

การปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์ชนิดลำแสงกรวยกรณี  
หลอดเอกซเรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ

IMPROVED CONE-BEAM X-RAY TOMOGRAPHY FOR ARBITRARILY-  
ORIENTED TUBE

ธีระศักดิ์ จันทรวิมลือง  
THEERASAK CHANWIMALUEANG

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ทางการแพทย์  
บัณฑิตวิทยาลัย  
สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2550

การปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์ชนิดลำแสงกรวยกรณี  
หลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ

IMPROVED CONE-BEAM X-RAY TOMOGRAPHY FOR ARBITRARILY-  
ORIENTED TUBE

ธีระศักดิ์ จันทรวิมลือง

THEERASAK CHANWIMALUEANG

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต

สาขาวิชาอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์

บัณฑิตวิทยาลัย

สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง

พ.ศ. 2550

**IMPROVED CONE-BEAM X-RAY TOMOGRAPHY FOR ARBITRARILY-  
ORIENTED TUBE**

**THEERASAK CHANWIMALUEANG**

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

**2007**

**COPYRIGHT 2007**

**SCHOOL OF GRADUATE STUDIES**

**KING MONGKUT'S INSTITUTE OF TECHNOLOGY LADKRABANG**

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์ชนิด ลำแสงกรวยกรณี่หลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ
นักศึกษา	นายธีระศักดิ์ จันทน์วิเมธียง
รหัสนักศึกษา	48061402
ปริญญา	วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	อิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์
พ.ศ.	2550
อาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์	รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์

### บทคัดย่อ

เอ็กซ์เรย์คอมพิวเตอร์หรือซีทีเป็นระบบที่ใช้สร้างภาพตัดขวางของวัตถุ ซึ่งข้อมูลที่นำมาประมวลผลจะเป็นข้อมูล โปรเจกชันของการฉายรังสีแบบ 2 มิติ หากมีการหมุนของหลอดเอ็กซ์เรย์พร้อมกับหัววัดรังสีและทำการเก็บข้อมูลโปรเจกชันทุกๆองศาการหมุน ก็จะสามารถนำข้อมูลดังกล่าวมารวบรวมและประมวลผลเพื่อสร้างภาพตัดขวางแบบ 3 มิติได้ สำหรับขั้นตอนในการประมวลผลภาพแบบ 3 มิติ วิธีที่นิยมใช้กันอย่างกว้างขวางคือวิธีของเฟลด์แคมป์ (Feldcamp algorithm) ซึ่งใช้หลักการพื้นฐานของฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน นอกจากนั้นก็มีวิธีทางพีชคณิต หรือ SART (Simultaneous algebraic reconstruction technique) โดยทั่วไปเครื่องเอ็กซ์เรย์แบบซีอาร์ม (C-Arm) จะถูกนำมาใช้เนื่องจากหลอดเอ็กซ์เรย์และหัววัดเอ็กซ์เรย์จะหมุนไปพร้อมกันและสามารถหยุดที่มุมใดๆตามที่เรากำหนดได้ อย่างไรก็ตามตำแหน่งของหลอดเอ็กซ์เรย์, หัววัดเอ็กซ์เรย์ และวัตถุที่เราต้องการสร้างภาพตัดขวางอาจจะไม่ถูกจัดวางไว้ในตำแหน่งที่จุดกำเนิดของแกนอยู่ในแนวเดียวกัน ผลดังกล่าวทำเมื่อทำการสร้างภาพกลับจะได้ภาพที่ผิดจากความเป็นจริง สำหรับงานวิจัยชิ้นนี้ได้ดัดแปลงเครื่องเอ็กซ์เรย์แบบฟลูออโรสโคปี (Fluoroscopy) เพื่อให้ทดลองโดยทำการปรับหลอดเอ็กซ์เรย์ไปที่ตำแหน่งใดๆ เพื่อไม่ให้เกิดจุดกำเนิดของแกนอยู่ในแนวเดียวกันหัววัดเอ็กซ์เรย์ และเมื่อฉายเอ็กซ์เรย์จะใช้การหมุนของวัตถุเพื่อเก็บข้อมูล โปรเจกชันทุกๆองศาการหมุน วัตถุจะถูกนำไปไว้ในโครงหรือกล่องพลาสติกที่ติดเหล็กชิ้นเล็กๆไว้ตามมุมของกล่องเพื่อเป็นจุดอ้างอิง นำผลของข้อมูล โปรเจกชันที่ได้มาเก็บค่าพิกัดของจุดอ้างอิงเพื่อนำไปคำนวณหาค่าตัวแปรการปรับทิศทางซึ่งใช้วิธีการแปลงเชิงเส้นของสมการเมตริก จากนั้นจึงนำค่าตัวแปรการปรับทิศทางดังกล่าวมาร่วมคำนวณในการสร้างภาพกลับของเฟลด์แคมป์ ผลที่ได้จึงจะมีตำแหน่งจุดศูนย์กลางภาพ 3 มิติที่ถูกต้อง

<b>Thesis Title</b>	Improved Cone-beam X-Ray Tomography for Arbitrarily-Oriented Tube
<b>Student</b>	MR.Theerasak Chanwimalueang
<b>Student ID.</b>	48061402
<b>Degree</b>	Master of Engineering
<b>Program</b>	Biomedical Electronics Engineering
<b>Year</b>	2007
<b>Thesis Advisor</b>	Assoc.Prof.Dr.Chuchart Pintavirooj

## ABSTRACT

X-ray Computed Tomography is a technique to reconstruct an image of trans-axial slab of the object from a series of x-ray radiographs taken at a prior-known angle. Sequences of x-ray radiographs are served as two-dimensional projection data for a 3D tomography. The most popular Feldkamp Algorithm which is based on Filtered Backprojection (FBP) and the Algebraic Reconstruction Technique (SART) is engaged for reconstructing tomograms. Conventional x-ray computed tomography was implemented on a c-arm x-ray apparatus where the x-ray source and detector are capable of rotating to capture radiograph at any specific angle. The implementation of cone-beam -geometry reconstruction algorithm, however, requires that the center location of the detector is accurately identified. Any slightly misalignment of the x-ray source or the detector could result in the error of the position of the center and hence the error in reconstructed image. Consequently, x-ray radiography tomography is normally implemented on a c-arm x-ray apparatus where the correct orientation of x-ray tube with respect to x-ray detector is achievable. The aim of this paper is to implement the x-ray tomography on a non c-arm x-ray apparatus where the x-ray source can be in any orientation with respect to x-ray detector. To determine the orientation, we take the radiograph of the reference transparent object, say the plastic box, of which the coordinate of the landmark, say the corner point, is known. The shadowgram of the box is analyzed to extract the coordinate of landmark image and to determine the orientation matrix using classical direct linear transform method (DLT). Once the orientation is known, modified cone-beam tomography is performed to derived 3D reconstruction volumetric data. The experimental results demonstrated the potential of such method.

## กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ที่ปรึกษา รศ.ดร.ชูชาติ ปิณฑวิรุจน์ ที่ให้ความรู้ ให้คำแนะนำ ให้ข้อคิดในการแก้ไขปัญหา และแรงกระตุ้นแก่ข้าพเจ้า

ขอขอบพระคุณ รศ.ดร.มนัส สังวรศิลป์ ผู้ซึ่งให้คำแนะนำ โอกาส รวมถึงอนุญาตให้ใช้สถานที่ในการทำวิจัยแก่นงานวิจัยของข้าพเจ้า

ขอขอบคุณ เพื่อนๆ ในห้องปฏิบัติการอิเล็กทรอนิกส์คอมพิวเตอร์ เพื่อนๆ ในสาขาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ชีวการแพทย์ทุกคน ที่เป็นกำลังใจ ให้ข้อคิด ให้คำแนะนำและให้ความช่วยเหลือจนกระทั่งงานวิจัยสำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

ขอพระขอบคุณ อ.เอียน โทมัส, ดร.จันท์เพ็ญ โทมัส ซึ่งเป็นผู้ให้โอกาสและความรู้ตั้งแต่ข้าพเจ้าเรียนจบปริญญาตรี รวมถึง นส.วิยะดา หาญชนะ ที่ให้กำลังใจข้าพเจ้าตลอดการทำวิทยานิพนธ์

ขอขอบคุณ บิดามารดาและครอบครัวที่ให้กำลังใจ และให้โอกาสในการเรียนต่อครั้งนี้

คุณค่าและประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ข้าพเจ้าขอบอบให้บิดามารดา ผู้เป็นที่รักและเคารพยิ่ง ตลอดจนครูอาจารย์ที่เคารพทุกท่านที่ได้อบรม สอนสั่งและมอบวิชาความรู้และถ่ายทอดประสบการณ์ที่ดีแก่ข้าพเจ้า และมอบให้แก่สังคมแห่งการเรียนรู้ทั้งหลาย

ธีระศักดิ์ จันทรวิเมลิอง

# 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.....	1
1.3 สมมติฐานของการศึกษา.....	1
1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย.....	1
1.5 ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
บทที่ 2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเครื่องเอ็กซเรย์และภาพเอ็กซเรย์.....	3
2.1 บทนำ.....	3
2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซเรย์.....	3
2.3 องค์ประกอบของเครื่องกำเนิดเอ็กซเรย์.....	4
2.4 ประเภทของเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ในการแพทย์.....	5
2.4.1 คอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟี (Computed Radiography, CR).....	5
2.4.2 ดิจิตอลเรดิโอกราฟี (Digital Radiography, DR).....	10
2.4.3 ดิจิตอลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy).....	18
2.5 คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง.....	19
2.5.1 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน.....	19
2.4.1 การอินทิเกรตในแนวเส้น (Line Integrals) และการโปรเจกชัน (Projections) ..	23
บทที่ 3 ทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางแบบกรวย.....	25
3.1 บทนำ.....	25

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
3.2 การสร้างภาพตัดขวางจากโปรเจกชันแบบพัด .....	25
3.2.1 มุมระหว่างเส้นลำแสงเท่ากัน (equiangular ray) .....	25
3.2.2 ระยะระหว่างเส้นลำแสงเท่ากัน (equally space collinear detectors).....	30
3.3 การสร้างภาพตัดขวางแบบกรวย (cone-beam reconstruction).....	35
3.3.1 โปรเจกชันของวัตถุ 3 มิติ.....	36
3.3.2 การสร้างภาพตัดขวางแบบกรวยของเฟลด์แคมป์ .....	38
<b>บทที่ 4 ทฤษฎีการปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางชนิดลำแสงกรวยกรณีหลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่</b>	
<b>ตำแหน่งใดๆ .....</b>	<b>41</b>
4.1 บทนำ.....	41
4.2 ฟังก์ชันน้ำหนักในสมการสร้างภาพตัดขวางสำหรับวัตถุ 3 มิติแบบลำแสงกรวยของ	
เฟลด์แคมป์ .....	42
4.3 ขั้นตอนการคำนวณการสร้างตัดขวางแบบลำแสงกรวยของเฟลด์แคมป์หรือฟิลเตอร์	
แบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติ (Normal Feld camp) .....	45
4.4 เรขาคณิตของระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้สำหรับการหาค่าตัวแปรการปรับทิศทาง.....	46
4.5 การปรับปรุงขั้นตอนการคำนวณการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงกรวยของ	
เฟลด์แคมป์ (Modified Feldcamp) .....	50
4.6 การจำลองการฉายเอ็กซ์เรย์เมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆและใช้ขั้นตอนการ	
คำนวณการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงกรวยของเฟลด์แคมป์ที่ปรับปรุงแล้ว .....	52
<b>บทที่ 5 การทดลองเพื่อสร้างภาพตัดขวางของระบบเอ็กซ์เรย์กรณีหลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่มุมใดๆ.....</b>	<b>56</b>
5.1 บทนำ.....	56
5.2 ระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ทดลอง.....	56
5.3 การทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ภายในและภายนอก .....	57
5.4 ระบบการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง .....	59
5.5 การทดลองเพื่อสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงกับวัตถุที่	
มีตำแหน่งอ้างอิงล้อมรอบ.....	60

## สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
5.6 การทดลองเพื่อสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงกับวัตถุทรงกลมเพื่อตรวจสอบความผิดพลาดเชิงปริมาตร .....	65
บทที่ 6 สรุปการวิจัยและข้อเสนอแนะ .....	68
6.1 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ .....	68
หนังสืออ้างอิง .....	70
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์	
ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์ .....	72
ประวัติผู้เขียน .....	75

## สารบัญตาราง

ตารางที่	หน้า
4.1 การเปลี่ยนทิศทางบนแกน $x, y$ เมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนรอบแกน $z$ 360 องศา.....	53

# สารบัญรูป

รูปที่	หน้า
2.1 (a) ผู้ที่ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรก วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น (Wilhelm Conrad Roentgen) ...	3
(b) ภาพเอ็กซ์เรย์ภาพแรก .....	3
2.2 ฟังก์ชันการทำงานของเครื่องเอ็กซ์เรย์.....	5
2.3 ฟังก์ชันการทำงานของระบบคอมพิวเตอร์เอกซเรย์ (CR) .....	6
2.4 โครงสร้างและลักษณะของอิมเมจเพลต.....	6
2.5 ผลึกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์นำไปโคป ด้วยยูโรเปียม เมื่อรับรังสีจะแตกตัวให้ อิเล็กตรอน $\text{Eu}^{2+} \rightarrow \text{x-ray radiation} \rightarrow \text{Eu}^{3+} + \text{e}^-$ .....	7
2.6 ฟังก์ชันการทำงานของเครื่องอ่านภาพ.....	7
2.7 ระบบเครื่องอ่านภาพ .....	8
2.8 ฟังก์ชันการทำงานของเครื่องประมวลผลภาพ.....	9
2.9 ฟังก์ชันการทำงานของเครื่องบันทึกภาพ .....	9
2.10 ฟังก์ชันการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม ซึ่งใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์เป็น .....	11
2.11 (a) การเรียงตัวของโฟโตไดโอด บน ซีซีดี แบบเมตริก .....	11
(b) รูปร่างของชิปซีซีดี ที่ใช้งานจริง.....	11
(c) แต่ละพิกเซลรับแสงในแต่ละตำแหน่งต่างกัน.....	11
2.12 ภาพหน้าตัดโครงสร้างซีซีดี บริเวณโฟโตไดโอด 1 เซลล์.....	12
2.13 (a) วงจรไบแอสกลับที่ป้อนให้กับโฟโตไดโอด.....	12
(b) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างกระแสที่ไหลผ่านโฟโตไดโอดกับความเข้มแสง ที่ได้รับ .....	12
2.14 กราฟคุณลักษณะของโฟโตไดโอด .....	13
2.15 ฟังก์ชันการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม โดยใช้ทีเอฟทีที่เคลือบด้วย สารเรืองแสงเป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์.....	13
2.16 แผ่นเรืองแสงและทีเอฟทีในระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม .....	14
2.17 ลักษณะโครงสร้างของแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบทีเอฟที .....	15
2.18 ฟังก์ชันการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง.....	16
2.19 โครงสร้างระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบ โฟโต คอนดักเตอร์ทีเอฟที .....	17

