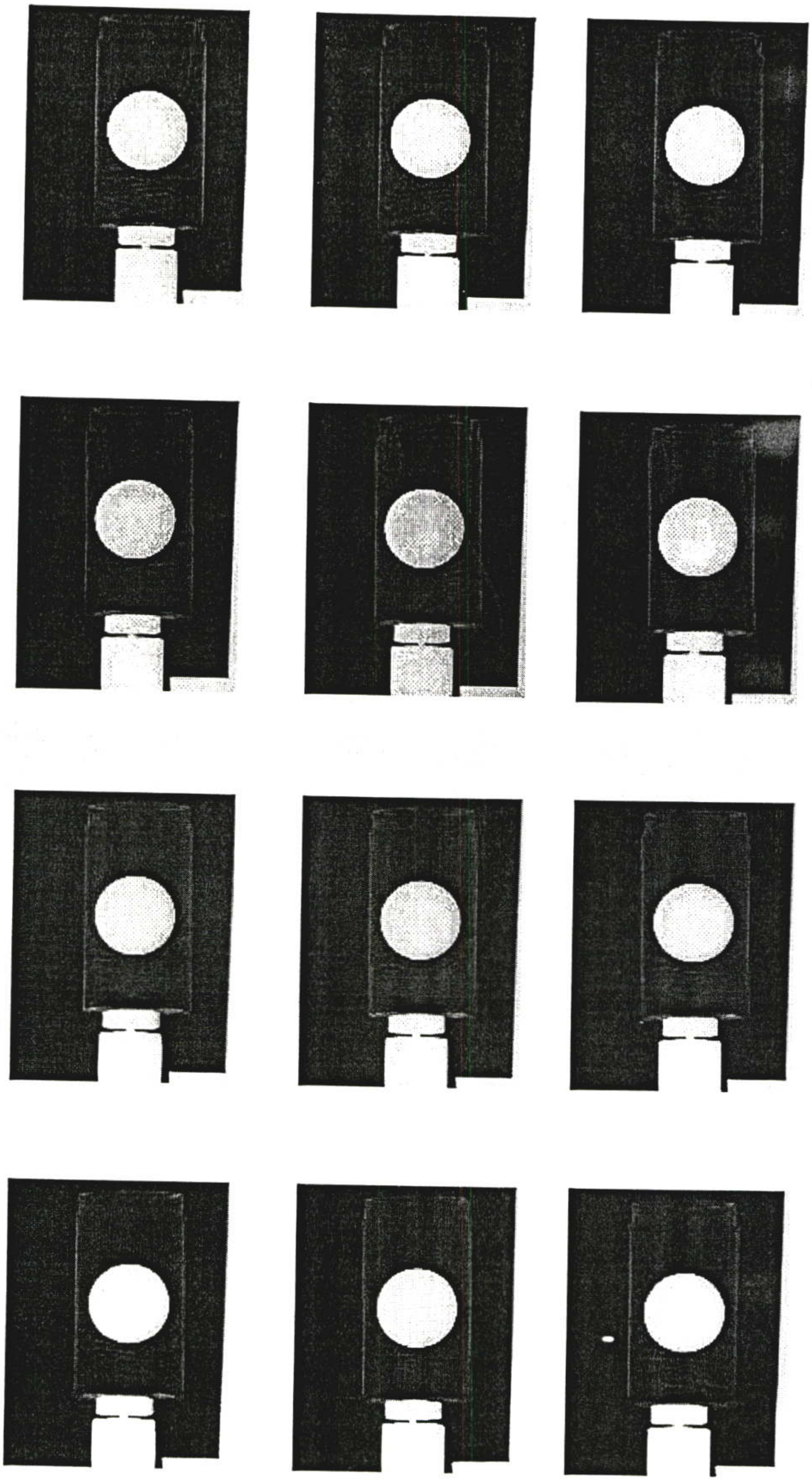
รูปที่ 6.2 กระป๋องพลาสติกสำหรับบรรจุลูกเหล็ก



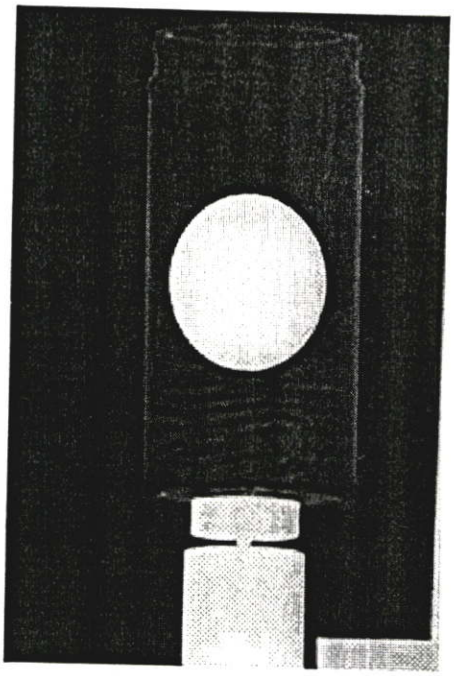
รูปที่ 6.3 ชุดของสเต็ปปิ้งมอเตอร์ที่ใช้สำหรับหมุนกระป๋องที่บรรจุลูกเหล็กอยู่ภายใน



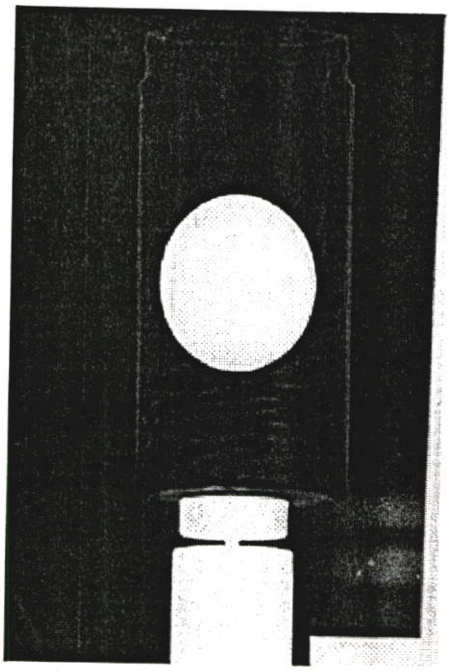
รูปที่ 6.4 การหมุนของสเต็ปปิ้งมอเตอร์และกระป๋องที่บรรจุลูกเหล็กอยู่ภายใน จำนวน 12 ครั้ง ครั้งละ15 องศา



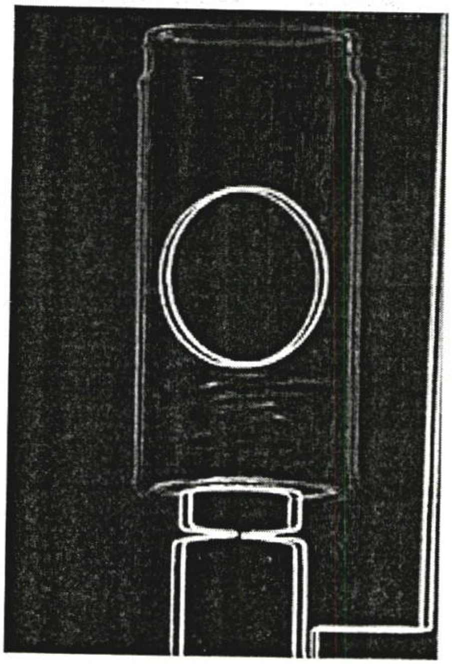
รูปที่ 6.5 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์แฟนทอมจำนวน 12 ภาพ



(ก)



(ข)

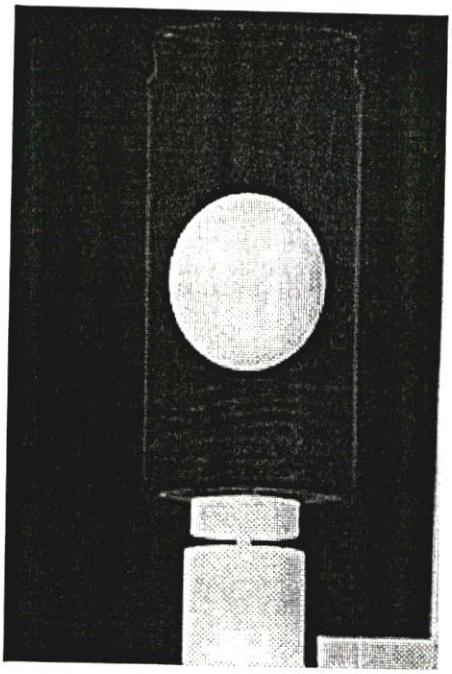


(ค)

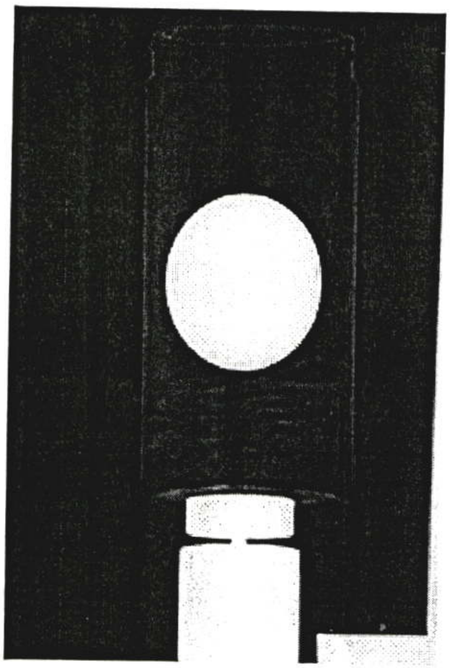
รูปที่ 6.6 (ก) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมที่มุม 0 องศา ขนาด 690 x 911 พิกเซล

(ข) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมที่มุม 15 องศา ขนาด 690 x 911 พิกเซล

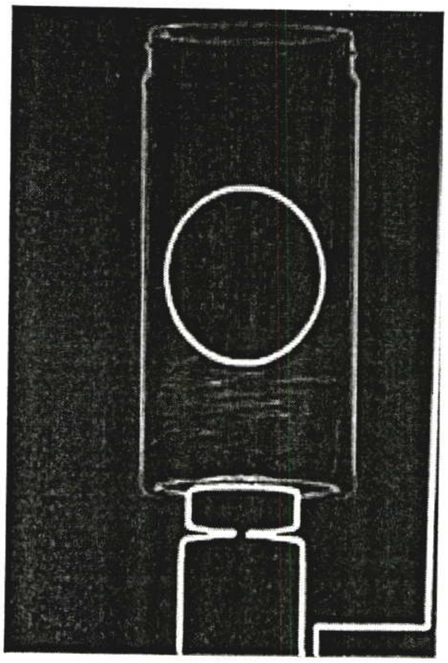
(ค) เปรียบเทียบภาพเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมก่อนรีจีสเตรชัน



(ก)



(ข)

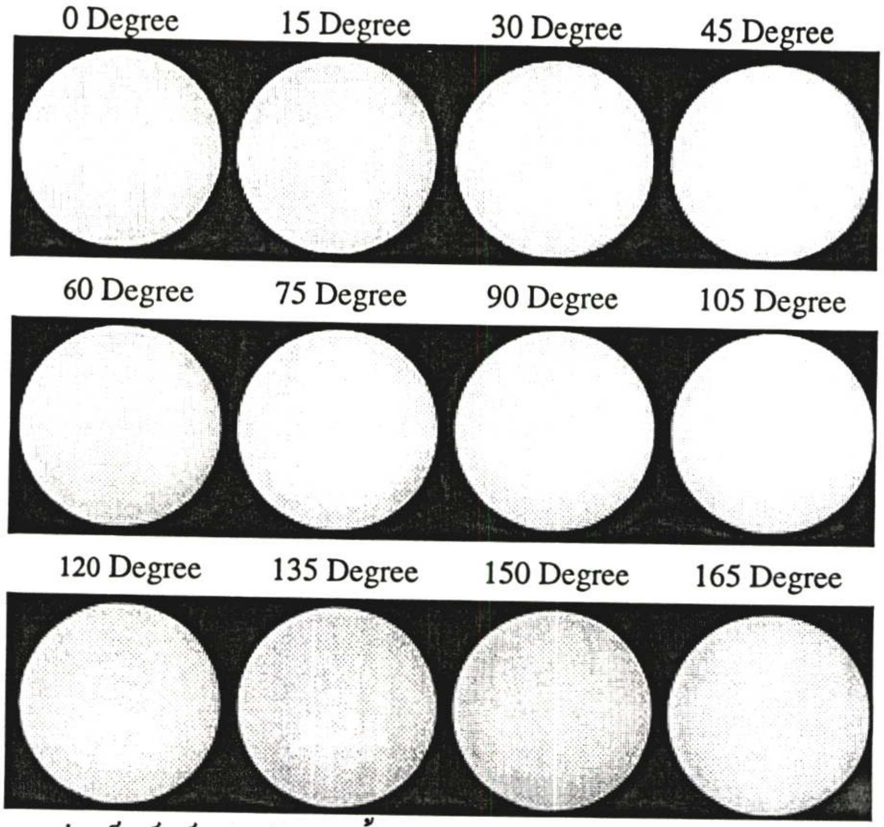


(ค)

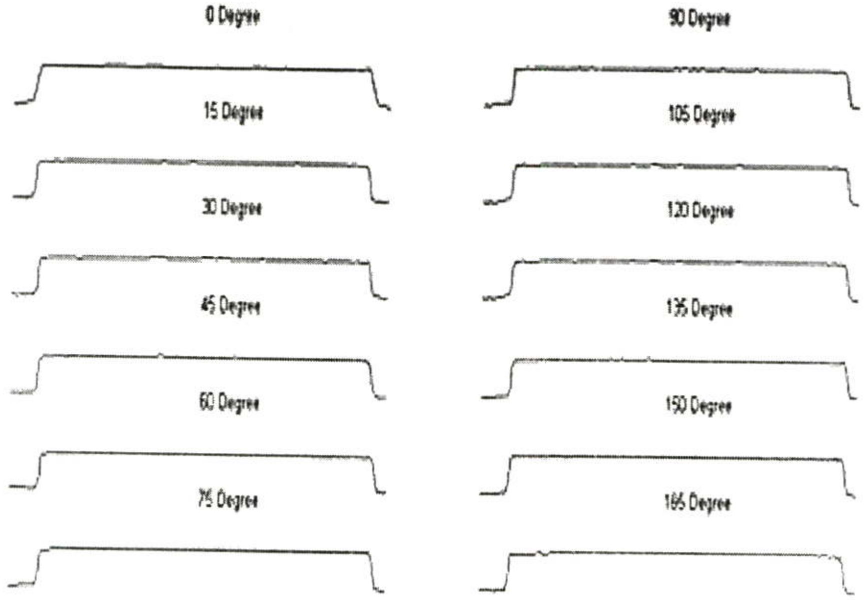
รูปที่ 6.7 (ก) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมหลังรีจีสเตรชันที่มุม 0 องศา ขนาด 690 X 911 พิกเซล

(ข) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมหลังรีจีสเตรชันที่มุม 15 องศา ขนาด690 X 911พิกเซล

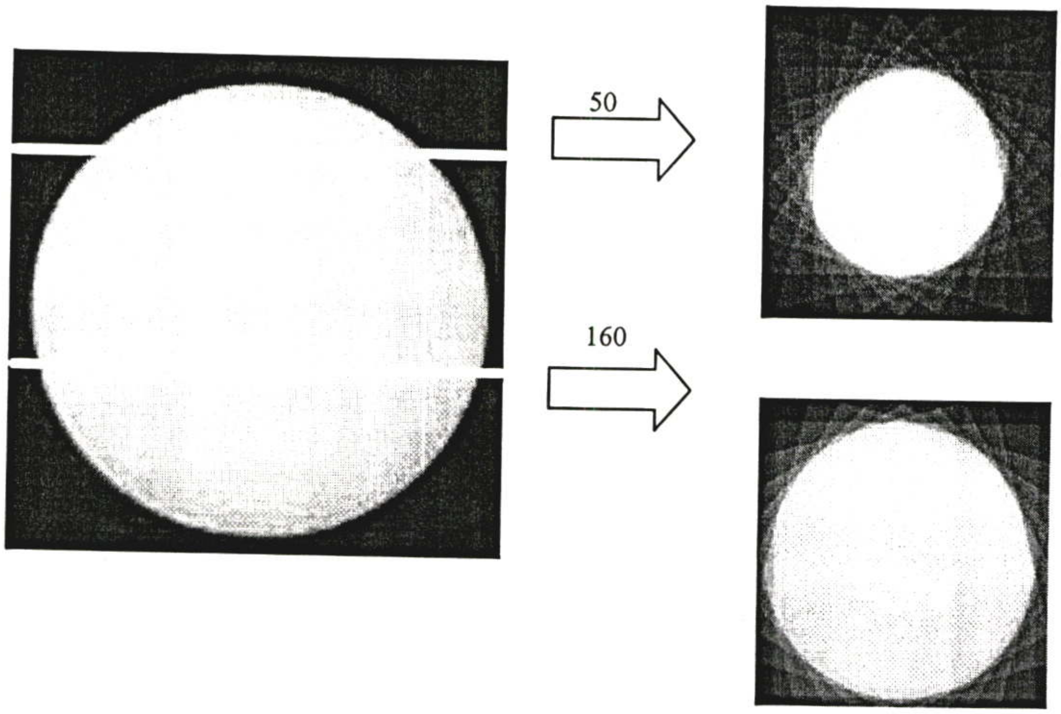
(ค) เปรียบเทียบภาพเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมทั้งสองภาพหลังรีจีสเตรชัน



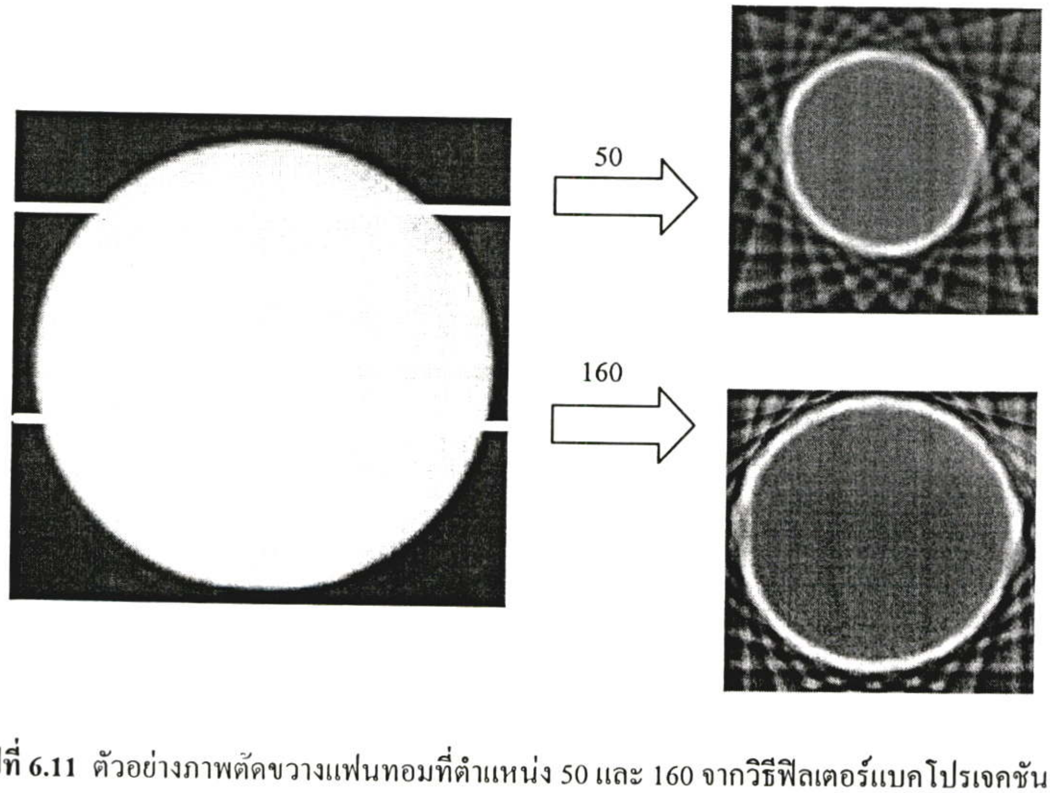
รูปที่ 6.8 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของแฟนทอมทั้ง 12 มุม แต่ละภาพมีขนาด 256 X 256 พิกเซล



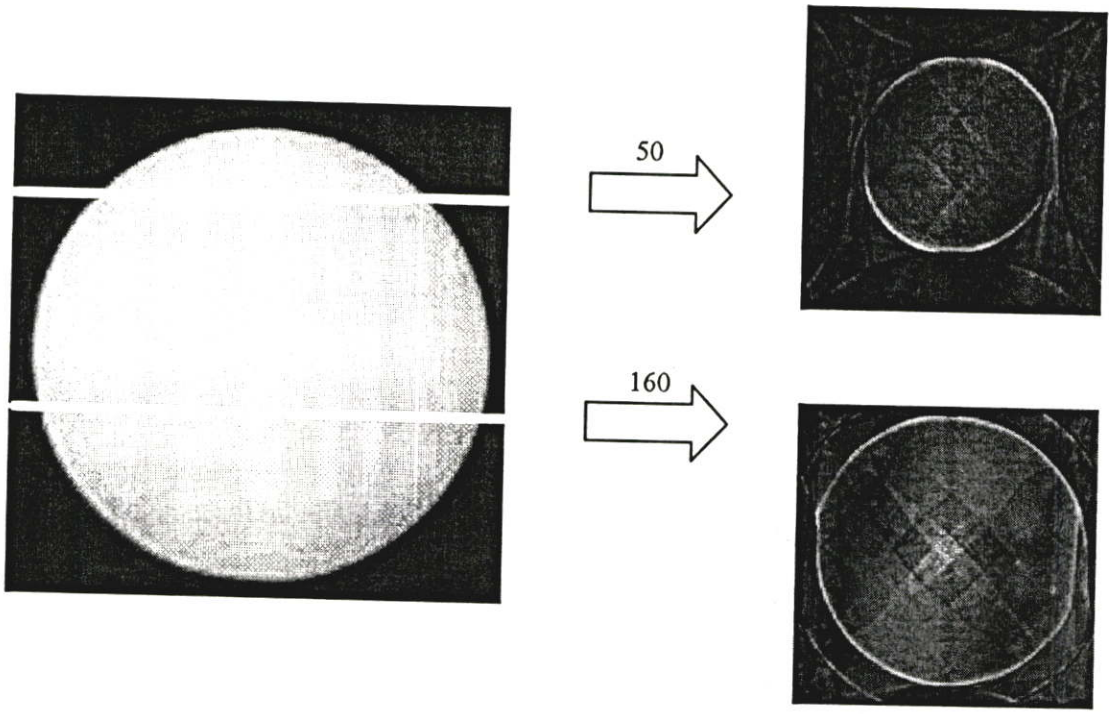
รูปที่ 6.9 ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันที่ตำแหน่ง 100 ของแฟนทอม



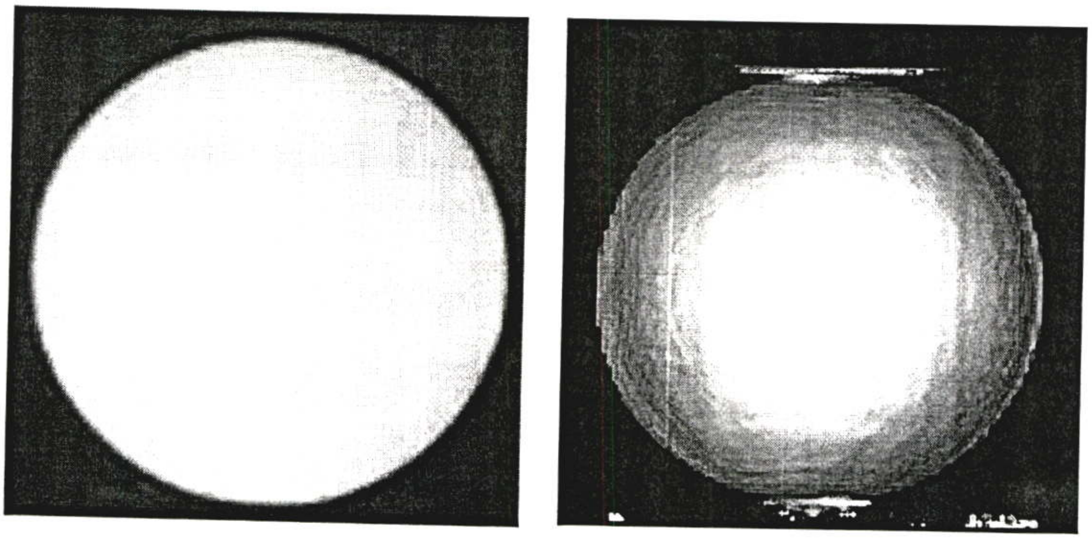
รูปที่ 6.10 ตัวอย่างภาพตัดขวางแฟนทอมที่ตำแหน่ง 50 และ 160 จากวิธีแบคโปรเจคชัน



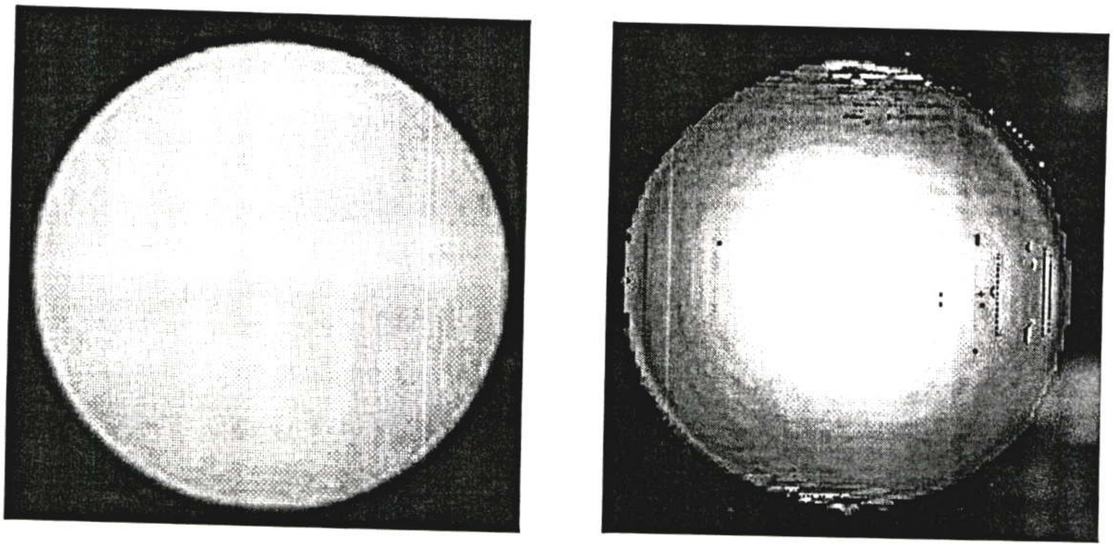
รูปที่ 6.11 ตัวอย่างภาพตัดขวางแฟนทอมที่ตำแหน่ง 50 และ 160 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน



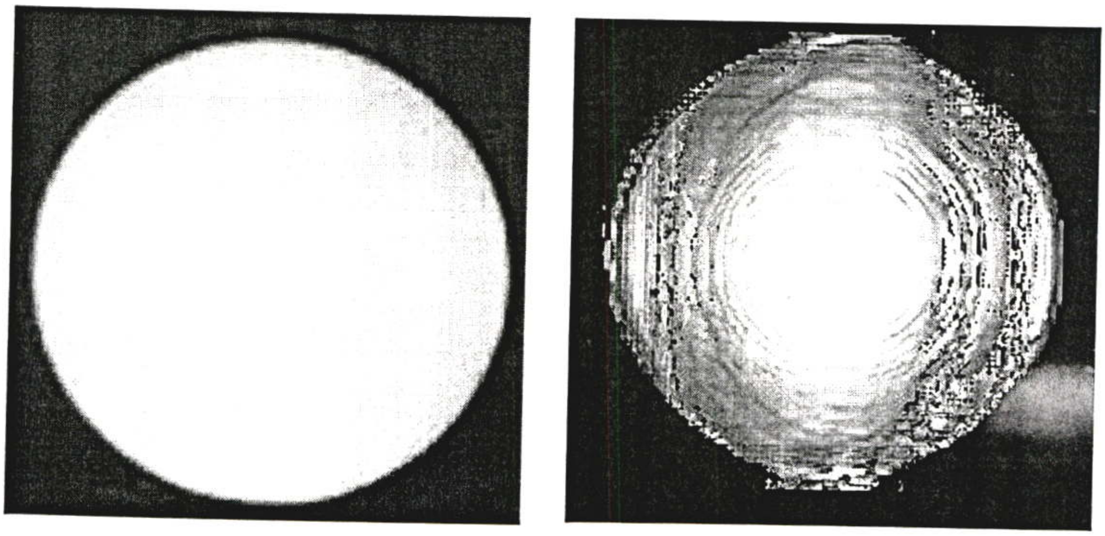
รูปที่ 6.12 ตัวอย่างภาพตัดขวางแฟนทอมที่ตำแหน่ง 50 และ 160 จากวิธีการแปลงฟูเรียร์



รูปที่ 6.13 ภาพ 3 มิติของแฟนทอมที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีแบคโปรเจคชันเปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์



รูปที่ 6.14 ภาพ 3 มิติของแฟนทอมที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันเปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์



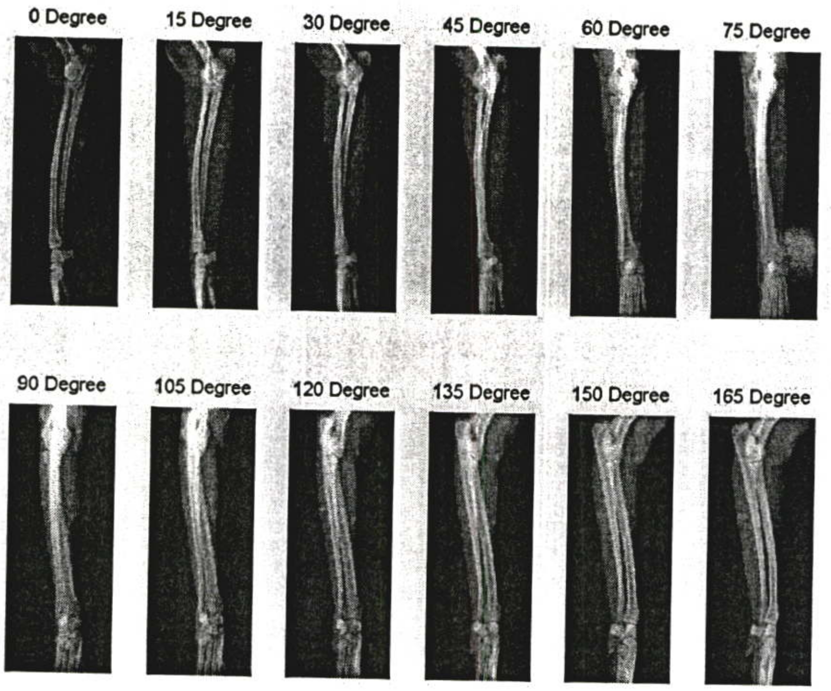
รูปที่ 6.15 ภาพ 3 มิติของแฟนทอมที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีการแปลงฟูเรียร์เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

6.4 ผลการทดลองของขาสุนัข

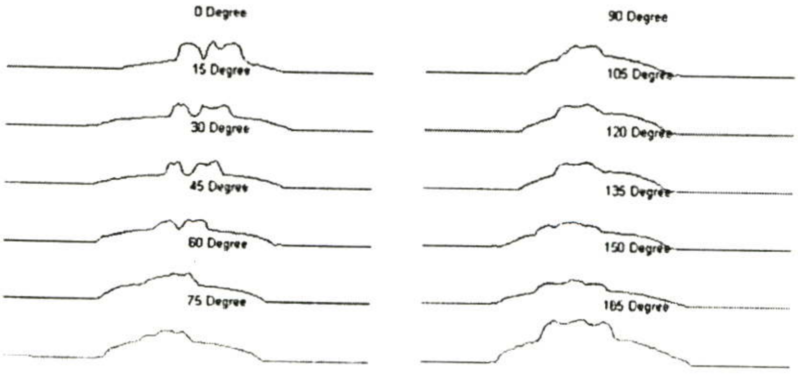
ในส่วนของการทดลองของขาสุนัข เป็นการถ่ายเอ็กซ์เรย์ในมุมที่ต่างกัน 12 มุม คือ มุม 0-165 องศา โดยภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์มีขนาด 480 X 256 พิกเซล ดังแสดงในรูปที่ 6.16

ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันในตำแหน่งที่ 100 แสดงดังรูปที่ 6.17 และตัวอย่างภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันและวิธีการแปลงฟูเรียร์ แสดงดังรูปที่ 6.18-6.20 ตามลำดับ ซึ่งภาพตัดขวางที่ได้มีขนาด 256 x 256 พิกเซล

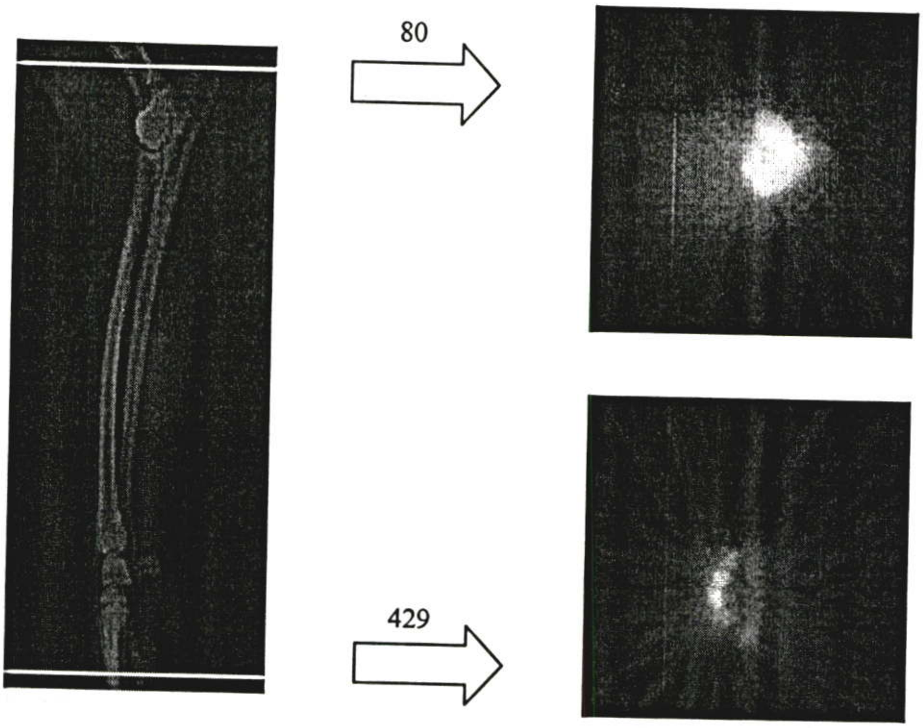
ในการสร้างข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตรทำโดยการนำเอาภาพตัดขวางทั้งหมดมาเรียงต่อกัน จะได้ขนาดของข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตร คือ 256 x 256 x 440 จากนั้นจึงสร้างภาพ 3 มิติแสดงได้ดังรูปที่ 6.21-6.23



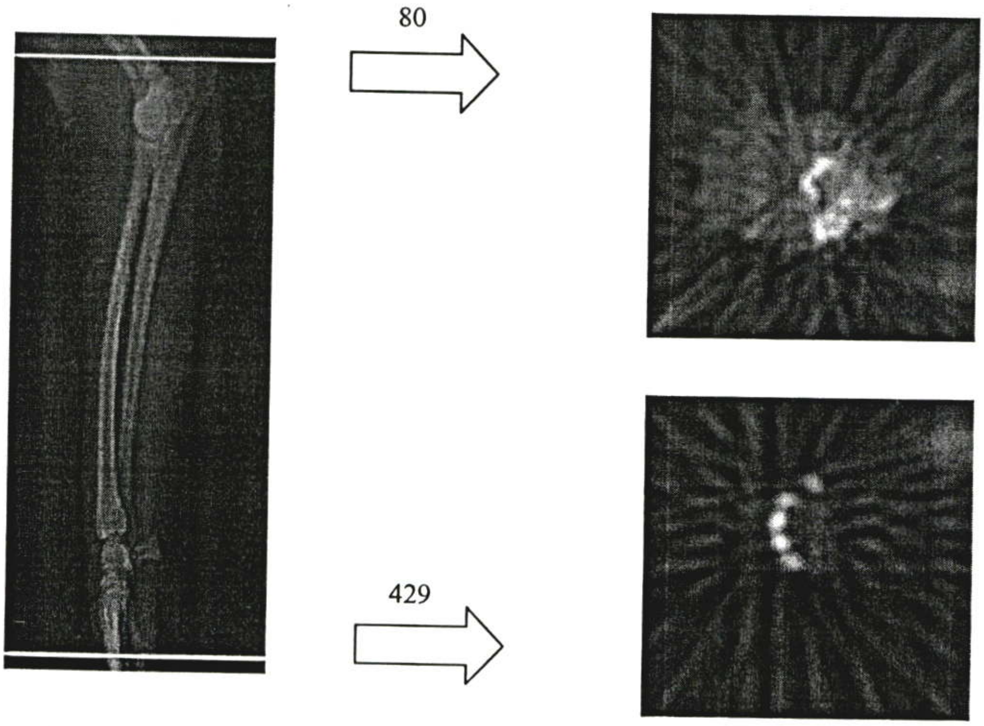
รูปที่ 6.16 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ขาสุนัขจำนวน 12 ภาพ แต่ละภาพมีขนาด 480 X 256