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
2.20 ความถี่ของระยะ (spatial frequency) และ DQE ของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีเมื่อเทียบกับระบบอื่นๆ.....	17
2.21 ฟังก์ชันการทำงานของเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี.....	18
2.22 ลำเอ็กซ์เรย์ที่ฉายไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด.....	20
2.23 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า.....	21
2.24 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่าและมีการฉายรังสีหลายทิศทาง.....	22
2.25 ภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์.....	23
2.26 โปรเจกชันของวัตถุ $f(x, y)$ ที่มุม $\theta$ .....	24
3.1 (a) เส้นทางเดินของลำแสง แบบพัด.....	25
(b) เส้นทางเดินของลำแสง แบบกรวย.....	25
3.2 ข้อมูลโปรเจกชันเมื่อวิเคราะห์ทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีมุมระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน.....	26
3.3 เรขาคณิตของทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีมุมระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน.....	27
3.4 ข้อมูลโปรเจกชันเมื่อวิเคราะห์ทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีระยะระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน.....	30
3.5 เรขาคณิตของทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีระยะระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน.....	31
3.6 เรขาคณิตสำหรับการสร้างตัวแปรขึ้นใหม่ของทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีระยะระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน.....	33
3.7 การสร้างภาพตัดขวางของวัตถุแบบ 3 มิติ.....	35
3.8 การวิเคราะห์ทางเดินแสงแบบกรวยในรูปแบบทางเดินแสงแบบพัด.....	36
3.9 ความสัมพันธ์ระหว่างระบบแกนหมุนของแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์และลำแสง $(t, s, r)$ รอบระบบแกนวัตถุ $(x, y, z)$ .....	37
3.10 ระบบแกน $(t', s')$ และแสดงตำแหน่งจุดภายในวัตถุซึ่งสัมพันธ์กับระนาบเอียงรูปพัดของลำแสง.....	39
4.1 วัตถุซึ่งอยู่บนระบบแกน $(x, y, z)$ ได้รับเอ็กซ์เรย์จากหลอดเอ็กซ์เรย์แบบลำแสงกรวย เกิดเป็นข้อมูลโปรเจกชันบนระบบแกนของตัวรับภาพ $(\rho, \zeta)$ .....	41

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
4.2	ค่าฟังก์ชันน้ำหนักรวมตามระยะห่างซึ่งเปลี่ยนแปลงตามค่าระยะ $z$ ในแต่ละค่า $D_{50}$ .....42
4.3	กราฟความเข้มของฟังก์ชันน้ำหนักรวมตามระยะที่แสดงในรูปแบบ 3 มิติ.....43
4.4	ค่าฟังก์ชันน้ำหนักรวมแบบ โคไซน์ซึ่งจะกระจายบนแกนของตัวรับภาพ $\rho, \zeta$ ในแต่ละค่า $D_{50}$ 44
4.5	กราฟความเข้มของฟังก์ชันน้ำหนักรวมแบบ โคไซน์ที่แสดงในรูปแบบ 3 มิติ.....44
4.6	ระบบแกนของหลอดเอ็กซ์เรย์ $(u, v, w)$ และระบบแกนโลก $(x, y, z)$ (a) ที่อยู่ในแนวเดียวกัน (b) ไม่อยู่ในแนวเดียวกัน .....46
4.7	ระบบแกนของหลอดเอ็กซ์เรย์ $(u, v, w)$ และระบบแกนโลก $(x, y, z)$ .....47
4.8	ฟังก์ชันความสัมพันธ์ของค่าพิกัดบนแกนวัตถุ $(x, y, z)$ ซึ่งถูกแปลงเป็นค่าพิกัดบนแกนของระนาบรับภาพผ่านตัวแปรการแปลง $M$ .....49
4.9	การเปลี่ยนทิศทางบนแกน $x, y, z$ ของหลอดเอ็กซ์เรย์ที่ใช้กับแบบจำลองในการฉายเอ็กซ์เรย์ .....52
4.10	ตัวอย่างภาพโปรเจกชันเมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์มีการเปลี่ยนทิศทางบนแกน $x$ และแกน $y$ จาก 0-60 องศา และมุมในการเก็บภาพโปรเจกชันจาก 0-360 องศา.....53
4.11	ภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนเบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ .....54
4.12	แสดงภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนเบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงแล้ว .....54
4.13	เปรียบเทียบภาพตัดขวางของรูปตันฉาบ, ภาพตัดขวางวิธีเบ็คโปรเจกชัน 3 มิติ แบบปกติ ภาพตัดขวางวิธีเบ็คโปรเจกชัน 3 มิติ แบบปรับปรุง.....55
5.1	แผนผังของระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้วัตถุหมุน .....56
5.2	การทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ภายในและภายนอกที่ระยะต่างๆ .....57
5.3	ผลภาพโปรเจกชันที่ได้จะถูกนำมาเก็บพิกัดตำแหน่งของจุดอ้างอิงบนตาราง .....58
5.4	ผังระบบการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีเบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง .....59
5.5	ภาพโปรเจกชันที่มีความผิดเพี้ยน (ซ้าย) หลังทำการแก้ไขด้วยวิธีโพลิโนเมียล (ขวา).....60
5.6	ระบบเอ็กซ์เรย์พร้อมวัตถุที่อยู่ในโครงอ้างอิงที่ใช้ในการทดลองจริง.....60
5.7	วัตถุ (กระดูกหมู) ที่อยู่ในโครงที่มีจุดอ้างอิงทำด้วยลวดทั้งหมด 8 ตำแหน่ง.....61
5.8	พิกัดจุดของวัตถุที่ใช้ในการหาตัวแปรการปรับทิศทาง .....61
5.9	ข้อมูลโปรเจกชันที่ได้จากมุมในการหมุนวัตถุตั้งแต่ 0-360 องศา.....62

## สารบัญรูป (ต่อ)

รูปที่	หน้า
5.10 ภาพโปรเจกชันกับการหาค่าตัวแปรการปรับทิศทางหรือเมตริก $M$ โดยจะต้องเลือกจุดพิกัดตำแหน่งอ้างอิง 8 จุดคิ่งในรูปบน (กากบาทสีแดง) ล่างการพล็อตค่ากลับคืนจากเมตริก $M$ เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง .....	62
5.11 ตัวอย่างภาพโปรเจกชันกับการหาตัวแปรการปรับทิศทาง .....	63
5.12 การพล็อตค่ากลับคืนจากเมตริก $M$ เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง .....	63
5.13 ภาพตัดขวางที่ได้จากการทดลองด้วยวิธีเบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง .....	64
5.14 ภาพตัดขวางที่ได้จากการทดลองด้วยวิธีเบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ .....	64
5.15 โมเดล 3 มิติของภาพตัดขวางที่ใช้วิธีเบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง ภาพบนเป็นโมเดลเชิงปริมาตร ภาพล่างเป็น โมเดลเชิงพื้นผิว.....	64
5.16 ระบบเอ็กซ์เรย์พร้อมวัตถุทรงกลมที่อยู่ใน โครงอ้างอิงที่ใช้ในการทดลองจริง.....	65
5.17 ตัวอย่างภาพ โปรเจกชันของวัตถุทรงกลมที่ใช้ทดลองหาความผิดพลาดเชิงปริมาตร .....	66
5.18 ตัวอย่างภาพตัดขวางของวัตถุทรงกลมที่ใช้ทดลองหาความผิดพลาดเชิงปริมาตร .....	66
5.19 ขนาดของวัตถุทรงกลมที่ใช้ในการทดลองเพื่อหาความผิดพลาดเชิงปริมาตร .....	67
6.1 เปรียบเทียบภาพตัดขวางของแบบจำลองเซฟโลแกน เมื่อใช้ขั้นตอนเบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ (บน) เมื่อใช้ ขั้นตอนขั้นตอนเบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง (ล่าง).....	68
6.1 เปรียบเทียบภาพตัดขวางของกระดูก เมื่อใช้ขั้นตอนเบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ (ซ้าย) เมื่อใช้ขั้นตอนขั้นตอนเบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง (ขวา).....	69