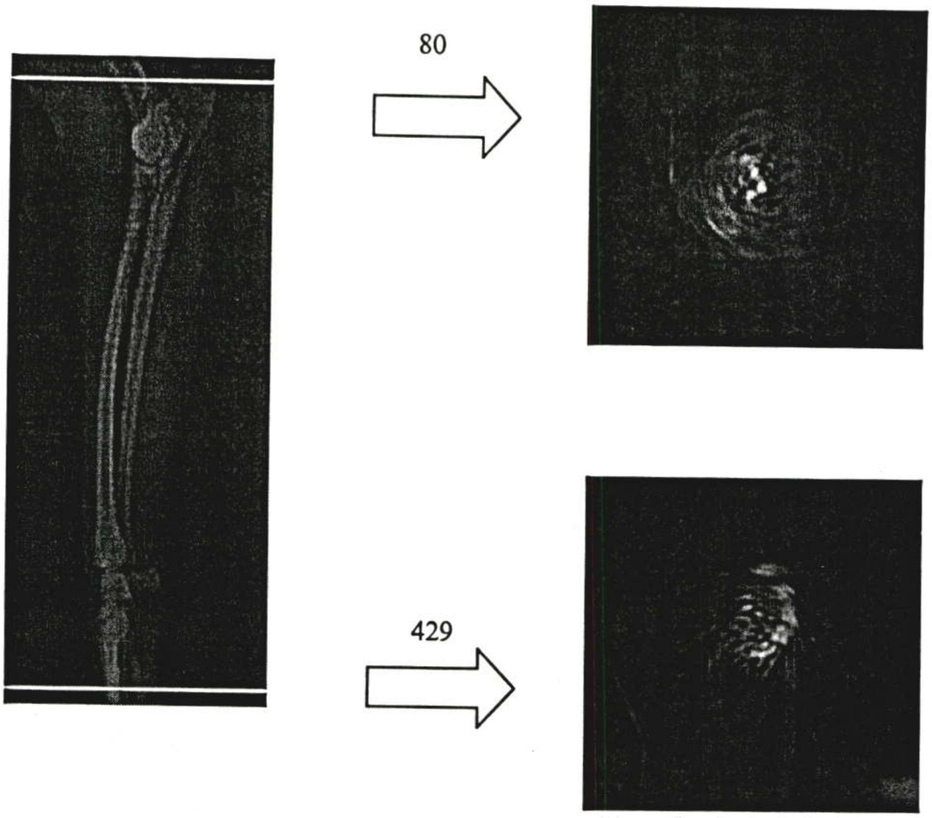
รูปที่ 6.17 ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันที่ตำแหน่ง 100 ของขาสุนัข



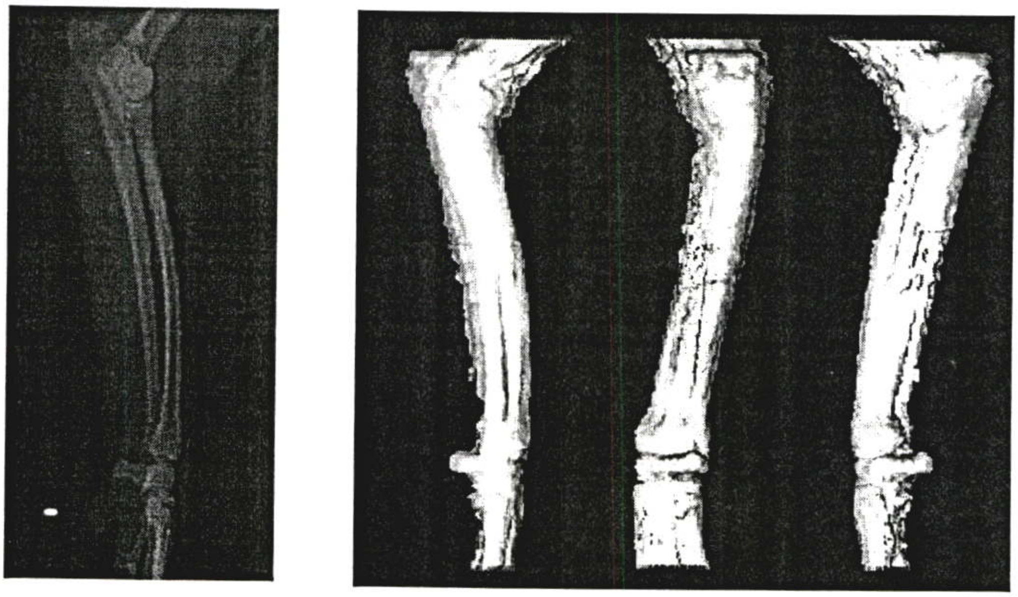
รูปที่ 6.18 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีแบคโปรเจคชัน



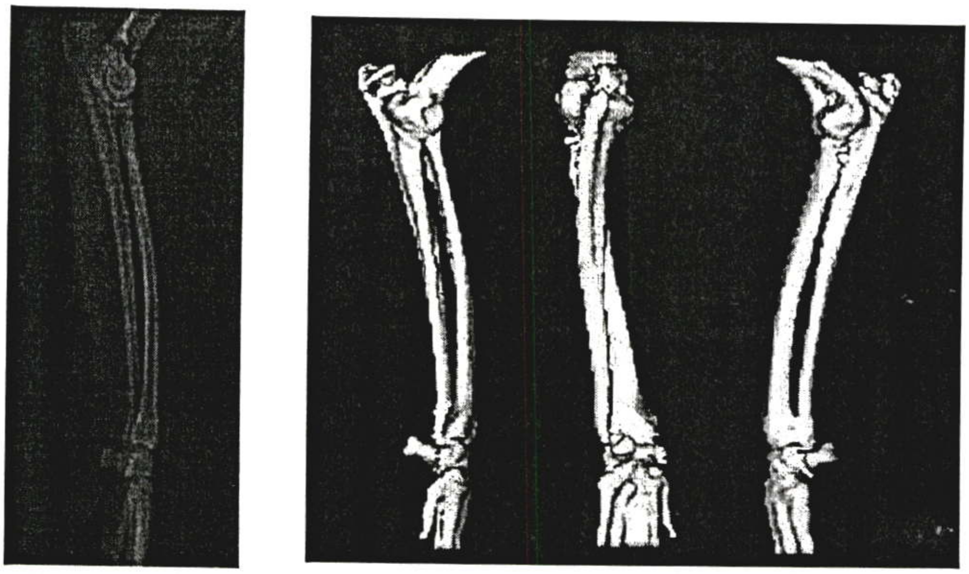
รูปที่ 6.19 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน



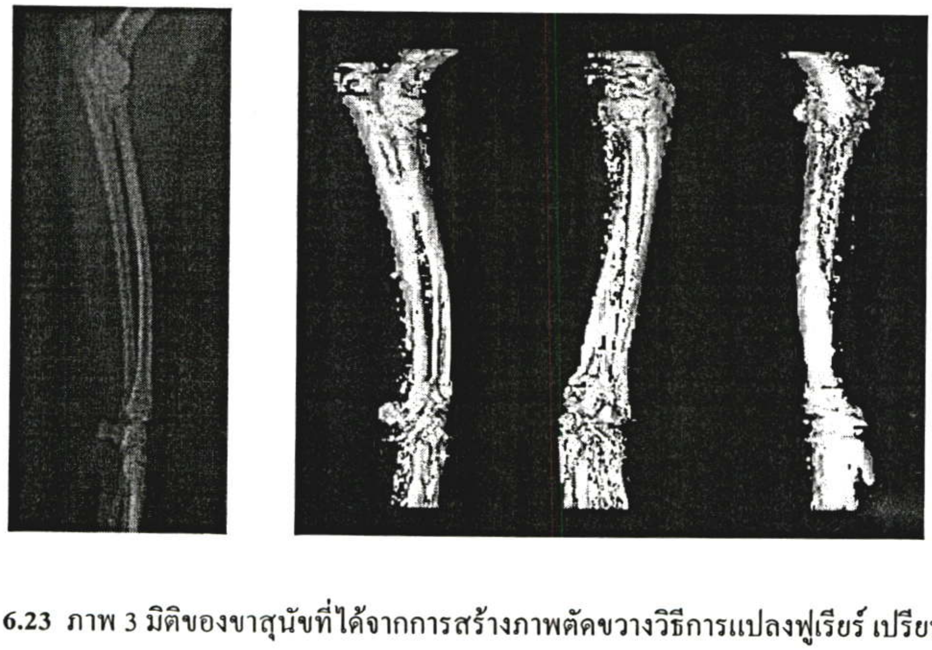
รูปที่ 6.20 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาสุนัขที่ตำแหน่ง 44 และ 429 จากวิธีการแปลงฟูเรียร์



รูปที่ 6.21 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีแบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับ ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์



รูปที่ 6.22 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์



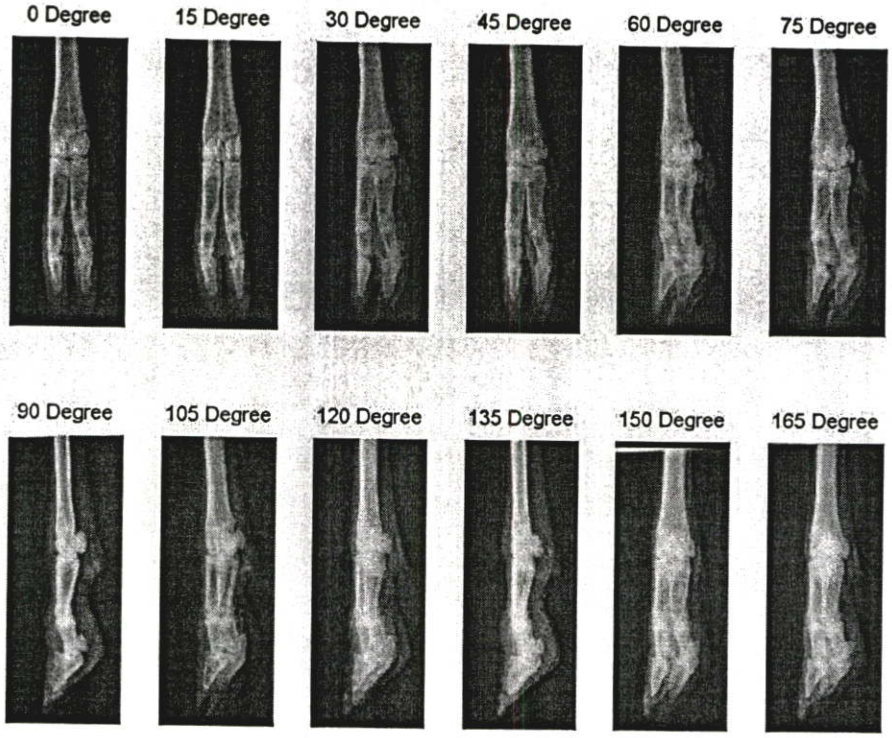
รูปที่ 6.23 ภาพ 3 มิติของขาสุนัขที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

6.5 ผลการทดลองของกีบเท้าแกะ

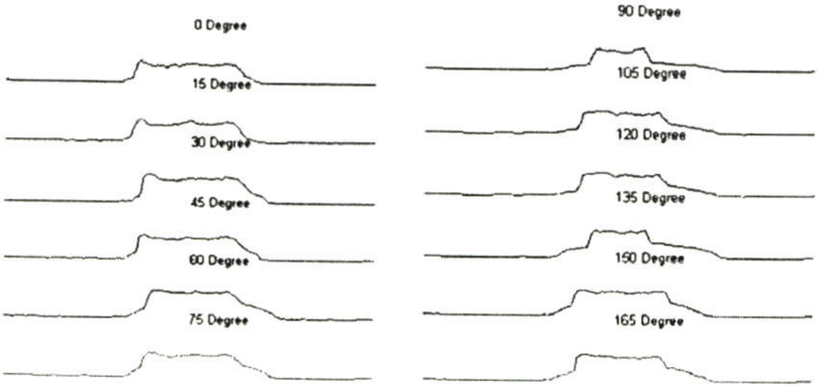
ในส่วนของการทดลองของกีบเท้าแกะ เป็นการถ่ายเอ็กซ์เรย์ในมุมที่ต่างกัน 12 มุม คือ มุม 0-165 องศา โดยภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์มีขนาด 380 X 256 พิกเซล ดังแสดงในรูปที่ 6.24

ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันในตำแหน่งที่ 100 แสดงดังรูปที่ 6.25 และตัวอย่างภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันและวิธีการแปลงฟูเรียร์ แสดงดังรูปที่ 6.26-6.28 ตามลำดับ ซึ่งภาพตัดขวางที่ได้มีขนาด 256 x 256 พิกเซล

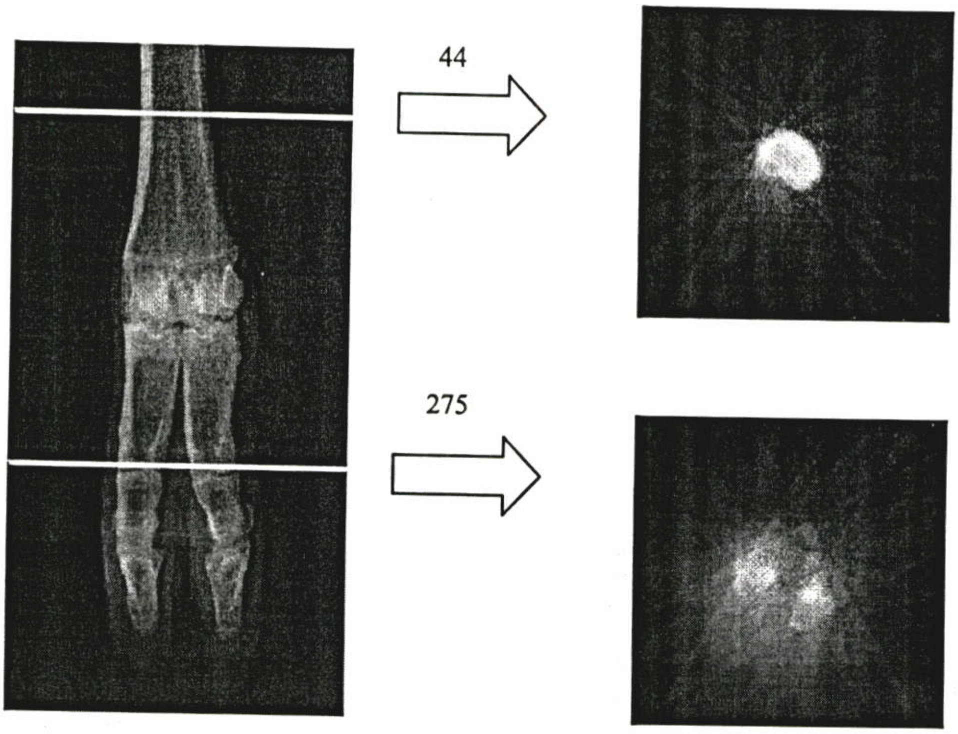
ข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตร มีขนาด คือ 256 x 256 x 380 จากนั้นจึงสร้างภาพ 3 มิติแสดงได้ดังรูปที่ 6.29-6.31



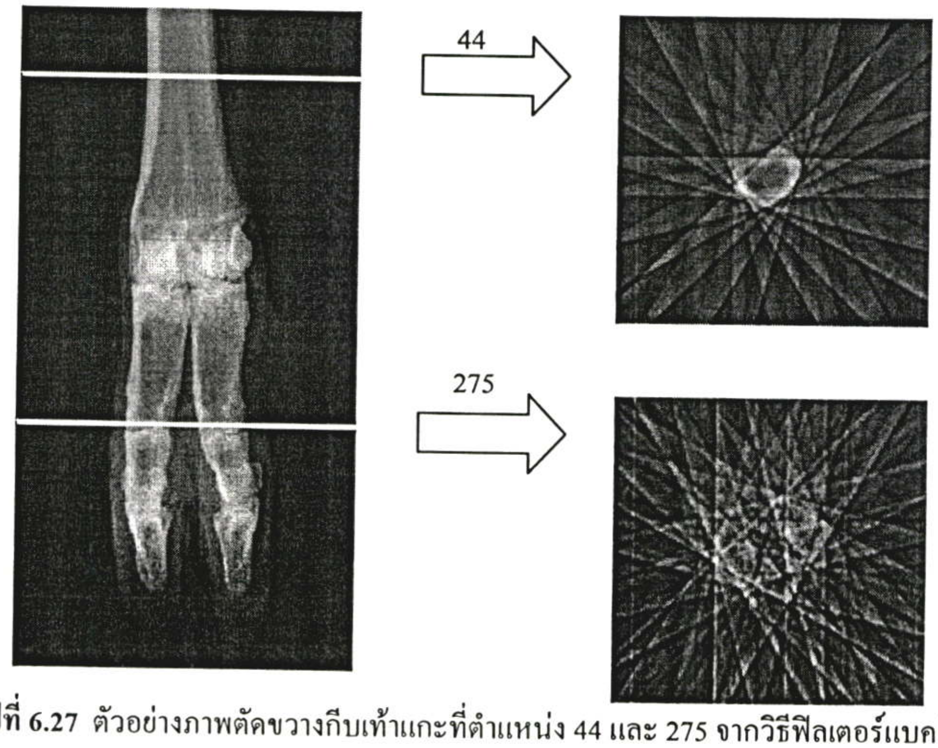
รูปที่ 6.24 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ขาแกะจำนวน 12 ภาพ แต่ละภาพมีขนาด 380 X 256



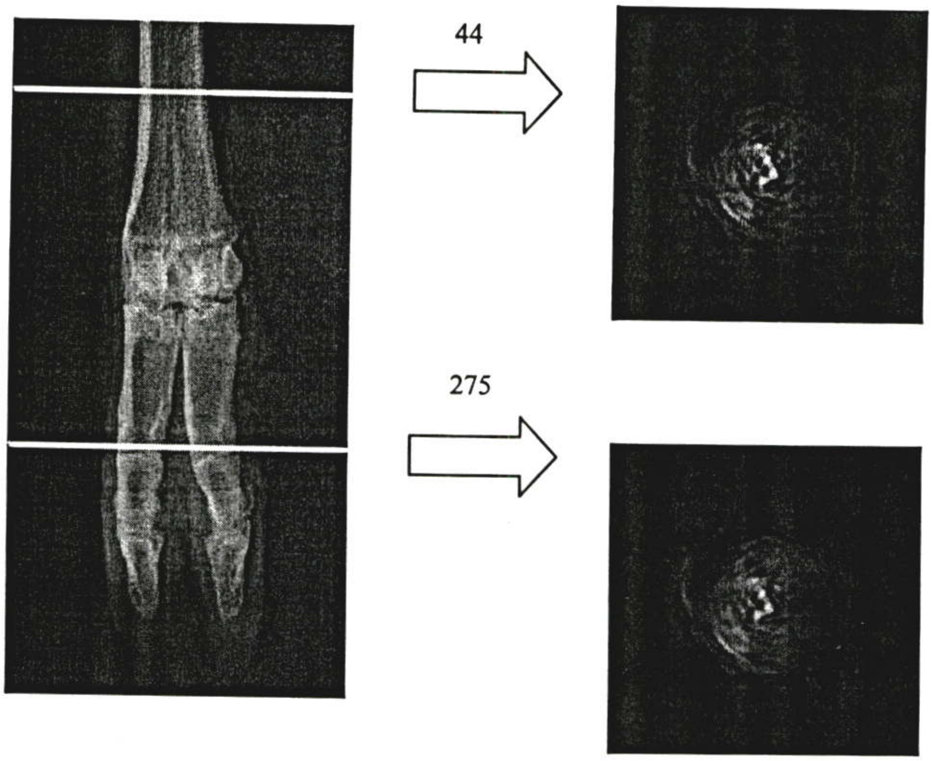
รูปที่ 6.25 ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันที่ตำแหน่ง 100 ของกีบเท้าแกะ



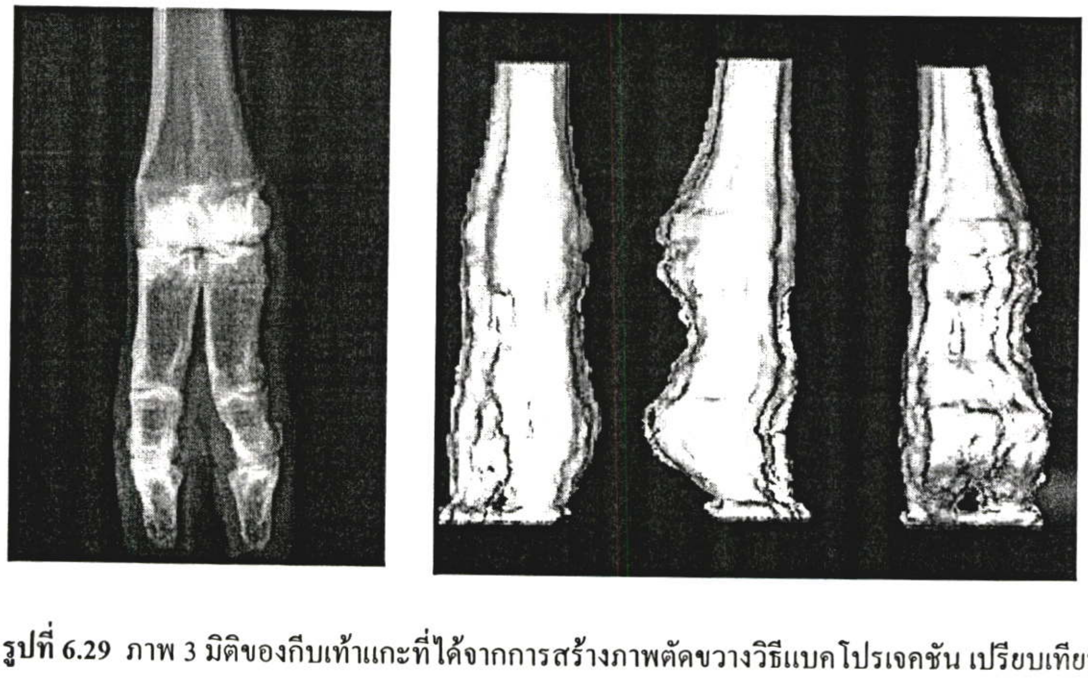
รูปที่ 6.26 ตัวอย่างภาพตัดขวางกีบเท้าแกะที่ตำแหน่ง 44 และ 275 จากวิธีแบคโปรเจคชัน



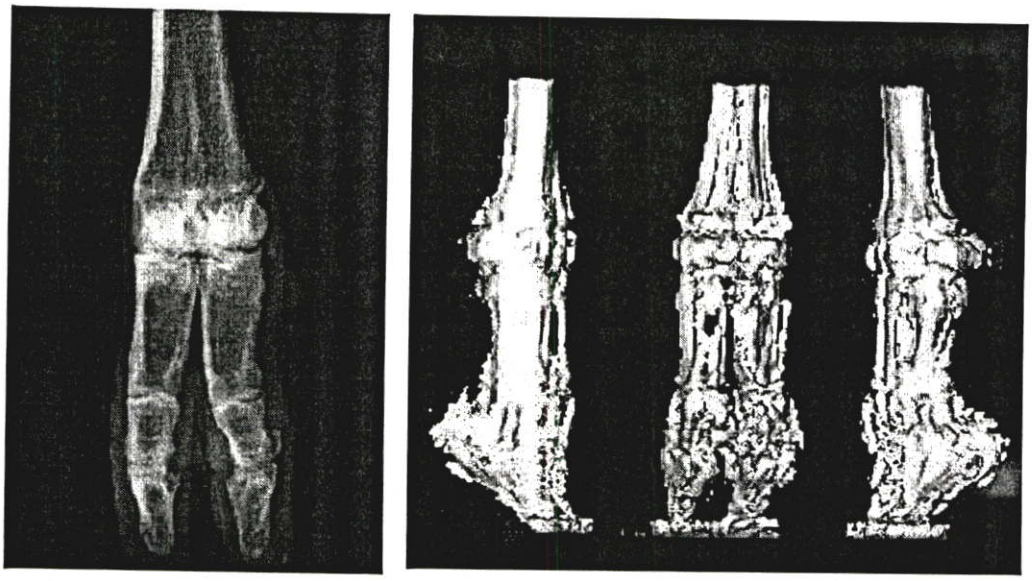
รูปที่ 6.27 ตัวอย่างภาพตัดขวางกีบเท้าแกะที่ตำแหน่ง 44 และ 275 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน



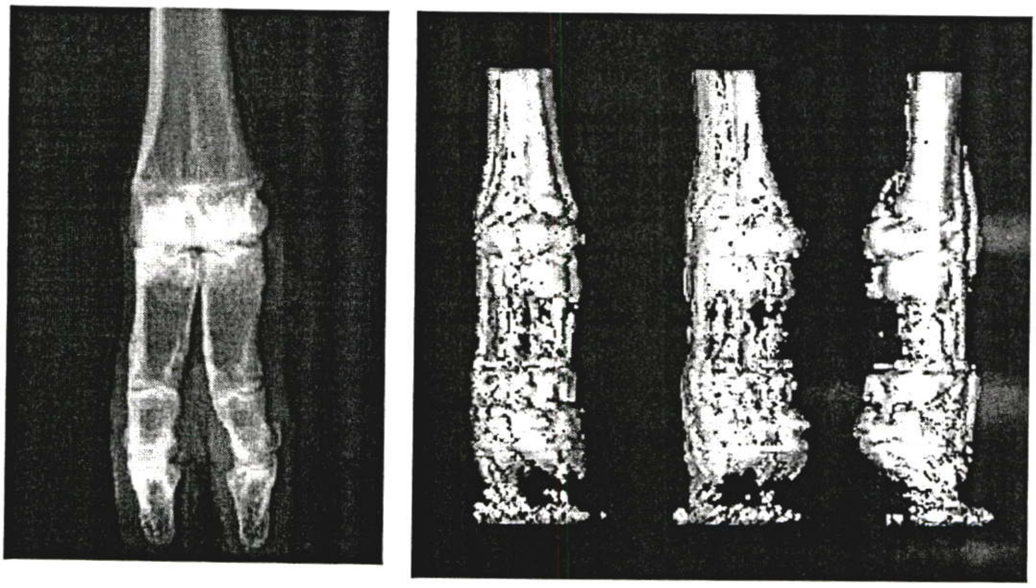
รูปที่ 6.28 ตัวอย่างภาพตัดขวางกีบเท้าแกะที่ตำแหน่ง 44 และ 275 จากวิธีการแปลงฟูเรียร์



รูปที่ 6.29 ภาพ 3 มิติของกีบเท้าแกะที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีแบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์



รูปที่ 6.30 ภาพ 3 มิติของกีบเท้าแกะที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์



รูปที่ 6.31 ภาพ 3 มิติของกีบเท้าแกะที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

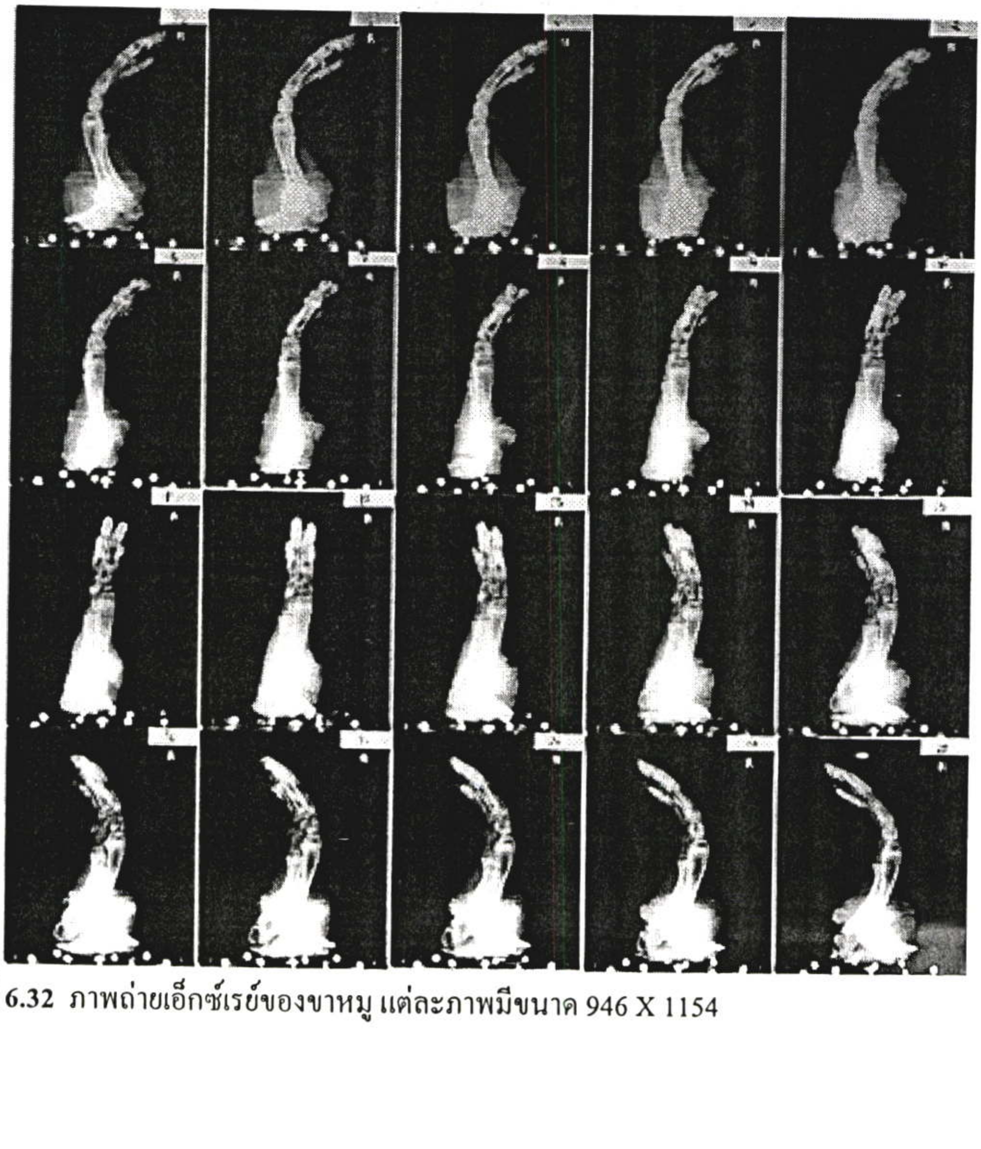
6.6 ผลการทดลองของขาหมู

ในส่วนของการทดลองของขาหมู เป็นการถ่ายเอ็กซ์เรย์ในมุมที่ต่างกัน 20 มุม คือ มุม 0-181 องศา โดยภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์มีขนาด 946 X 1154 พิกเซล ดังแสดงในรูปที่ 6.32

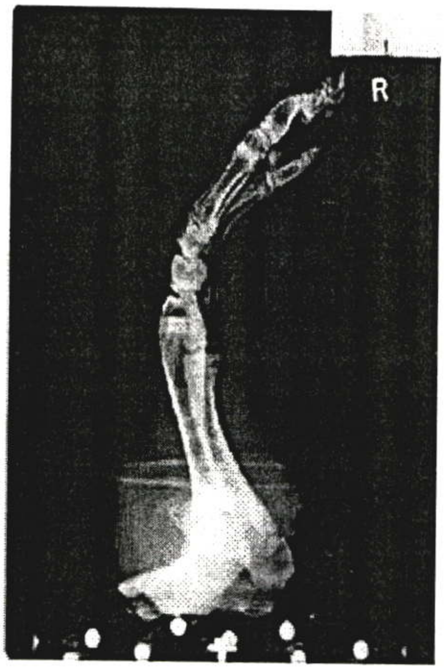
จากนั้นจึงนำภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ทั้งหมดมารีจีสเตรชัน จะได้ภาพที่มีขนาด 473 X 577 พิกเซล รูปที่ 6.33 แสดงภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูก่อนการรีจีสเตรชัน รูปที่ 6.34 แสดงภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูหลังการรีจีสเตรชัน และรูปที่ 6.35 แสดงภาพขาหมูที่จะนำใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งภาพมีขนาด 501 X 256 พิกเซล

ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันในตำแหน่งที่ 100 แสดงดังรูปที่ 6.36 และตัวอย่างภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันและวิธีการแปลงฟูเรียร์ แสดงดังรูปที่ 6.37-6.39 ตามลำดับ ซึ่งภาพตัดขวางที่ได้มีขนาด 256 x 256 พิกเซล

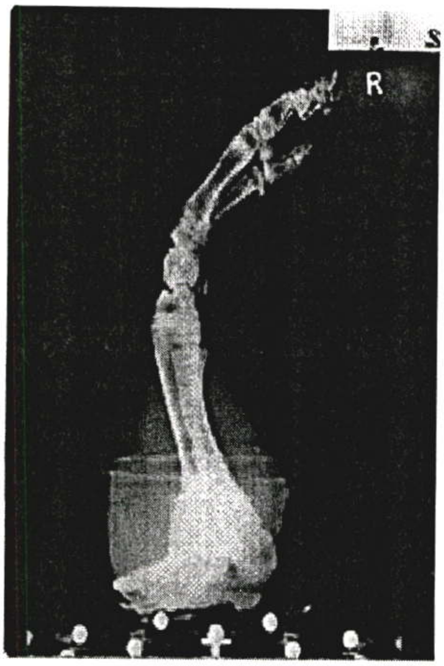
ข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตร มีขนาด คือ 256 x 256 x 501 จากนั้นจึงสร้างภาพ 3 มิติแสดงได้ดังรูปที่ 6.40-6.42



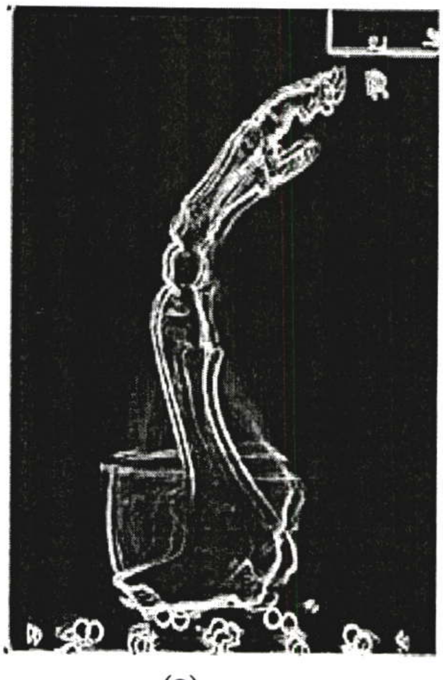
รูปที่ 6.32 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมู แต่ละภาพมีขนาด 946 X 1154



(ก)



(ข)

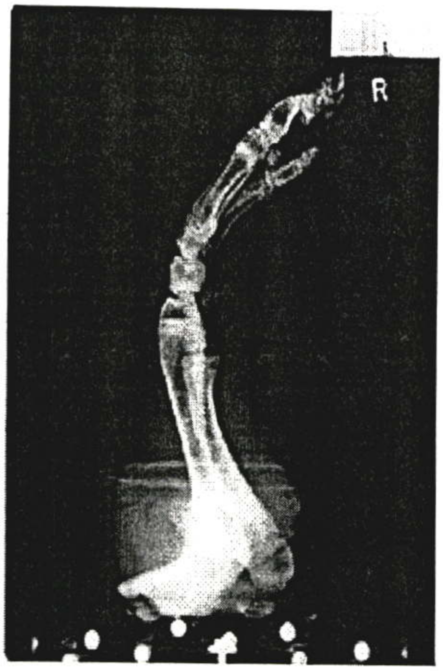


(ค)

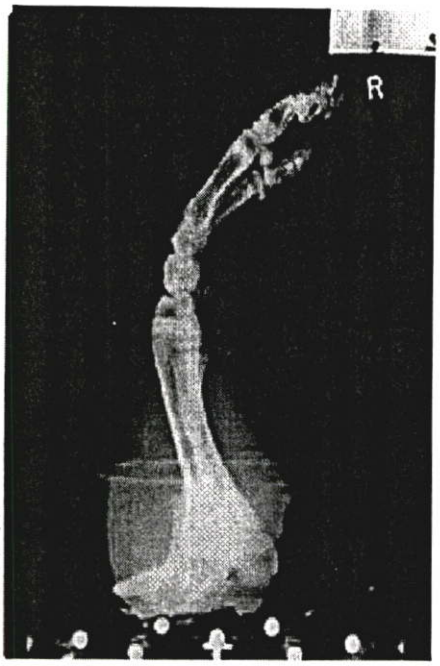
รูปที่ 6.33 (ก) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูที่มุม 0 องศา ขนาด 437 x 577 พิกเซล

(ข) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูที่มุม 9 องศา ขนาด 437 x 577 พิกเซล

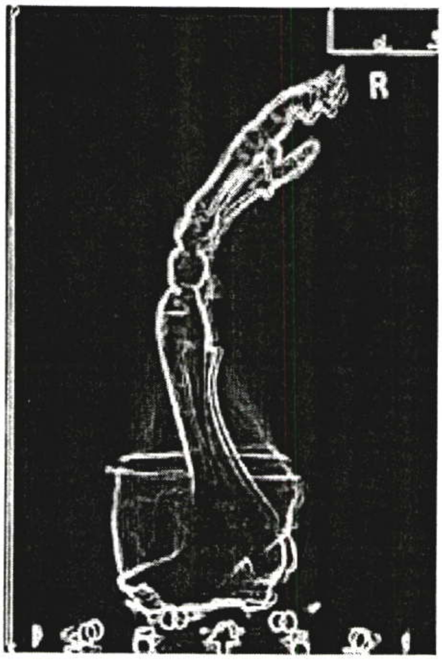
(ค) เปรียบเทียบภาพเอ็กซ์เรย์ของขาหมูก่อนรีจีสเตรชัน



(ก)



(ข)

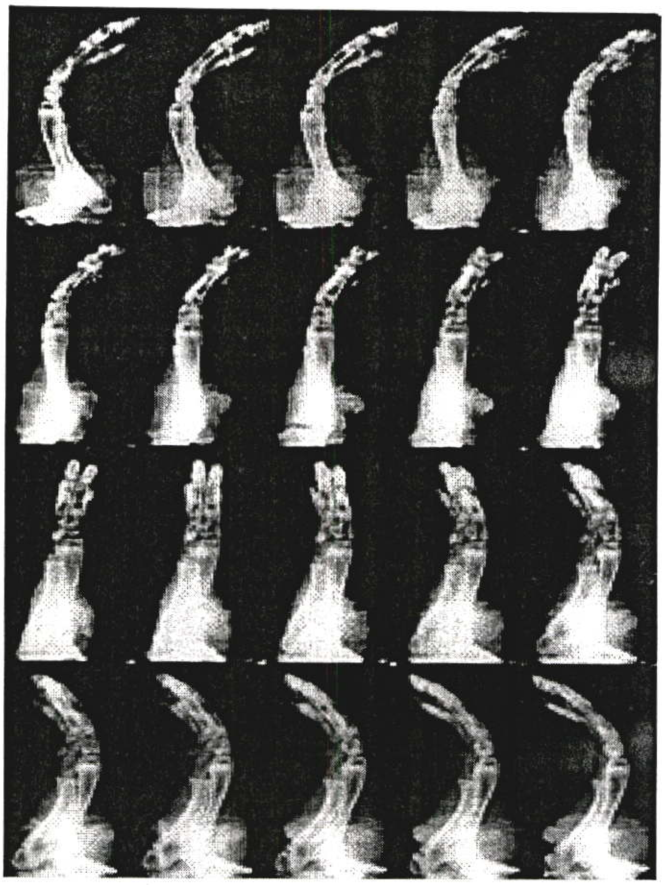


(ค)