# บทที่ 1

## บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

จากทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางแบบลำกรวยของเฟลด์แคมป์ ระบบของเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้มีความจำเป็นต้องออกแบบให้หลอดเอกซเรย์วางอยู่บนแกนที่มีจุดกำเนิดในแนวเดียวกันกับวัตถุ รวมถึงหัววัดเอกซเรย์ โดยทั่วไปเครื่องเอกซเรย์ที่มีวางจำหน่ายเช่น เครื่องซีอาร์เอ็ม จะมีการปรับแกนของจุดกำเนิดดังกล่าวให้ตรงกันอย่างละเอียดที่โรงงานอยู่แล้ว ส่วนระบบเอกซเรย์ที่สร้างขึ้นเองเพื่อใช้ในห้องปฏิบัติการ การปรับแกนจะทำได้ในระดับหนึ่ง ซึ่งเมื่อทำการถ่ายภาพเอกซเรย์และนำข้อมูลมาสร้างภาพตัดขวาง จะมีความผิดพลาดแฝงอยู่ และไม่สามารถบอกได้ว่า มีความผิดพลาดเล็กน้อยเพียงใด และเนื่องจากความต้องการสร้างระบบเอกซเรย์ในห้องปฏิบัติการเพื่อสร้างภาพตัดขวางแบบลำกรวย โดยปรับปรุงจากเครื่องเอกซเรย์ชนิดฟลูออโรสโคป ซึ่งไม่จำเป็นจะต้องซื้อเครื่องซีทีหรือซีอาร์เอ็มที่มีราคาแพง ปัญหาในการวางตำแหน่งของแกนของหลอดเอกซเรย์ให้อยู่ในแนวเดียวกันของวัตถุรวมถึงหัววัดเอกซเรย์ ถือเป็นเรื่องสำคัญ ซึ่งความถูกต้องจะขึ้นอยู่กับตัวผู้ปรับเครื่องมือ ซึ่งเป็นข้อจำกัดที่ทำได้ระดับหนึ่ง

### 1.2 จุดประสงค์ของงานวิจัย

เพื่อปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางของระบบเอกซเรย์กรณีหลอดเอกซเรย์อยู่ที่มุมใดๆ

### 1.3 สมมติฐานของการศึกษา

ภาพโปรเจกชันแบบกรวยที่ได้มาจากระบบที่มีการวางตำแหน่งแกนของหลอดเอกซเรย์ไม่อยู่ในแนวเดียวกันกับวัตถุรวมถึงหัววัดเอกซเรย์ สามารถนำมาคำนวณเพื่อหาตัวแปรการปรับทิศทางที่ไม่ตรงกันโดยใช้วิธีการแปลงเชิงเส้นของสมการเมตริก

### 1.4 ทฤษฎีหรือแนวความคิดที่ใช้ในงานวิจัย

เป็นการปรับปรุงทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางแบบเฟลด์แคมป์ โดยใช้เทคนิคการปรับเทียบตัวรับเอกซเรย์ (X-ray detector calibration) การปรับเทียบตัวรับเอกซเรย์ คำนวณได้จากวิธีการแปลงเชิงเส้นของสมการเมตริก โดยผลที่ได้จากการปรับเทียบตัวรับเอกซเรย์จะทำให้ทราบว่าหลอดเอกซเรย์มีจุดศูนย์กลางห่างจากหัววัดมากน้อยเพียงใด และระนาบที่เอียงไปจากหัววัดมากน้อยเพียงใด ข้อมูลดังกล่าวก็คือข้อมูลตัวแปรการปรับทิศทาง จากนั้นจึงนำค่าตัวแปรการปรับทิศทางดังกล่าวมารวมคำนวณในการสร้างภาพกลับของเฟลด์แคมป์ ผลที่ได้จึงจะมีตำแหน่งจุด

ศูนย์กลางภาพ 3 มิติที่ถูกต้อง และสามารถแก้ปัญหาข้อจำกัดของการปรับระนาบเครื่องมือของระบบเอ็กซ์เรย์ที่สร้างขึ้นเอง

### 1.5 ขอบเขตของงานวิจัย

การศึกษาการปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางของระบบเอ็กซ์เรย์กรณี่หลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่มุมใดๆ ซึ่งในวิทยานิพนธ์นี้จะได้แบ่งเนื้อหาออกเป็น 6 บท ในแต่ละบทจะมีเนื้อหาดังต่อไปนี้

บทที่ 1 กล่าวถึงความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา ความมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา สมมติฐานของงานวิจัย และขอบเขตของงานวิจัย

บทที่ 2 กล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเครื่องเอ็กซ์เรย์และภาพเอ็กซ์เรย์

บทที่ 3 กล่าวถึงทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางแบบกรวย

บทที่ 4 กล่าวถึงทฤษฎีการปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางชนิดลำแสงกรวยกรณี่หลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ

บทที่ 5 กล่าวถึงการทดลองเพื่อสร้างภาพตัดขวางของระบบเอ็กซ์เรย์กรณี่หลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่มุมใดๆ

## บทที่ 2

# ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเครื่องเอ็กซ์เรย์และภาพเอ็กซ์เรย์

### 2.1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์, การเกิดเอ็กซ์เรย์, องค์ประกอบของเครื่องกำเนิดเอ็กซ์เรย์ และประเภทของเครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการแพทย์ ในส่วนของภาพเอ็กซ์เรย์จะกล่าวถึง คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับการสร้างภาพตัดขวาง ซึ่งจะแบ่งออกเป็นการหาค่าสัมประสิทธิ์ การดูคลื่น, การอินทิเกรตในแนวเส้นและการ โปรเจกชัน และการแปลงเรดอน



(a)



(b)

รูปที่ 2.1 (a) ผู้ที่ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรก วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น (Wilhelm Conrad Roentgen) (b) ภาพเอ็กซ์เรย์ภาพแรก

### 2.2 ความรู้ทั่วไปเกี่ยวกับเอ็กซ์เรย์

เอ็กซ์เรย์ คือ รังสี หรือ แสงชนิดหนึ่งที่เราไม่สามารถมองเห็น ได้ด้วยตาเปล่า เช่นเดียวกับแสงสว่างธรรมดา เอ็กซ์เรย์นี้มีลักษณะเป็นทั้งคลื่นและอนุภาค ของแม่เหล็กไฟฟ้า ที่มีช่วงคลื่นสั้นมาก ความยาวช่วงคลื่นตั้งแต่ 0.04-1000 อังสตรอม (Angstrom) (อังสตรอม คือ หน่วยวัดความยาวช่วงคลื่น 1 อังสตรอม (Å) เท่ากับ  $10^{-7}$  เซนติเมตร) หรือ อยู่ระหว่างรังสีแกมมา กับรังสีอัลตราไวโอเล็ต คุณสมบัติของเอ็กซ์เรย์ คล้ายคลึงกับแสงสว่างธรรมดา เป็นส่วนใหญ่ แต่คุณสมบัติพิเศษ คือ มีอำนาจทะลุทะลวงผ่านวัตถุต่าง ๆ ได้มากบ้างน้อยบ้าง ขึ้นอยู่กับ ความหนาที่บ และน้ำหนักอะตอมของ วัตถุที่มันผ่าน นอกจากนั้น ยังทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลง ทั้งทางเคมีชีวะและอื่น ๆ อีกด้วย[1]