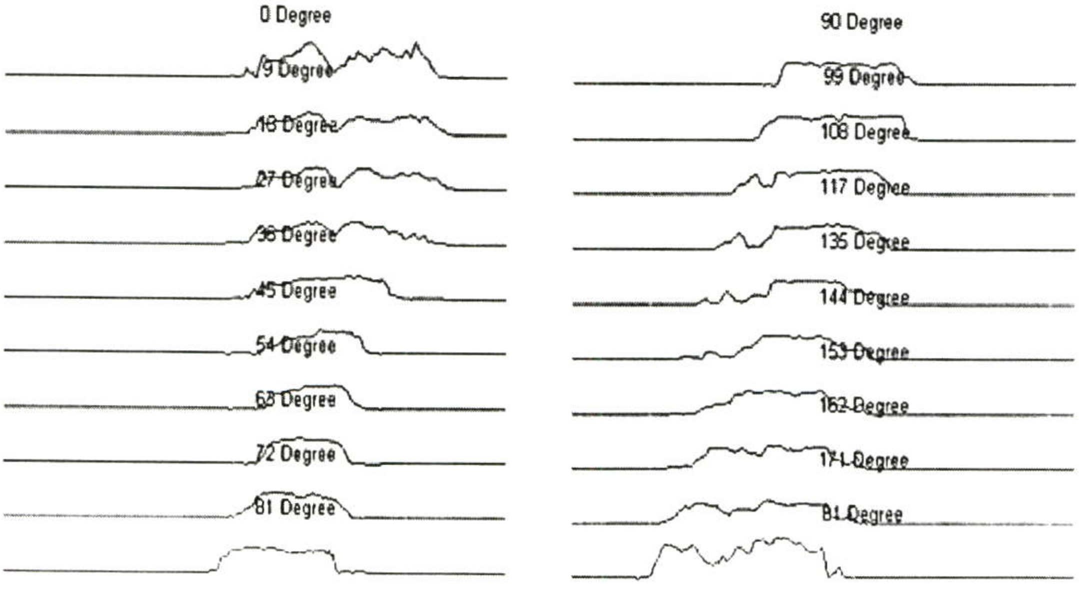
รูปที่ 6.34 (ก) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูที่มุม 0 องศา ขนาด 437 x 577 พิกเซล

(ข) ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูที่มุม 9 องศา ขนาด 437 x 577 พิกเซล

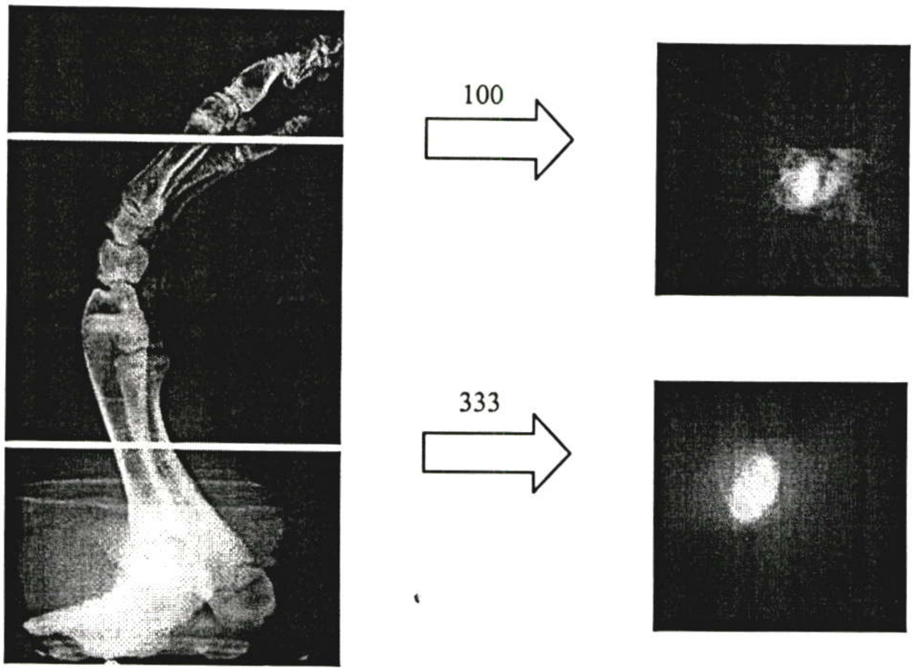
(ค) เปรียบเทียบภาพเอ็กซ์เรย์ของขาหมูหลังรีจีสเตรชัน



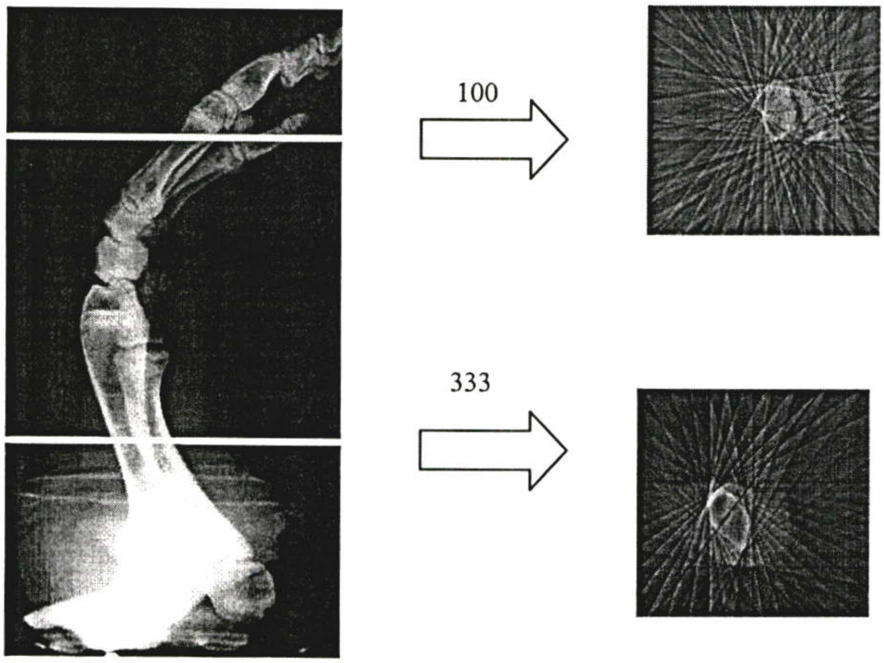
รูปที่ 6.35 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมูทั้ง 20 มุม แต่ละภาพมีขนาด 501 X 256 พิกเซล



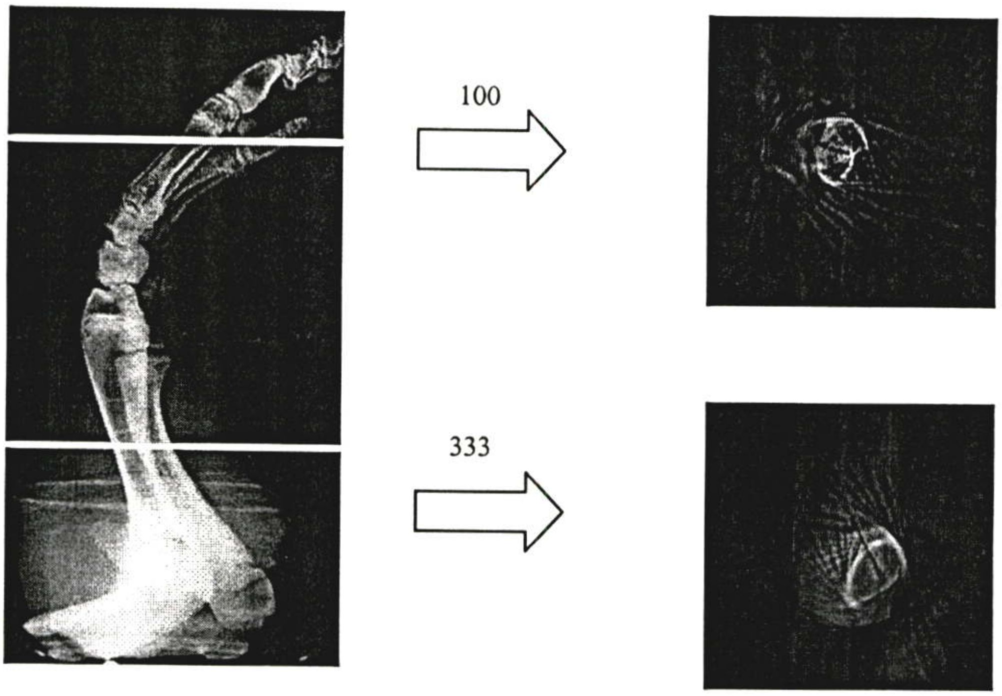
รูปที่ 6.36 ตัวอย่างข้อมูลโปรเจคชันที่ตำแหน่ง 100 ของขาหมู



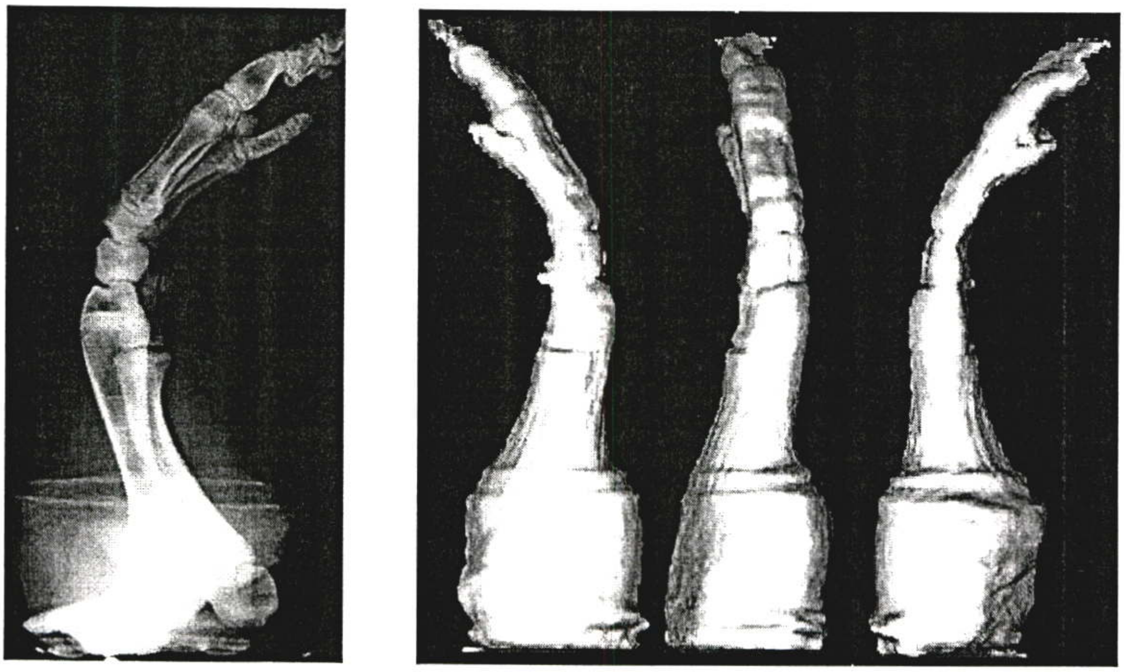
รูปที่ 6.37 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาหมูที่ตำแหน่ง 100 และ 333 จากวิธีแบคโปรเจคชัน



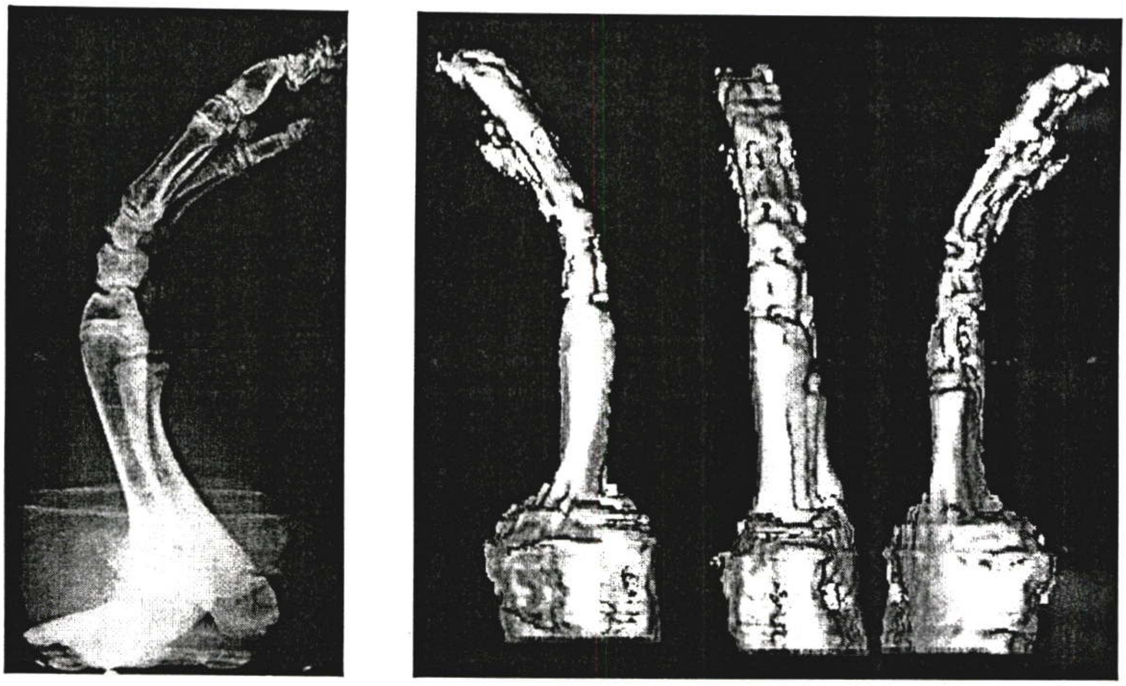
รูปที่ 6.38 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาหมูที่ตำแหน่ง 100 และ 333 จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน



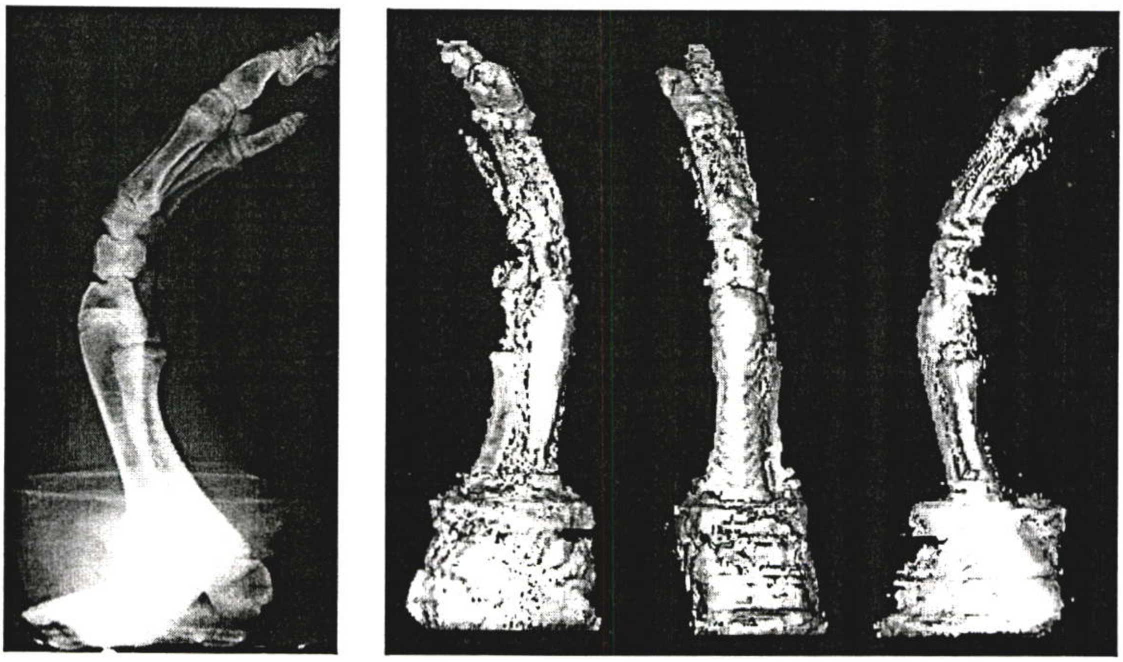
รูปที่ 6.39 ตัวอย่างภาพตัดขวางขาหมูที่ตำแหน่ง 100 และ 333 จากวิธีการแปลงฟูเรียร์



รูปที่ 6.40 ภาพ 3 มิติของขาหมูที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีแบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์



รูปที่ 6.41 ภาพ 3 มิติของขาหมูที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์



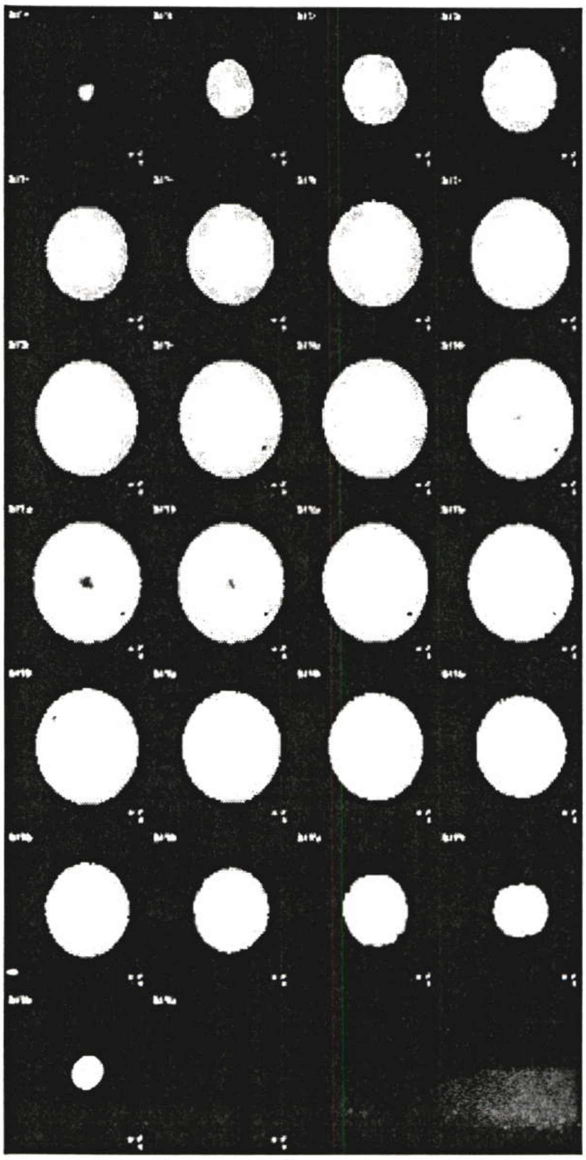
รูปที่ 6.42 ภาพ 3 มิติของขาหมูที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวางวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์

6.7 ผลการทดลองของแฟนทอมจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

6.7.1 ผลการทดลองของภาพตัดขวางและภาพ 3 มิติ

ในการถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ของแฟนทอมในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ได้รับความอนุเคราะห์จากภาควิชารังสีวิทยา มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ซึ่งในการถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์แต่ละครั้งต้องเสียค่าใช้จ่ายประมาณ 4,000 บาท

การถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ของแฟนทอม เพื่อเปรียบเทียบภาพตัดขวางที่ได้จากการทดลองในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ซึ่งภาพตัดขวางของแฟนทอมที่ได้จากการถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์แสดงดังรูปที่ 6.43 และ ภาพ 3 มิติของแฟนทอมแสดงดังรูปที่ 6.44

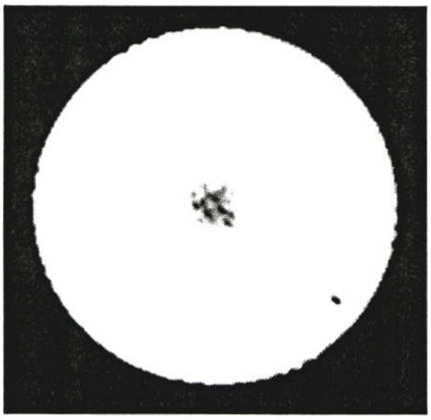


รูปที่ 6.43 ภาพตัดขวางของแฟนทอมที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์จำนวน 26 ภาพ แต่ละภาพมีขนาด 320 X 320

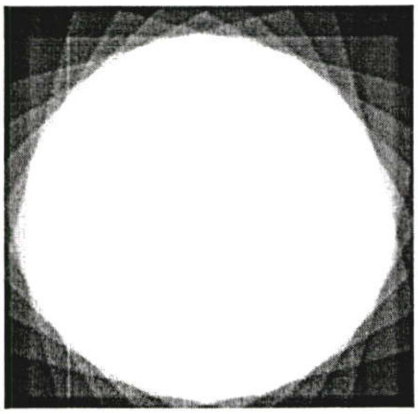
รูปที่ 6.44 ภาพ 3 มิติของแฟนทอมที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

6.7.2 เปรียบเทียบภาพตัดขวางของแฟนทอม

โดยจะทำแสดงภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ เปรียบเทียบกับภาพที่ได้จากวิธีการสร้างภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ ดังแสดงในรูปที่ 6.45-6.47 ตามลำดับ



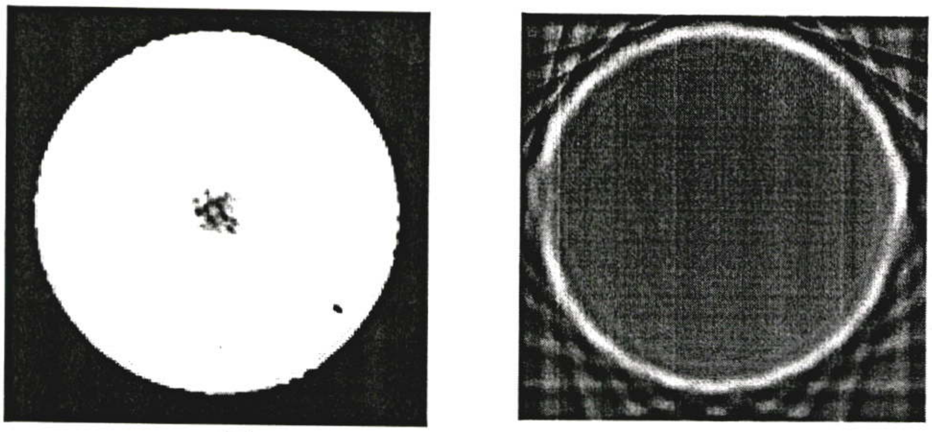
(ก)



(ข)

รูปที่ 6.45 (ก) ภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

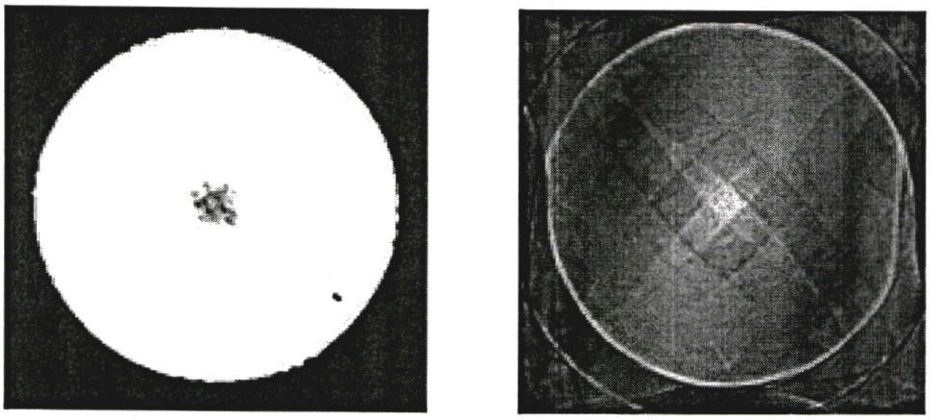
(ข) ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีแบคโปรเจคชัน



(ก) (ข)

รูปที่ 6.46 (ก) ภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

(ข) ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน



(ก) (ข)

รูปที่ 6.47 (ก) ภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

(ข) ภาพตัดขวางที่ได้จากวิธีการแปลงฟูเรียร์

บทที่ 7
สรุปผลการวิจัย

7.1 สรุปผลการวิจัย

การทดลองในงานวิจัยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ จะเริ่มต้นด้วยถ่ายภาพเอ็กซ์เรย์ของวัตถุในมุมที่แตกต่างกัน จากนั้นจึงนำฟิล์มเอ็กซ์เรย์ที่ได้ไปสแกนด้วยเครื่องสแกนฟิล์ม แล้วจึงนำภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์ที่ได้มาทำรีจิสเตรชัน หลังจากนั้นนำภาพที่ได้จากรีจิสเตรชันมาสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ แล้วจึงนำภาพตัดขวางทั้งหมดที่ได้มาเรียงต่อกันจะได้ข้อมูลเมตริกซ์เชิงปริมาตร และสุดท้ายคือการสร้างภาพ 3 มิติ ด้วยวิธีการสร้างภาพเชิงพื้นผิว วิธีมาร์ชชิงคิวบ์

ในการถ่ายเอ็กซ์เรย์ของวัตถุ จะต้องกำหนดจุดที่จะเป็นจุดสอดคล้องก่อนที่จะทำการถ่าย ซึ่งจะทำให้การทำรีจิสเตรชันได้ง่ายขึ้น จากการทดลองที่ผ่านมาได้ทำการถ่ายเอ็กซ์เรย์แฟนทอม โดยแฟนทอม คือ การนำเอาลูกเหล็กใส่ในกระป๋องพลาสติก ซึ่งจะใช้ขอบเขตของกระป๋องพลาสติกเป็นจุดอ้างอิง ส่วนในการถ่ายเอ็กซ์เรย์ของขาหมู จะใช้ตัวอักษรซึ่งจะติดอยู่ที่ฟิล์มเอ็กซ์เรย์เป็นจุดอ้างอิง

7.1.1 เปรียบเทียบภาพตัดขวางที่ได้จากงานวิจัย

1) เปรียบเทียบเวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวาง

ในการทดลองสร้างภาพตัดขวางในงานวิจัยนี้ ได้ทำการทดลองโดยใช้คอมพิวเตอร์ที่มีหน่วยประมวลผลกลาง คือ Intel® XEON™ 1.8 GHz และมี RAM 512 MB ซึ่งเวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางในแต่ละวิธี แสดงได้ดังตารางที่ 7.1

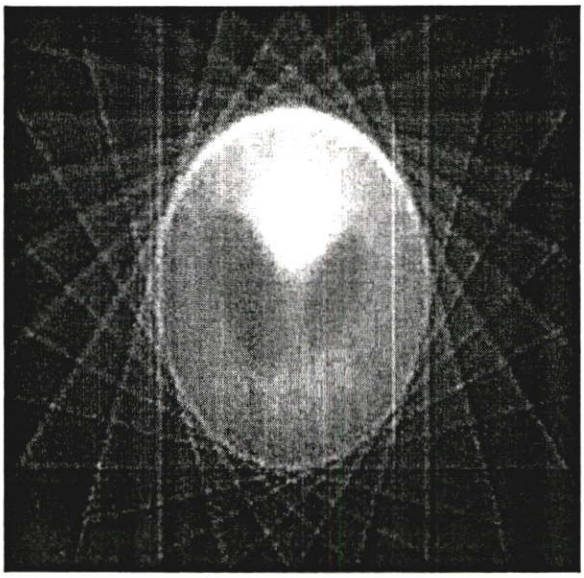
ตารางที่ 7.1 เวลาที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์

เวลา(วินาที) / ตัวอย่าง	วิธีแบคโปรเจคชัน	วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน	วิธีการแปลงฟูเรียร์
แฟนทอม	15	3.33	4.615
ขาสุนัข	15	3.33	4.615
ขาแกะ	15	3.33	4.615
ขาหมู	15	3.33	4.615

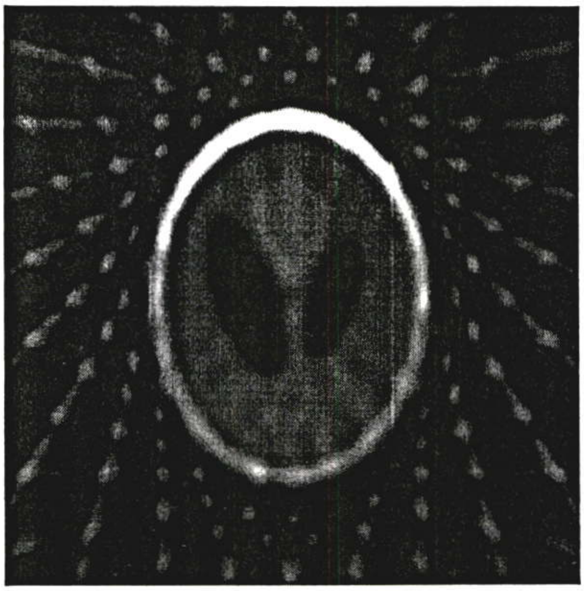
2) เปรียบเทียบค่าความผิดพลาด

การหาค่าความผิดพลาดของแต่ละวิธี ทำได้โดยใช้แฟนทอมของ Shepp และ Logan [10] ขนาด ขนาด 256 X 256 พิกเซล แสดงดังรูปที่ 7.1 และผลการสร้างของวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ แสดงดังรูปที่ 7.2-7.4 ตามลำดับ ซึ่งแต่ละภาพมีขนาด 256 X 256 พิกเซล และในรูปที่ 7.5-7.7 แสดงค่าความสว่างที่ตำแหน่งที่ 128 ของแฟนทอมเปรียบเทียบกับภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ ตามลำดับ ซึ่งเส้นประคือ ค่าจริงของแฟนทอม และ เส้นทึบ คือ ค่าที่ได้จากการสร้างภาพกลับ

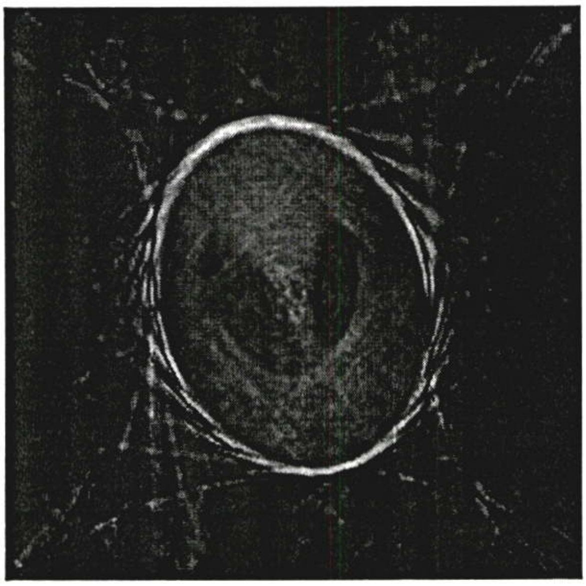
รูปที่ 7.1 แฟนทอมของ Shepp และ Logan



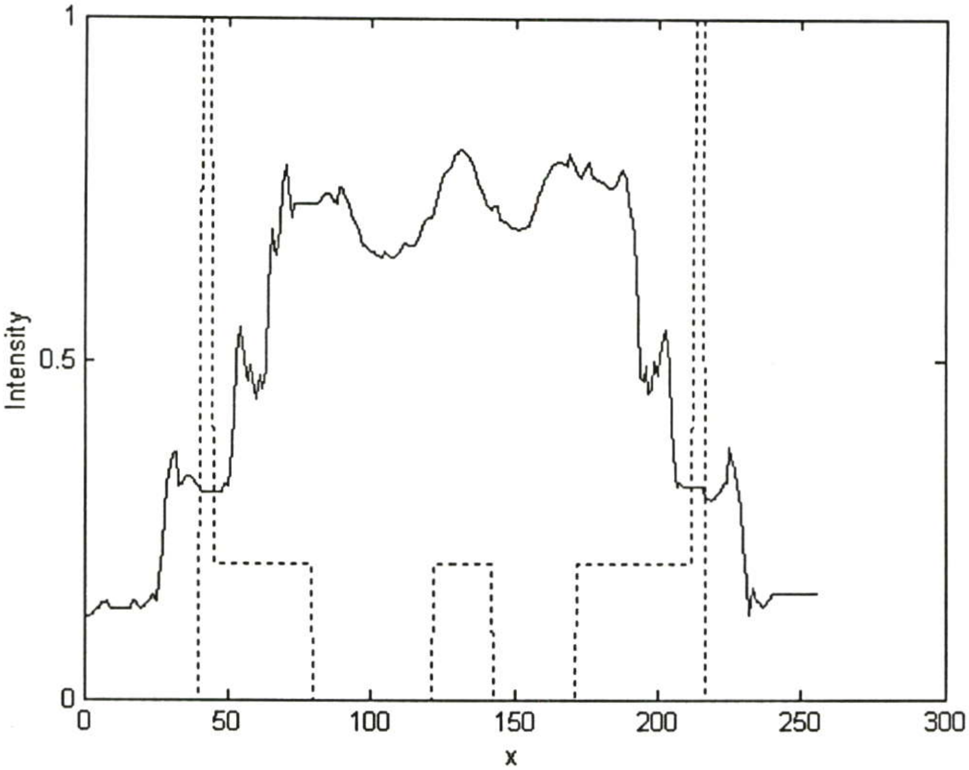
รูปที่ 7.2 ภาพตัดขวางของแฟนทอมของ Shepp และ Logan จากวิธีแบคโปรเจคชัน



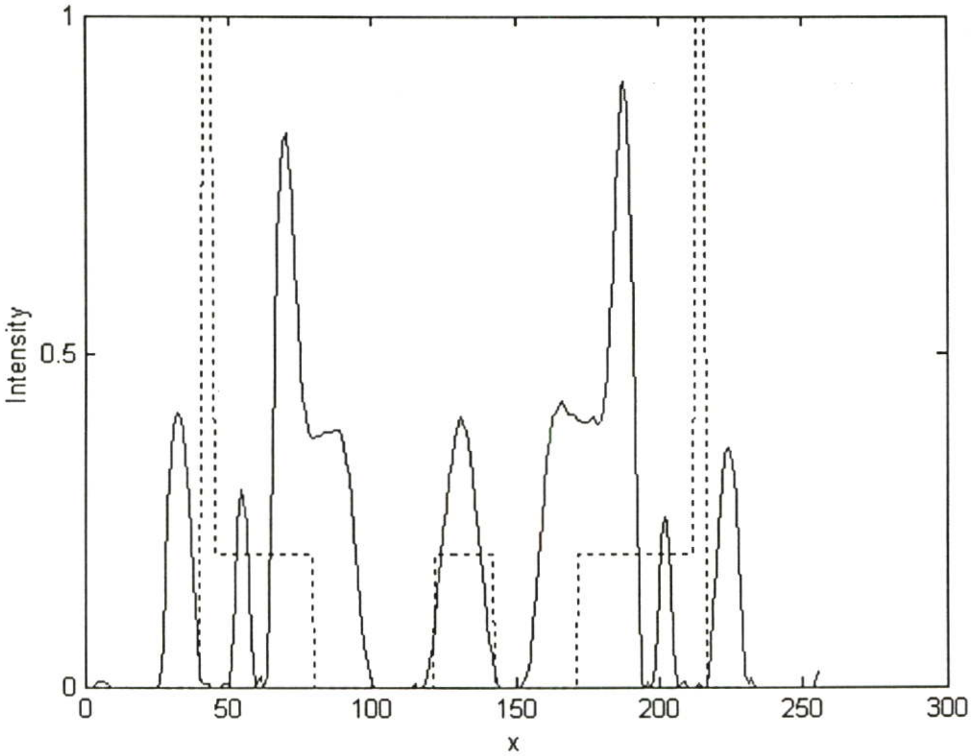
รูปที่ 7.3 ภาพตัดขวางของแฟนทอมของ Shepp และ Logan จากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน



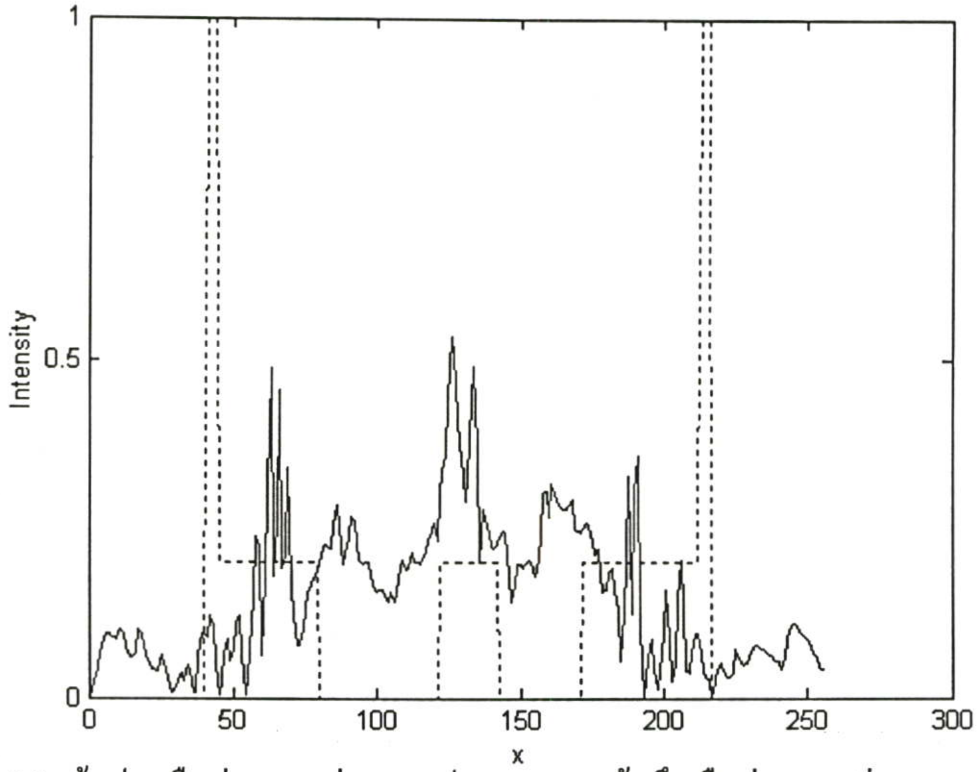
รูปที่ 7.4 ภาพตัดขวางของแฟนทอมของ Shepp และ Logan จากวิธีการแปลงฟูเรียร์



รูปที่ 7.5 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของแฟนทอม และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้างภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน



รูปที่ 7.6 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของแฟนทอม และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้างภาพตัดขวางจากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน



รูปที่ 7.7 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของแฟนทอม และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้างภาพตัดขวางจากวิธีการแปลงฟูเรียร์

ค่าความผิดพลาดของแต่ละวิธี เมื่อเทียบกับค่าจริงของแฟนทอมของ Shepp และ Logan แสดงได้ดังตารางที่ 7.2 ซึ่งหาได้จากนิยามของ Mean Square Error

$$MSE = \frac{\sum (x - x)^2}{\sum x^2}$$

ซึ่ง x คือ ค่าจริงของแฟนทอม

x_1 คือ ค่าที่ได้จากการสร้างภาพตัดขวาง

ตารางที่ 7.2 ค่าความผิดพลาดของวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์