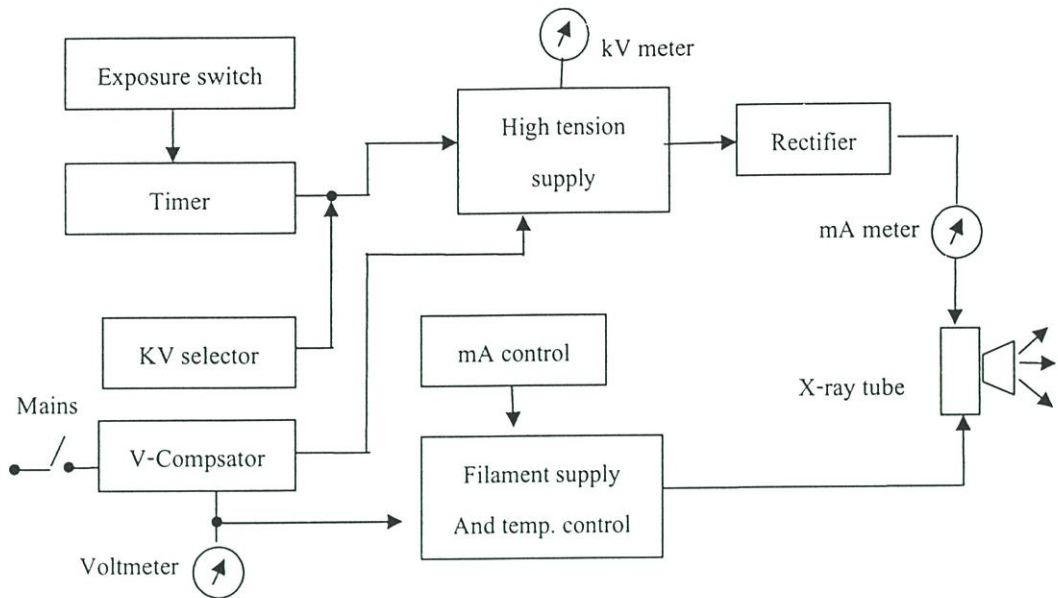
ประวัติการค้นพบเอ็กซ์เรย์ ผู้ที่ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรก คือ นักฟิสิกส์ชาวเยอรมัน ชื่อ วิลเฮม คอนราด เรินท์เก้น (Wilhelm Conrad Roentgen) การพบนี้เกิดขึ้นในตอนเย็น ของวันที่ 8

พฤศจิกายน ค.ศ.1895 ภายในห้องทดลอง ณ มหาวิทยาลัย Wurzburg ประเทศเยอรมัน เรินท์เก้นได้พบเอ็กซ์เรย์โดยบังเอิญ คือ ขณะที่เขากำลังทำการทดลองเกี่ยวกับเรื่องการดูดกลืนของรังสีแคโทด (Absorption of cathode rays) เขาสังเกตเห็นว่ารังสีแคโทด ที่ออกมาจากหลอดทดลอง ทำให้กระดาษแข็งที่ฉาบด้วย แบเรียมพลาทิโนไซยาไนด์ (Barium platinocyanide) เกิดเรืองแสง (Fluoresce) ขึ้น ระยะไกลที่สุด ที่ยังมีการเรืองแสงบนกระดาษแข็ง คือ 120 เซนติเมตร ในขณะเดียวกัน เขาสังเกตเห็นอีกว่า ตัวอักษร A ที่ทำด้วยแบเรียมพลาทิโนไซยาไนด์ อยู่ห่างออกไปเกือบสิบฟุตเกิดเรืองแสงขึ้นด้วย ทั้ง ๆ ที่ไม่อยู่ในระยะของรังสีแคโทด เรินท์เก้นจึงคิดว่า เขาได้ค้นพบรังสีชนิดใหม่ขึ้นแล้ว และให้ชื่อว่าเอ็กซ์เรย์ (X-rays) และเขาได้ใช้เวลาอีกหลายสัปดาห์ต่อมา ทำ การสังเกตถึงการทะลุทะลวง (Penetration) ของเอ็กซ์เรย์ผ่านกระดาษ ผ่านโลหะ และแม้กระทั่งผ่านเนื้อหนังของคน และเขาได้ถ่ายภาพรังสี ของมือของภรรยาเขาไว้ด้วย ในที่สุดเขาจึงประกาศให้โลกรู้ว่า เขาได้ค้นพบเอ็กซ์เรย์เป็นคนแรก[2]

### 2.3 องค์ประกอบของเครื่องกำเนิดเอ็กซ์เรย์

จากรูปที่ 2.2 แสดงผังการทำงานพื้นฐานของเครื่องเอ็กซ์เรย์ โดยทั่วไปจะสามารถแยกได้เป็น 2 ส่วนวงจรไฟฟ้า[3] วงจรแรกจะเป็นวงจรที่ใช้สร้างศักย์ไฟฟ้าแรงสูง ซึ่งจะถูกต่อเข้าไปที่ขั้วแอโนดและแคโทดของหลอดเอ็กซ์เรย์ ศักย์ไฟฟ้าแรงสูงดังกล่าวถูกสร้างโดยใช้หม้อแปลงขึ้นแบบหลายแท๊ป (Step-up autotransformer) แบบอัตราส่วนสูงและผ่านวงจรเรียงกระแสเพื่อให้เกิดศักย์สูงที่เรียบ โดยมีมอเตอร์วัดกระแสระดับมิลลิแอมป์อยู่ที่ส่วนนี้ด้วย ส่วนสวิตช์เลือกค่าเควี (kV selector) จะเป็นตัวเลือกแท๊ป ของหม้อแปลงที่ด้านแรงต่ำ ที่ส่วนนี้จะมิมอเตอร์วัดค่าศักย์ไฟฟ้าระดับเควีอยู่ด้วย ในส่วนสวิตช์แสง (Exposure switch) จะทำหน้าที่ควบคุมช่วงเวลาที่ปล่อยเอ็กซ์เรย์ ตัวชดเชยศักย์ (Voltage compensate) ทำหน้าที่ปรับระดับของแท๊ปย่อยหม้อแปลงแรงสูงให้มากขึ้นหรือลดลง ในกรณีที่แหล่งจ่ายไฟมาไม่ถึงระดับ หรือมีระดับมากเกินไปเกิน 230 โวลต์

วงจรในส่วนที่สองคือวงจรที่ใช้ควบคุมความร้อนของไส้หลอดหลอดเอ็กซ์เรย์ ไส้หลอดจะถูกทำให้ร้อนด้วยศักย์ไฟฟ้าสลับขนาด 6-12 โวลต์ ที่กระแสประมาณ 3-5 แอมป์ อุณหภูมิของไส้หลอดจะมีผลต่อการไหลของกระแส miliแอมป์จากแคโทดไปแอโนด ดังนั้นส่วนควบคุมอุณหภูมิของไส้หลอดและแหล่งจ่ายไฟของไส้หลอด (Filament supply and temperature control) จึงถูกต่อมาจากการควบคุมและเลือกค่า miliแอมป์ (mA control) อีกทีหนึ่ง การเลือกค่า miliแอมป์จะใช้การเลือกค่าอินพุตฝั่งปฐมภูมิของหม้อแปลงไส้หลอด ซึ่งอาจจะใช้รีโอสแตท (Reostst)