วิธีการสร้างภาพตัดขวาง	ค่าความผิดพลาด (%)
วิธีแบคโปรเจคชัน	0.2071
วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน	0.0047
วิธีการแปลงฟูเรียร์	0.0129

จากตารางที่ 7.2 จะเป็นว่าวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันมีค่าความผิดพลาดน้อยที่สุด รองลงมาคือวิธีการแปลงฟูเรียร์ และวิธีแบคโปรเจคชันมีค่าความผิดพลาดมากที่สุด

7.1.2 เปรียบเทียบระหว่างเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์กับวิธีในงานวิจัย

1) เปรียบเทียบปริมาณรังสี

ปริมาณรังสีจากเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์และเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ แสดงดังตารางที่ 7.3

ตารางที่ 7.3 เปรียบเทียบปริมาณรังสีจากเครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์และเครื่องเอ็กซ์เรย์

เครื่องมือแพทย์	ปริมาณรังสี (mAs) ต่อ 1 ครั้ง
เครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์	3.6
เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์	250

ซึ่งได้ทำการถ่ายเอ็กซ์เรย์จำนวน 12 ครั้ง จึงมีค่าปริมาณรังสี คือ 44 mAs ส่วนการถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ได้ทำการถ่ายทั้งหมด 26 ครั้ง จึงมีค่าปริมาณรังสี คือ 6500 mAs

2) เปรียบเทียบค่าใช้จ่าย

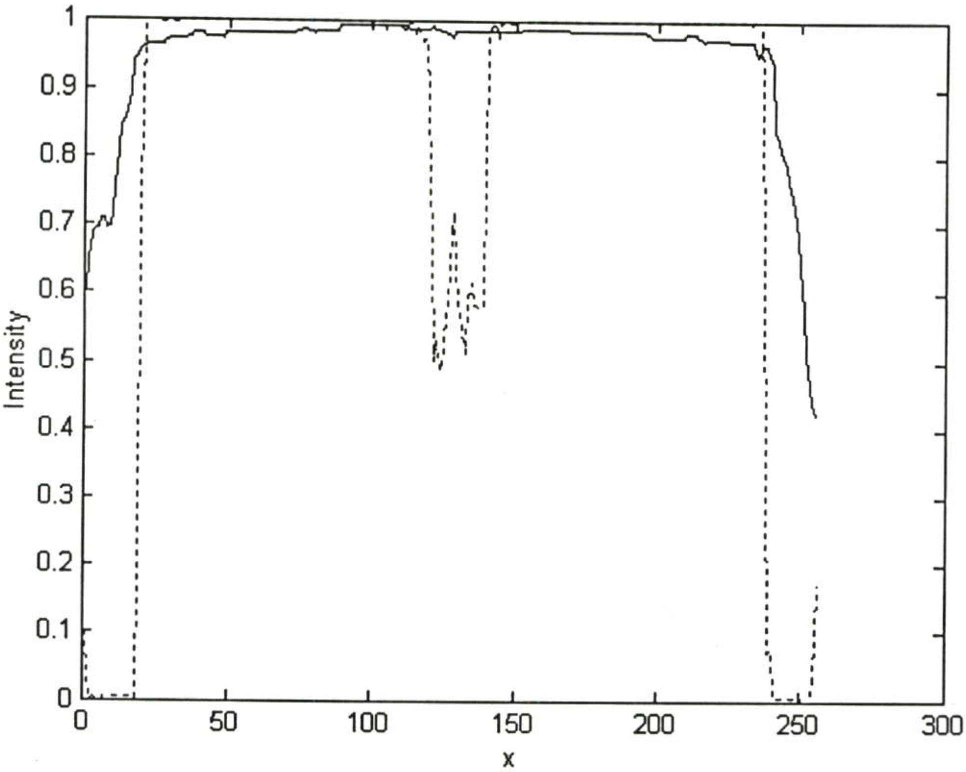
ค่าใช้จ่ายในการถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และถ่ายเอ็กซ์เรย์ แสดงดังตารางที่ 7.4 ซึ่งค่าใช้จ่ายในการถ่ายเอ็กซ์เรย์จะถูกกว่าการถ่ายเอ็กซ์คอมพิวเตอร์มาก

ตารางที่ 7.4 เปรียบเทียบค่าใช้จ่ายการถ่ายเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และถ่ายเอ็กซ์เรย์

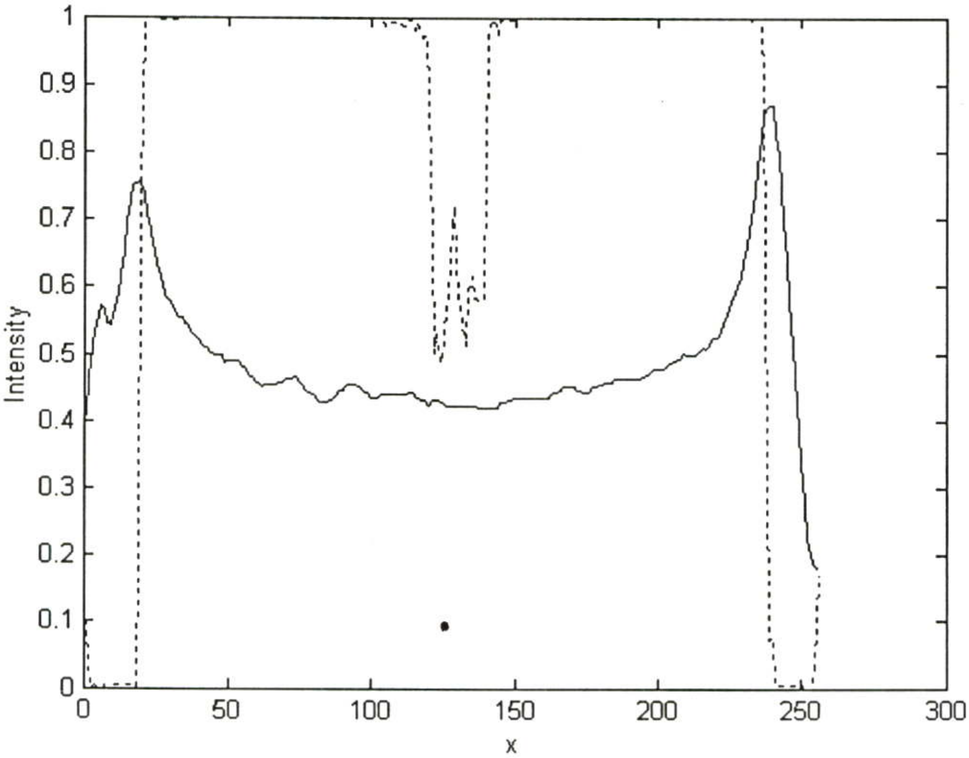
เครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์		เครื่องถ่ายเอ็กซ์เรย์	
อุปกรณ์	ราคา (บาท)	อุปกรณ์	ราคา (บาท)
1.เครื่องเอ็กซ์เรย์ คอมพิวเตอร์ รวมทั้งซอพท์แวร์	35 ล้าน	1. เครื่องถ่ายเอ็กซเรย์ 2. ฟิล์ม 3. เครื่องสแกนฟิล์ม 4. คอมพิวเตอร์	200,000 55 x 12 = 660 50,000 50,000
รวม	35 ล้าน	รวม	300,660

3) ค่าความผิดพลาด

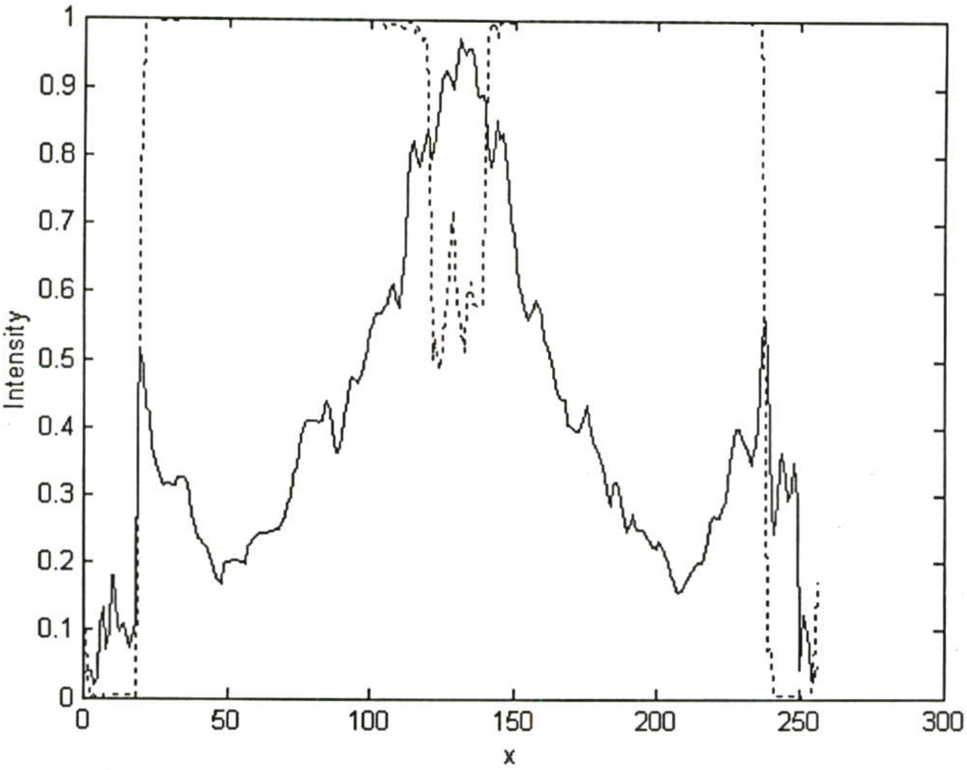
ค่าความผิดพลาดของภาพตัดขวางที่ได้จากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ กับภาพตัดขวางที่ได้ในงานวิจัย แสดงได้ดังรูปที่ 7.8-7.10 และค่าความผิดพลาดของแต่ละวิธีแสดงดังตารางที่ 7.5



รูปที่ 7.8 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีแบคโปรเจคชัน



รูปที่ 7.9 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน



รูปที่ 7.10 เส้นประ คือ ค่าความสว่างของภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์ และ เส้นทึบ คือ ค่าความสว่างของการสร้าง ภาพตัดขวางจากวิธีการแปลงฟูเรียร์

ตารางที่ 7.5 ค่าความผิดพลาดของวิธีแบคโปรเจคชัน, วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน และวิธีการแปลงฟูเรียร์ เปรียบเทียบกับภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์

วิธีการสร้างภาพตัดขวาง	ค่าความผิดพลาด (%)
วิธีแบคโปรเจคชัน	0.03
วิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชัน	0.00003
วิธีการแปลงฟูเรียร์	0.0073

จากตารางที่ 7.5 จะเป็นว่าวิธีฟิลเตอร์แบคโปรเจคชันมีค่าความผิดพลาดน้อยที่สุด รองลงมาคือวิธีการแปลงฟูเรียร์ และวิธีแบคโปรเจคชันมีค่าความผิดพลาดมากที่สุด

เอกสารอ้างอิง

[1] วงเดือน จินดาวัฒนะ ปิยะ หาญวรวงศ์ชัย และวิโรจน์ ตั้งเจริญเสถียร. 2542. "เครื่องมือแพทย์ราคาแพงในประเทศไทย : การกระจาย การใช้ และการเข้าถึงบริการ." หน้า 242-251. ใน **วารสารวิชาการสาธารณสุข.** ปีที่10 ฉบับที่2 เมษายน-มิถุนายน 2544 . นนทบุรี : สถาบันวิจัยระบบสาธาณสุข

[2] ศาสตราจารย์ นายแพทย์สงกรานต์ นิยมเสน. 2542. "ศิลปะและจรรยาแพทย์." หน้า 233-260. ใน แพทยสภาสาร. ปีที่ 28. ฉบับที่ 3 กรกฎาคม-กันยายน. นนทบุรี : โรงพิมพ์อักษรสมัย

[3] ชนาธิป นิลแก้ว, ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์, มนัส สังวรศิลป์ และ กิติพล ชิตสกุล . 2544 . "การสร้างภาพ 3 มิติจากภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์." หน้า 1220-1225. ใน **การประชุมวิชาการทางวิศวกรรมไฟฟ้า ครั้งที่ 24** . กรุงเทพฯ : คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

[4] มนัส มงคลสุข. 2528. **"พื้นฐานทางฟิสิกส์ของ CT และ MRI."** พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพ ฯ : มหาวิทยาลัยมหิดล

[5] สำนักงานกลาง หอรัษฎากรพิพัฒน์ ในพระบรมมหาราชวัง. 2528. **สารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน โดยพระราชประสงค์ในพระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัว เล่ม 9.** พิมพ์ครั้งที่ 6. กรุงเทพฯ : โครงการสารานุกรมไทยสำหรับเยาวชน โดยพระราชประสงค์ในพระบาทสมเด็จพระเจ้าอยู่หัว

[6] ชูศักดิ์ เวศแพศย์. 2531. **การป้องกันอันตรายจากไฟฟ้าและรังสีทางการแพทย์.** พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ : มหาวิทยาลัยมหิดล

[7] รองศาสตราจารย์ ดร.วิภา บุญกิตติเจริญ. 2545. **Radiation Accident**. [Online]. Available : http://www.thai-atom.org

[8] การไฟฟ้าฝ่ายผลิตแห่งประเทศไทย. 2545. **รังสีกับสิ่งแวดล้อม.** [Online]. Available : http://www.egat.or.th/me/nuc/Knowledge/radienv.html

[9] พนักงานแผนก x-ray โรงพยาบาลเซนต์หลุยส์. 1998. **ปริมาณรังสีที่ได้รับมีหน่วยเป็นเร็มและมิลลิเร็ม.** [Online]. Available : http://www.angelfire.com/ok/xrayweb/rate.html

[10] Kak, A. C. and Slaney, M. 1988. **Principles of Computerized Tomographic Imaging**. New York : IEEE Press

[11] D.F.Rogers and J.A. Adams., 1989. **"Mathematical Elements for Computer Graphics."** Second Edition, NewYork : McGraw-Hill.

ภาคผนวก ก.

ประวัติผู้ค้นพบรังสีเอ็กซ์

Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923)

" ข้าพเจ้าไม่ชอบเดินไปตามทางที่มีคนใช้กันมากๆ ข้าพเจ้าชอบปีนป่ายก้อนหิน บุกป่าฝ่าหนาม ถ้าข้าพเจ้าหายไปละก็ อย่าไปค้นหาตามถนนใหญ่เลย "

วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน (Wilhelm Conrad Roentgen) เป็นชาวเยอรมัน เกิดเมื่อวันที่ 27 มีนาคม ค.ศ. 1845 ในตำบลเลนเนป (Lennep) ประเทศเยอรมันนี พ่อของเรินท์เกน เป็นพ่อค้าผู้มั่งคั่ง ชื่อ เฟอร์ดินานด์ คอนราด เรินท์เกน และแม่เป็นสตรีจากตระกูลสูง ชื่อ อาดราล็อตเต คอนสแตนช์ ฟราว์ไวน์ จากเมือง อาร์เปนดูร์น ประเทศเนเธอร์แลนด์ ครอบครัวเรินท์เกน ได้โยกย้ายจากเมืองเลนเนป ไปอยู่เมืองอาร์เปนดูร์น ตั้งแต่เรินท์เกนอายุได้ 3 ขวบ ดังนั้น วิลเฮล์มจึงต้องเข้าเรียนชั้นประถมศึกษาที่นั่น ต่อมาจึงได้เข้าศึกษาต่อวิทยาลัยอาชีวศึกษาเอกชน ณ เมืองอูเทคซ์ (Utrecht) ประเทศเนเธอร์แลนด์นั่นเอง วิลเฮล์มศึกษาเล่าเรียนได้ดีมาโดยตลอด จนกระทั่งปีสุดท้ายก่อนที่จะสำเร็จการศึกษา เพื่อนร่วมรุ่นของวิลม์เฮล์มไปเขียนภาพการ์ตูนล้อเลียนครูคนหนึ่งเข้า และผู้บริหารวิทยาลัยก็พยายามคาดคั้นเอาความจริงจากวิลเฮล์มซึ่งไม่ยอมบอกทั้งๆที่เขาก็รู้ดี ดังนั้นวิทยาลัยจึงตัดสิทธิ์ไม่ให้วิลเฮล์มสอบไล่ ทำให้เขาไม่ได้รับประกาศนียบัตรใดๆจากวิทยาลัยแห่งนั้น และเป็นปัญหาต่อการศึกษาและการประกอบอาชีพของวิลเฮล์มอย่างมาก

อย่างไรก็ตาม วิลเฮล์มมีโอกาสเข้าศึกษาที่มหาวิทยาลัยเปิดใหม่ชื่อ Polytechnik ที่เมืองซูริค ประเทศสวิตเซอร์แลนด์ ซึ่งรับนักศึกษาเข้าเรียนโดยวิธีสอบเอนทรานซ์ แต่วิลเฮล์มเข้าเรียนได้โดยไม่ต้องสอบ เมื่อมหาวิทยาลัยทราบว่าเขาได้คะแนนคณิตศาสตร์สูงสุดจากโรงเรียนเดิม

วิลเฮล์มได้รับประกาศนียบัตร (diploma) สาขา วิชาวิศวกรรมเครื่องกล (เทียบเท่าระดับปริญญาโท) ในเดือน สิงหาคม ค.ศ. 1868 แต่ตอนนั้นวิลเฮล์มเริ่มเกิดความเบื่อหน่ายวิชาวิศวกรรมแล้ว ต่อมาวิลเฮล์มได้มีโอกาสฟังการบรรยายของศาสตราจารย์คลาวซิอุส (Clausius) ซึ่งได้รับการขนานนามว่า เป็นบิดาแห่งวิชาเทอร์โมไดนามิกส์ แล้วเกิดความสนใจอย่างมาก จึงได้ขอร่วมทำงานกับท่าน แต่ศาสตราจารย์คลาวซิอุส ได้รับเชิญให้ไปสอน ณ มหาวิทยาลัยเวิรซบวร์ก (Wuerzburg) เสียก่อน อย่างไรก็ตาม ศาสตราจารย์เอากุส คุนด์ (August Kundt) ผู้มาทำหน้าที่แทนคลาวซิอุส ได้ชักชวนให้วิลเฮล์มทำงานด้วยในห้องปฏิบัติการของคุนด์เอง ซึ่งในเวลาเพียง 11 เดือน วิลเฮล์มเสนอผลงานศึกษาวิจัยเรื่องการศึกษาเรื่อง ก๊าซ (Studien ueber gase) และได้รับประสาทปริญญาเอกจากผลงานวิจัยเรื่องนี้ เมื่อ 22 กค. ค.ศ. 1869 แม้ได้ชื่อว่าเป็น ดร. แล้วก็ตามแต่วิลเฮล์มก็ไม่สามารถได้รับการบรรจุลงตำแหน่งทางวิชาการใดๆได้ เนื่องจากเขาไม่มีประกาศนียบัตรจบการศึกษาขั้นต้น

จากเมืองอูเทรคซ์นั่นเอง อย่างไรก็ดีคุนด์ก็ได้จัดให้วิลเฮล์มทำหน้าที่ผู้ช่วยนักวิจัยในห้องปฏิบัติการของเขาต่อไป