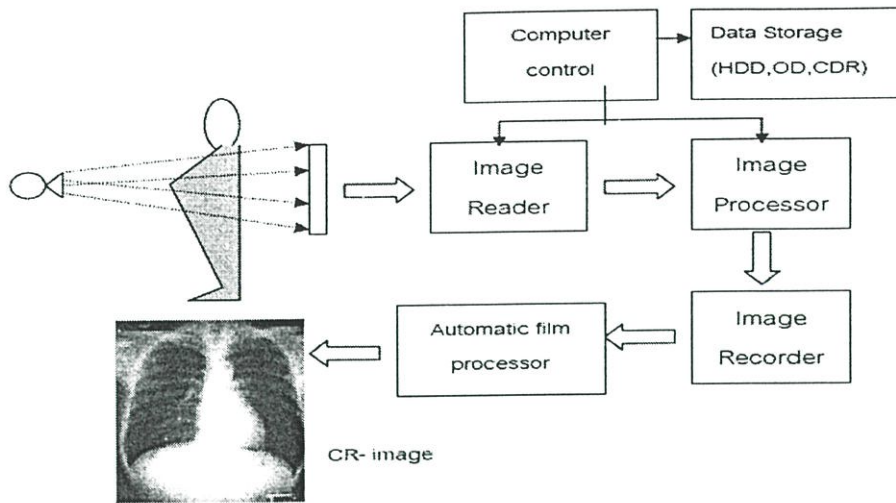
รูปที่ 2.2 ผังการทำงานของเครื่องเอ็กซเรย์

## 2.4 ประเภทของเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ในการแพทย์

ประเภทของเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ในการแพทย์ในวิทยานิพนธ์เล่มนี้จะกล่าวถึงเฉพาะเครื่องเอ็กซเรย์ในระบบดิจิทัลซึ่งเป็นระบบที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน[3][4][5][6]

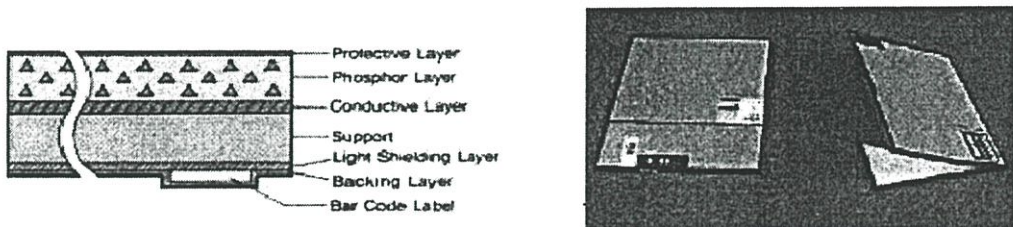
### 2.4.1 คอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี (Computed Radiography, CR)

การถ่ายภาพรังสีทั่วไป (Radiography) ในระยะเวลา 40 ปีที่ผ่านมาได้มีการนำเอาระบบภาพถ่ายฟิล์ม (Screen film system) มาใช้งานอย่างกว้างขวางและได้รับความนิยมต่อเนื่องมาจนถึงปัจจุบัน การเปลี่ยนแปลงเกี่ยวกับฟิล์มหรือดัลบับรจจุฟิล์มมักจะเป็นเรื่องของวัสดุที่ใช้, น้ำหนักและความไวในการรับรังสี แต่รูปร่างลักษณะรวมทั้งการใช้งานยังเหมือนเดิม อย่างไรก็ตามเมื่อเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์มีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว จนกระทั่งในปี ค.ศ. 1970 เริ่มมีการนำเอาเครื่องคอมพิวเตอร์มาใช้ร่วมกับการบันทึกภาพเอ็กซเรย์ โดยใช้แผ่นบันทึกภาพที่เรียกว่าอิมเมจเพลต (Imaging plate) มาใช้แทนระบบภาพถ่ายฟิล์ม จากนั้นจึงนำเอาแผ่นอิมเมจเพลตที่ได้รับรังสีแล้วไปอ่านด้วยเครื่องอ่านภาพ (Imaging reader) จากนั้นเครื่องจะถ่ายภาพที่ได้ลงบนแผ่นฟิล์มต่อไป อย่างไรก็ตามระบบนี้ยังมีข้อเสียอยู่บ้างคืออุปกรณ์ที่ใช้ไม่ว่าจะเป็นอิมเมจเพลต, เครื่องอ่านภาพ รวมถึงตัวเครื่องเอ็กซเรย์ที่มีระบบ AEC. มีราคาที่สูง รวมทั้งการบำรุงรักษายุ่งยาก และจะต้องเสียค่าใช้จ่ายสูงด้วยเช่นกัน ส่วนประกอบของเครื่องคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟสามารถแบ่งได้ดังนี้

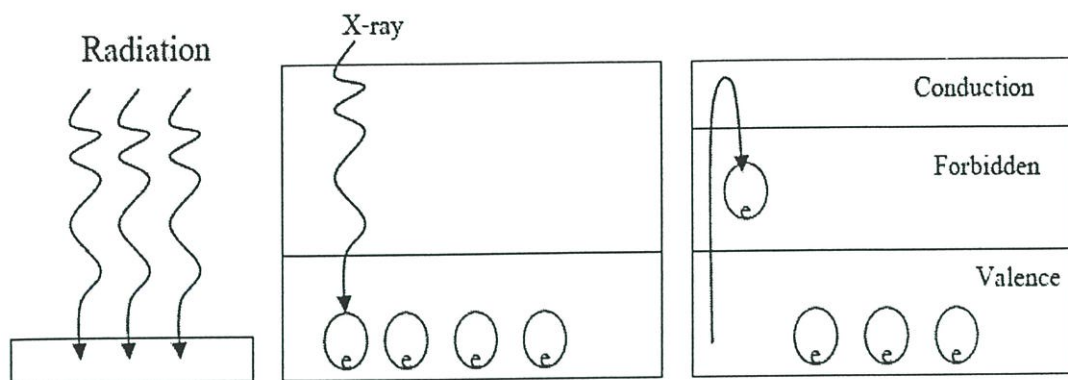


รูปที่ 2.3 ผังการทำงานของระบบคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี (CR)

2.4.1.1 อิมเมจเพลต (Image plate) เป็นแผ่นรับสัญญาณทำหน้าที่รับเอ็กซ์เรย์ที่ผ่านตัวผู้ป่วยแทนการใช้ฟิล์ม ในแบบเดิม อิมเมจเพลตสร้างจากแผ่นพลาสติกโพลีเอสเตอร์แบบแผ่นบางๆ หนาประมาณ 0.5 mm. เคลือบด้วยสารฟอสเฟอร์ (Photostimulable phosphor) จำพวกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์ ( $BaFX$ ;  $X= Cl, Br, I$ ) ซึ่งโด๊ป (Dope) ด้วย ยูโรเปียม ( $Eu^{2+}$ ) หนาประมาณ 150 ไมครอน โดยเมื่อแผ่น อิมเมจเพลตได้รับพลังงานรังสี จะไปกระตุ้นให้อิเล็กตรอนของผลึกขึ้นไปอยู่ในชั้นคอนดักชันแบน (Conduction band) และถูกดักจับ โดยอิเล็กตรอนแทรป (Electron trap) ในชั้นฟอร์บิเดนแบน (Forbidden band) ซึ่งมีคุณสมบัติในการเก็บพลังงานรังสีตามความเข้มที่ได้รับในแต่ละจุดที่ได้จากการเอ็กซ์เรย์ และแผ่นนี้จะเรืองแสงได้เมื่อนำไปผ่านเครื่องอ่านค่าความเข้มแสง ซึ่งจะใช้ลำแสงเลเซอร์ไปกระตุ้นให้อิเล็กตรอนที่อยู่ในชั้นฟอร์บิเดนแบน หลุดจากอิเล็กตรอนแทรปและกลับสู่สถานะเดิมที่วาเลนซ์แบน (Valence band) อิเล็กตรอนจะปล่อยพลังงานออกมาเป็นแสง ที่มีความยาวคลื่น 400 นาโนเมตรแล้วไปเข้าส่วนขยายแสงต่อไป