ต่อมาในปี ค.ศ. 1870 คุนด์ได้ย้ายไปรับตำแหน่งศาสตราจารย์ และประธานสาขาฟิสิกส์ ณ มหาวิทยาลัยเวริซบวร์ก พร้อมกับชักชวนวิลเฮล์มให้ไปทำงานด้วยกันอีก ในช่วงเวลานั้นเอง วิลเฮล์มได้ทำงานวิจัยเรื่องความร้อนจำเพาะของก๊าซ ที่ปริมาตร และความดันคงที่ซึ่งถือว่าเป็นเรื่องทางทฤษฎีที่สำคัญยิ่งเรื่องหนึ่ง การทำงานของวิลเฮล์มส่งผลให้คุนด์มีบทความทางวิชาการตีพิมพ์ในเอกสารของสถาบันต่างๆหลายเรื่อง และขณะเดียวกันวิลเฮล์มก็ได้พบกับ แอนนา เบอร์ธา ลุดวิก ลูกสาวเจ้าของร้านกาแฟผู้ทรงภูมิรู้ แห่งเมืองเวิรซบวร์ก หลังจากนั้นไม่นานทั้งสองได้แต่งงานกันเมื่อเดือน มกราคม ค.ศ. 1872 และได้ครองคู่กันอยู่นานถึง 47 ปี กระทั่งเบอร์ธาเสียชีวิตในปี ค.ศ. 1919

ในปีเดียวกันนั้น คุนด์ย้ายไปทำงานที่มหาวิทยาลัยไกเซอร์ วิลเฮล์ม เมืองสตราสบวร์กของเยอรมนี และก็ได้พาวิลเฮล์มไปช่วยงานเช่นเคย ณ ที่สถาบันนี้วิลเฮล์มได้ทำงานวิจัยเกี่ยวข้องกับ electric discharge isothermal areas in crystais and on calorimetry อีกสามปีต่อมา วิลเฮล์มจึงเริ่มมีตำแหน่งทางวิชาการ โดยได้รับเชิญให้ไปทำการสอบและปฏิบัติงานวิจัยที่สถาบันการเกษตรแห่งโฮเฮนไฮม์ใกล้เมืองสตตุการ์ต ในตำแหน่งศาสตราจารย์วิชาฟิสิกส์ แต่ห้องปฏิบัติการของเขาแทบจะไม่มีเครื่องมือสำหรับการศึกษาวิจัยเลย ในปีต่อมาวิลเฮล์ม จึงได้ย้ายกลับไปเมืองสตราสบวร์ก และได้รับแต่งตั้งอย่างเป็นทางการ ให้เป็นรองศาสตราจารย์ สาขาวิชาฟิสิกส์ (ขณะที่มีอายุได้ 31 ปี) ณ ที่นั่นเขาได้ทำงานวิจัยเรื่อง rotation of the plane of polarization of light in gases และเรื่องการ discharges of electricity in insulators. ต่อมาในเดือนมิถุนายน ค.ศ. 1879 วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน ได้รับเชิญให้เป็นศาสตราจารย์ สาขากายภาพแห่งมหาวิทยาลัย แห่งกีสเซน ซึ่งเขาได้ทำงานที่นั่นเป็นเวลา 9 ปี โดยได้ทำงานวิจัยในเรื่องต่างๆมากมาย อาทิ คุณสมบัติของก๊าซชนิดต่างๆ คุณสมบัติของของเหลว แสง ผลึกสารและคุณสมบัติของสารไดอิเล็กตริก เป็นต้น ผลงานสำคัญที่ได้รับการกล่าวขวัญถึงอย่างมากได้แก่ การทำลองเพื่อพิสูจน์ทฤษฎีว่า มีแรงแม่เหล็กไฟฟ้าเกิดขึ้นเมื่อมีการเคลื่อนที่ของสารไดอิเล็กตริกในสนามแม่เหล็กไฟฟ้า ซึ่งศาสตราจารย์เรินท์เกนได้ทุ่มเทความพยายามอย่างมาก จนกระทั่งพิสูจน์ได้ว่าเป็นความจริง จากผลงานนี้ได้มีการผลักดันจากกลุ่มนักฟิสิกส์สมัยนั้นที่จะให้เกียรติศาสตราจารย์เรินท์เกน โดยเรียกแรงแม่เหล็กไฟฟ้าจากกรณีนี้ว่า "roentgen current"

ต่อมาในปี ค.ศ.1888 ศาสตราจารย์เรินท์เกน ได้รับเชิญเป็นศาสตราจารย์และผู้อำนายการสถาบันวิทยาศาสตร์กายภาพ ณ มหาวิทยาลัยเวริซ์บวร์ก ซึ่งเขาพอใจมาก เนื่องจากอยู่ในแคว้นบาวาเรียมีภูมิประเทศสวยงาม และยังมีภูเขาใหญ่น้อยมากมายที่เขาและภรรยาชอบไปเดินเล่นมากๆ ทั้งๆที่ในขณะนั้นมหาวิทยาลัยต่างๆ อาทิ มหาวิทยาลัยแห่งเมือง Jena, Utrecht, Berlin, Freiburg ต่างก็เชื้อเชิญให้เขาไปทำงานด้วยก็ตาม ณ มหาวิทยาลัยเวิรซบวร์กนี่เองที่ศาสตราจารย์เรินท์เกน ได้

ทำงานวิจัยต่อเนื่องจากงานเดิมในเรื่องคุณสมบัติของเหลว ผลึกสารและสารไดอิเล็กตริก จนกระทั่งฤดูใบไม้ร่วงของปี ค.ศ.1895 เขาได้พยายามศึกษาคุณสมบัติของแสงในหลอดคาโทด โดยใช้หลอดคาโทดชนิด Lenard tube ที่ใช้อะลูมินัมเป็นหน้าต่าง และ Hittorf Crookes tube ที่หน้าต่างทำด้วยวัสดุหนา และในตอนเย็นของวันที่ 8 พฤศจิกายน ภายในห้องทดลอง ณ มหาวิทยาลัยเวิรซบวร์ก ขณะที่เขาทำการทดลองต่อหลอดคาโทดดังกล่าวอยู่ในห้องมืด โดยใช้แผ่นกระดาษการ์ดดำปิดกั้นหลอดคาโทดไว้ ศาสตราจารย์เรินท์เกน ได้สังเกตเห็นกระดาษการ์ดแผ่นหนึ่ง ซึ่งเคลือบด้วยสารประกอบของสารเรืองแสงบาเรียมพลาตินาไซยาไนด์ (Barium platinocyanide) ส่งแสงเรื่อเรืองออกมา ระยะไกลที่สุดที่ยังมีการเรืองแสงบนกระดาษแข็ง คือ 120 เซนติเมตร ในขณะเดียวกัน เขาสังเกตเห็นอีกว่า ตัวอักษร A ที่ทาด้วยแบเรี่ยมปลาติโนไซยาไนด์ อยู่ห่างออกไปเกือบสิบฟุตเกิดเรืองแสงขึ้นด้วย ทั้งๆที่ไม่อยู่ในระยะของ Cathode rays จากประสบการณ์ของนักวิจัยทำให้เขาสะกิดใจ และทำการตรวจสอบสิ่งที่อุบัติขึ้นในทันที และเขาก็สรุปได้ว่า ขณะที่เปิดกระแสไฟให้หลอดคาโทดนั้น มีรังสีที่มองไม่เห็น (black light) เกิดขึ้นด้วย ซึ่งเขาได้ให้ชื่อรังสีนั้นว่า รังสีที่ไม่รู้ หรือ รังสีเอ็กซ์ (X = unknown) และเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ต่อมา ทำการสังเกตถึงการทะลุทะลวง (Penetration) ของรังสีเอ็กซ์ผ่านกระดาษผ่านโลหะ และแม้กระทั่งผ่านเนื้อหนังของคน และเขาได้ถ่ายภาพรังสีของมือของภรรยาเขาไว้ด้วย

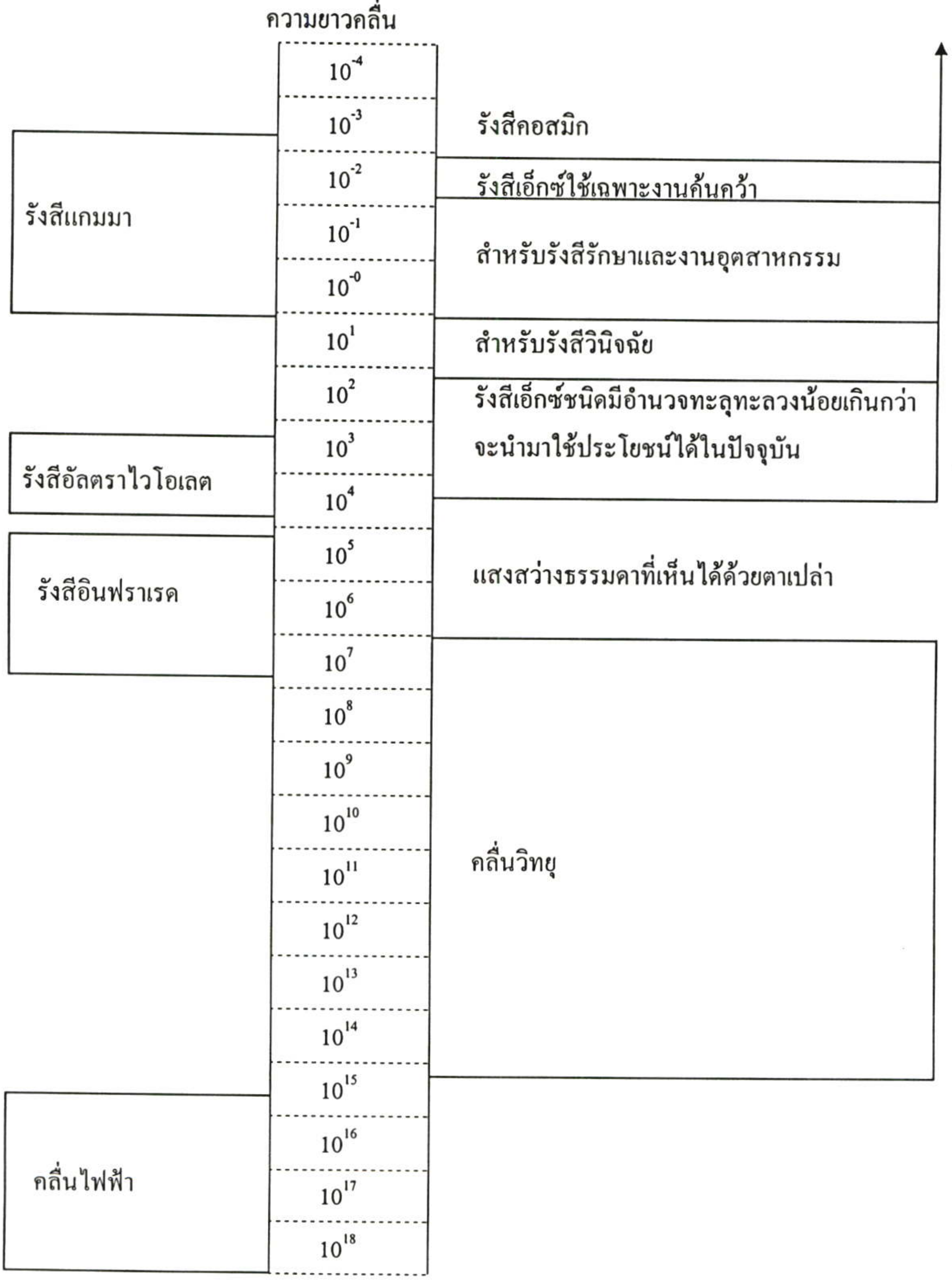
ผลการวิจัยนี้ ศาสตราจารย์เรินท์เกน ได้เขียนเป็นบทความวิชาการตีพิมพ์ เมื่อวันที่ 28 ธันวาคม ค.ศ.1895 โดยอธิบายคุณสมบัติของรังสีเอ็กซ์ที่เกิดขึ้นอย่างถี่ถ้วน 17 ประการ และที่ค้นพบเพิ่มเติมอีก 4 ประการ ในวันที่ 9 มกราคม ค.ศ. 1896 เพียงไม่กี่วันหลังจากบทความเรื่อง รังสีเอ็กซ์ ได้ถูกนำมาลงตีพิมพ์ก็เป็นที่กล่าวขวัญกันอย่างกว้างขวาง และในวันที่ 13 มกราคม ค.ศ.1896 ศาสตราจารย์เรินท์เกน ก็ได้รับพระราชโองการให้เข้าเฝ้าถวายคำอธิบาย และสาธิตเรื่องราวของรังสีเอ็กซ์ ต่อจักรพรรดิวิลเฮล์ม ที่ 2 ณ นครเบอร์ลิน และทรงพอพระทัยเป็นอย่างมาก พร้อมทั้งพระราชทานเครื่องราชอิสริยาภรณ์ชั้นสูงระดับอัศวินแก่ ศาสตราจารย์เรินท์เกนด้วย ต่อมาในวันที่ 23 มกราคม ค.ศ.1896 ศาสตราจารย์เรินท์เกนได้แสดงปาฐกถาพร้อมกับสาธิตเรื่องราวการค้นพบของเขา ให้แก่นักวิทยาศาสตร์ผู้ทรงคุณวุฒิ ณ สมาคมวิทยาศาสตร์กายภาพ และภาพเอ็กซ์เรย์มือของผู้เข้าฟังบรรยายให้ดูด้วย ในโอกาสนั้นได้มีผู้เสนอให้เรียกรังสีเอ็กซ์ ว่า roentgen rays แต่ศาสตราจารย์เรินท์เกนไม่ยอมรับ (อย่างไรก็ตาม ในภาษาเยอรมันปัจจุบัน ได้เรียกรังสีเอ็กซ์ ว่า เรินท์เกนเรย์) ศาสตราจารย์เรินท์เกนยังได้ศึกษาเกี่ยวกับรังสีเอ็กซ์ต่อไปอีก และได้ตีพิมพ์บทความพิเศษ ในเอกสารวิชาการของราชบัณฑิต แห่งปรัสเซีย เมื่อวันที่ 10 มีนาคม ค.ศ.1897 เนื่องในโอกาสที่ศาสตราจารย์เรินท์เกน ได้เป็นสมาชิกกิตติมศักดิ์ในสถาบันดังกล่าว บทความชิ้นที่ 3 นี้เสนอข้อสังเกตที่ศาสตราจารย์เรินท์เกน ได้ศึกษาวิจัยเรื่องรังสีเอ็กซ์เพิ่มอีก 10ประการ และหลังจากนั้นแล้วศาสตราจารย์เรินท์เกน ก็มิได้ทำการวิจัย เรื่องรังสีเอ็กซ์ต่อไปอีก

ศาสตราจารย์เรินท์เกนได้รับเกียรติอันเนื่องจากการค้นพบรังสีเอ็กซ์นี้อย่างยิ่งใหญ่และมากมาย โดยเป็นสมาชิกกิตติมศักดิ์ของสมาคมวิทยาศาสตร์ต่างๆ 54 แห่ง ได้รับปริญญาดุษฎีบัณฑิตกิตติมศักดิ์ 6 ปริญญา ได้รับเหรียญและรางวัลเชิดชูเกียรติ 16 ครั้ง ได้รับเครื่องราชอิสริยาภรณ์ 12 รายการ เป็นราษฎรกิตติมศักดิ์ 2 เมือง และมีชื่อเป็นถนนในเมืองต่างๆอย่างน้อย 6 เมือง นอกจากนั้นยังเป็นบุคคลแรกที่ได้รับรางวัลโนเบลสาขาฟิสิกส์อีกด้วย โดยเรินท์เกนได้เดินทางไปรับรางวัลทรงเกียรตินี้ ด้วยตัวเอง ณ ราชสมาคมแห่งสตอกโฮล์ม เมื่อวันที่ 10 ตุลาคม ค.ศ.1901 แต่เขาก็ได้มอบเงินรางวัลทั้งหมดแก่มหาวิทยาลัยเวิรซ์บวร์ก เพื่อใช้เป็นกองทุนในการศึกษาวิจัยทางวิทยาศาสตร์ต่อไป เรื่องเงินทองต่างๆนั้นแท้จริงแล้วมิใช่เรื่องสำคัญสำหรับศาสตราจารย์เรินท์แต่ประการใด ค่าที่เขาได้รับมรดกมหาศาลจากบิดาผู้มั่งคั่งของเขาเพียงพอแล้ว และมีเรื่องเล่าด้วยว่าศาสตราจารย์เรินท์เกนเคยพูด เสมอว่า คนมีกะตังค์ก็มีสิทธิเป็นนักวิทยาศาสตร์ที่ดีได้ ไม่ใช่เฉพาะคนจนเท่านั้น (if was not necessary to be poor to be a scientist)

ในปี ค.ศ.1899 ศาสตราจารย์เรินท์เกน ได้รับสถาปนาจากกษัตริย์แห่งแคว้นบาวาเรียให้ดำรงตำแหน่ง "Royal Geheimart" พร้อมทั้งแต่งตั้งให้เป็นศาสตราจารย์ และผู้อำนวยการสถาบันวิทยาศาสตร์กายภาพ แห่งมหาวิทยาลัยลุดวิก แมกซิมิเลียน แห่งมิวนิค ซึ่งนับเป็นที่งานสุดท้ายของศาสตราจารย์เรินท์เกน โดยทางมหาวิทยาลัยได้อำนวยความสะดวก ให้ศาสตราจารย์เรินท์เกนทุกอย่าง แม้กระทั่งจัดบ้านพักให้อยู่ ณ เหนือห้องปฏิบัติการของสถาบันนั้นเอง ศาสตราจารย์เรินท์เกนได้ขอเกษียณอายุจากมหาวิทยาลัยในปี ค.ศ.1920 หลังจากภรรยาคือ เบอร์ธา ได้ถึงแก่กรรมในปีก่อนหน้านั้น และในที่สุด พณฯ ราชบัณฑิต ศาสตราจารย์ ดร.วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกนก็ถึงแก่นิจกรรมเมื่อ วันที่ 10 กุมภาพันธ์ ค.ศ. 1923 รวมอายุได้ 78 ปี

วิลเฮล์ม คอนราด เรินท์เกน เป็นนักวิจัยผู้รอบรู้ในห้องปฏิบัติการ แต่เขาทำตัวเป็นคนสามัญธรรมดา ผลสำเร็จของงานแต่ละชิ้นเป็นที่ปลาบปลื้ม และเป็นน้ำเลี้ยงชีวิตของเขา ขณะเดียวกันเขาก็เป็นผู้ที่ยกย่อง และให้เกียรติแก่นักค้นคิดผู้อื่นๆ เขาให้ความสนใจและติดตามพัฒนาการที่ต่อยอดจากการค้นพบของเขาตลอดเวลา ผลสัมฤทธิ์ของงานของเขาคงจะประทับอยู่ในความทรงจำของชาวโลกตลอดไป

ภาคผนวก ข.



แผนภูมิแสดงความยาวคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าของรังสีชนิดต่างๆ

ประวัติผู้เขียน

นางสาวชนาธิป นิลแก้ว เกิดเมื่อวันที่ 18 กันยายน 2519 ที่จังหวัดพัทลุง สำเร็จการศึกษาระดับประถมศึกษา จากโรงเรียนอนุบาลพัทลุง จังหวัดพัทลุง สำเร็จการศึกษาระดับมัธยมศึกษาตอนปลาย จากโรงเรียนพัทลุง จังหวัดพัทลุง ปีการศึกษา 2537 และสำเร็จการศึกษาระดับอุดมศึกษา จาก สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง คณะวิศวกรรมศาสตร์ ภาควิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ เมื่อปีการศึกษา 2541