รูปที่ 2.4 โครงสร้างและลักษณะของอิมเมจเพลต



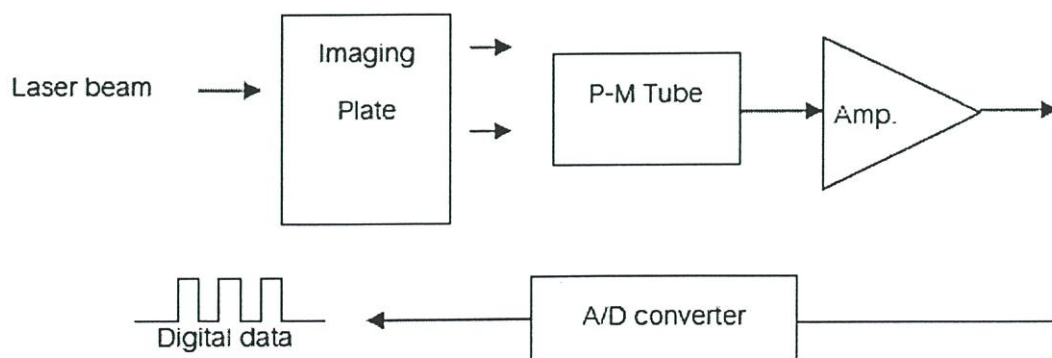
รูปที่ 2.5 ผลึกเบอร์เรียมฟลูออโรฮาไลด์นำไปโคป ด้วยยูโรเปียม เมื่อรับรังสีจะแตกตัวให้

อิเล็กตรอน  $\text{Eu}^{2+} \rightarrow \text{x-ray radiation} \rightarrow \text{Eu}^{3+} + \text{e}^-$

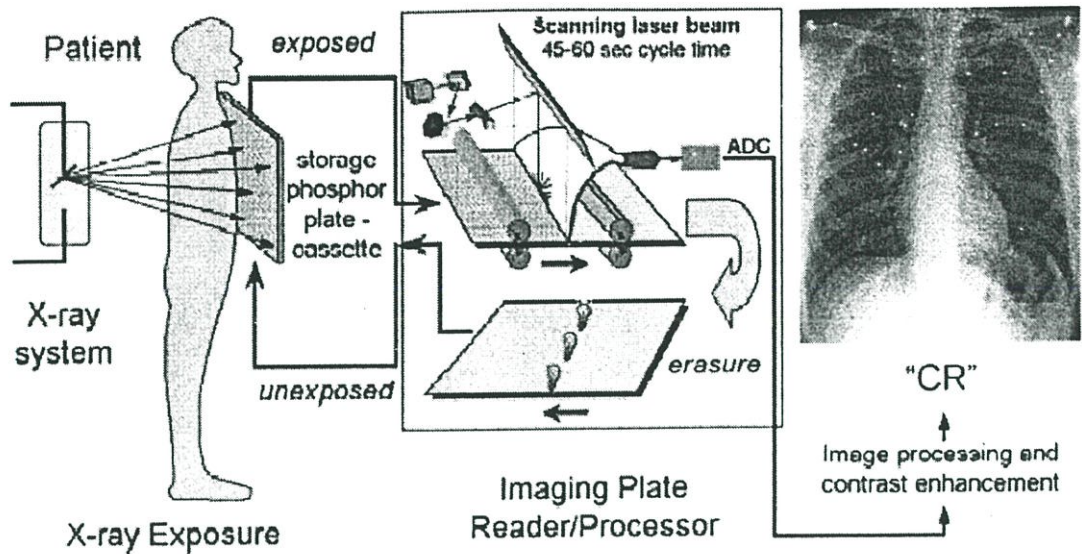
ความไว (Sensitivity) ของแผ่นอิมเมจเพลตจะมีความไวในการตรวจจับเอ็กซ์เรย์มากกว่าฟิล์มและมีความเป็นเชิงเส้นมากกว่าฟิล์ม ซึ่งอธิบายด้วยรายละเอียดต่อไปนี้

1. ความสามารถในการตรวจจับรังสีปริมาณน้อยๆ แผ่นอิมเมจเพลตสามารถตรวจจับรังสีได้ในปริมาณรังสีที่ต่ำมากกว่าฟิล์มมากกว่า 10 เท่าทำให้สามารถลดปริมาณรังสีที่ให้กับผู้ป่วยได้มากโดยที่ไม่ทำให้สูญเสียรายละเอียดของภาพ และเป็นประโยชน์ในกรณีที่ให้ปริมาณรังสีต่ำกว่าที่ควร (Under exposure) ก็สามารถปรับแต่งภาพในภายหลังได้ (Post processing)

2. ความไวมากกว่าระบบฟิล์ม 10,000 เท่า ทำให้แผ่นอิมเมจเพลตสามารถตรวจจับรังสีในปริมาณน้อยๆ และให้สร้างภาพที่มีระดับโทนสเกล (Tone scale) ที่กว้างมาก บอกความแตกต่างของเนื้อเยื่อที่มีคอนทราสต์ ต่ำๆ ได้ดีกว่าฟิล์ม โดยทั่วไปแล้วจะตรวจจับเอ็กซ์เรย์ในปริมาณ  $8-4 \times 10^4$  โฟตอน / 1 พิกเซล



รูปที่ 2.6 ฟังก์การทำงานของเครื่องอ่านภาพ

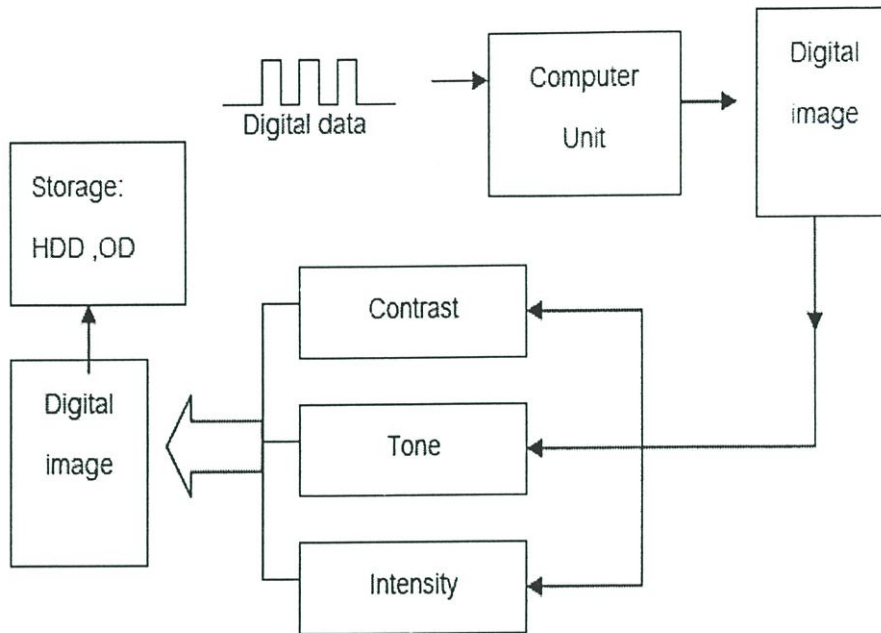


รูปที่ 2.7 ระบบเครื่องอ่านภาพ

2.4.1.2 เครื่องอ่านภาพ (image reader) เป็นเครื่องอ่านสัญญาณจากแผ่นอิมเมจเพลต หลักการทำงานมีลักษณะเดียวกับเครื่องอ่านฟิล์มแบบดิจิตอล (Film digitizer) หรือเลเซอร์สแกนเนอร์ (Laser scanner) ที่สร้างจากลำแสงนีออนเลเซอร์ (Neon-laser) ซึ่งมีความยาวคลื่น 633 นาโนเมตร ลำแสงเลเซอร์ (laser beam) จะถูกสแกนไปยังบริเวณแผ่นอิมเมจเพลต ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อิเล็กตรอนโฮล (Electron hole) ที่สะสมจากบนลงล่างที่สะสม ซึ่งจะไปกระตุ้นทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกมา เมื่อลำแสงเลเซอร์ผ่านตำแหน่งนั้นไป อิเล็กตรอนจะกลับสู่สถานะเดิม โดยคายพลังงานออกมาในรูปของแสงสีน้ำเงินแกมเขียว (ความยาวคลื่น 400 นาโนเมตร เป็นช่วงคลื่นแสงยูวี) มีความเข้มแสงเท่ากับความเข้มแสงเดิมที่ได้รับจากการถ่ายภาพเอ็กซเรย์ จากนั้นจะมีหลอดขยายแสง ทำหน้าที่เปลี่ยนแสงที่ได้รับให้กลายเป็นอิเล็กตรอนและยังเพิ่มจำนวนให้มากขึ้น เพื่อให้สัญญาณไฟฟ้ามีความแรงมากขึ้นจากนั้นจึงส่งไปยังภาคขยายสัญญาณอีกครั้ง สัญญาณที่ได้เป็นสัญญาณแบบ อนาลอก และจะแปลงเป็นสัญญาณดิจิตอล โดยตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล (A/D converter) เพื่อส่งข้อมูลให้คอมพิวเตอร์ประมวลผลกลายเป็นข้อมูลภาพแบบดิจิตอลต่อไป

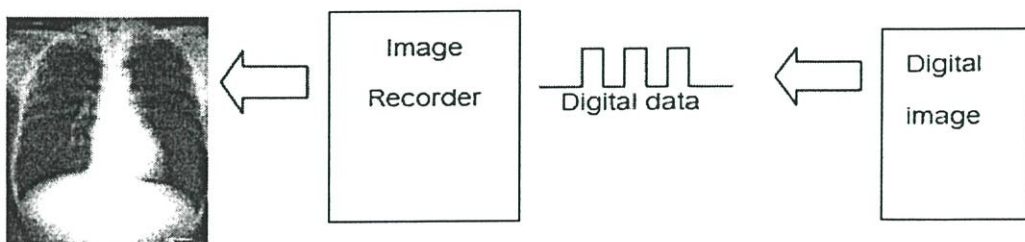
2.4.1.3 เครื่องประมวลผลภาพ (image processor) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการปรับแต่งข้อมูลภาพดิจิตอลที่ได้จากเครื่องอ่านภาพ จะอยู่ในรูปแบบไบนารี (Binary) หรือเลขฐาน 2 ซึ่งหน่วยประมวลผลกลาง (CPU) ภายในของเครื่องประมวลผลภาพ จะนำข้อมูลไปประมวลผลตามแล้วทำการปรับข้อมูลให้ในรูปแบบของภาพทั่วไป (Imaging format) ซึ่งสามารถคดแต่งภาพให้มีความเข้ม, คอนทราสต์, ความคมชัดหรือปรับระดับเกรย์ (Gray scale level) ให้เหมาะสม จากนั้นจะ

ส่งข้อมูลไปเก็บยังหน่วยความจำ หรือส่งไปยังหน่วยแสดงผล (Display unit) หรือส่งข้อมูลไปยังเครื่องบันทึกภาพ (Image recorder) เพื่อถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์มต่อไป



รูปที่ 2.8 ผังการทำงานของเครื่องประมวลผลภาพ

2.4.1.4 เครื่องบันทึกภาพ (Image recorder) เป็นส่วนที่ทำหน้าที่ในการถ่ายภาพลงบนแผ่นฟิล์ม โดยนำข้อมูลดิจิทัลที่ผ่านการประมวลผลภาพจากเครื่องประมวลผลภาพ เข้ามายังส่วนที่สร้างสัญญาณไฟฟ้าให้เป็นแสงเลเซอร์ที่มีความเข้มแสงตามความแรงของความเข้มข้อมูลภาพที่ได้รับ แล้วกวาดแสงเลเซอร์ลงแผ่นฟิล์มเช่นเดียวกับการสแกนผ่านแผ่นอิมเมจเพลต ทำให้แผ่นฟิล์มได้รับความเข้มแสงตามลักษณะของรูปอวัยวะที่บันทึกไว้ในอิมเมจเพลต



รูปที่ 2.9 ผังการทำงานของเครื่องบันทึกภาพ

#### 2.4.1.5 ข้อดีของเครื่องคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี

1. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่าแบบเดิม 5-20 เท่า
2. ลดข้อผิดพลาดในการสร้างภาพ

3. ลดการเอ็กซเรย์ซ้ำ
4. ลดปริมาณฟิล์มเสีย
5. สามารถขยายภาพเพื่อดูรายละเอียดเฉพาะจุด 62
6. บันทึกภาพระบบดิจิทัล
7. สามารถพิมพ์ภาพเพิ่มได้
8. การจัดเก็บ ฐานข้อมูลฟิล์มสัมพันธ์กับฐานข้อมูลผู้ป่วย
9. ใช้งานในมาตรฐานไดคอม (DICOM) ได้

#### 2.4.1.6 ข้อดีของเครื่องคอมพิวเตอร์เทเลเรดิโอกราฟี

1. ราคาเครื่องสูงมาก
2. การบำรุงรักษายาก

#### 2.4.2 ดิจิตอลเรดิโอกราฟี (Digital Radiography, DR)

ดิจิตอลเรดิโอกราฟี ต่างจาก คอมพิวเตอร์เทเลเรดิโอกราฟี เนื่องจาก ดิจิตอลเรดิโอกราฟีจะ ออกแบบเครื่องมาเฉพาะส่วน ซึ่งไม่มีส่วนอิมเมจเพลต ที่สามารถนำไปถ่ายภาพรังสีกับเครื่อง เอ็กซเรย์ได้ก็ได้ แต่ดิจิตอลเรดิโอกราฟีจะต้องติดตั้งกับระบบกับเครื่องเอ็กซเรย์ เป็นการเฉพาะ เท่านั้น ตัวอย่างเครื่องเอ็กซเรย์ที่ใช้ระบบนี้ได้แก่ เครื่องเอ็กซเรย์ดิจิทัลทั่วไป, เครื่องเอ็กซเรย์ เต้านมแบบดิจิทัล (Digital chest X-ray), เครื่องดิจิทัลแมมโมกราฟี (Digital mammography) , เครื่องเอ็กซเรย์ฟัน (Dental radiography) เป็นต้น และยังสามารถแบ่งประเภทของดิจิตอลเรดิโอ ออกเป็น 3 ประเภท ตามรูปแบบของหัววัดเอ็กซเรย์ คือ

##### 2.4.2.2 ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ตัวรับเอ็กซเรย์แบบซีซีดี

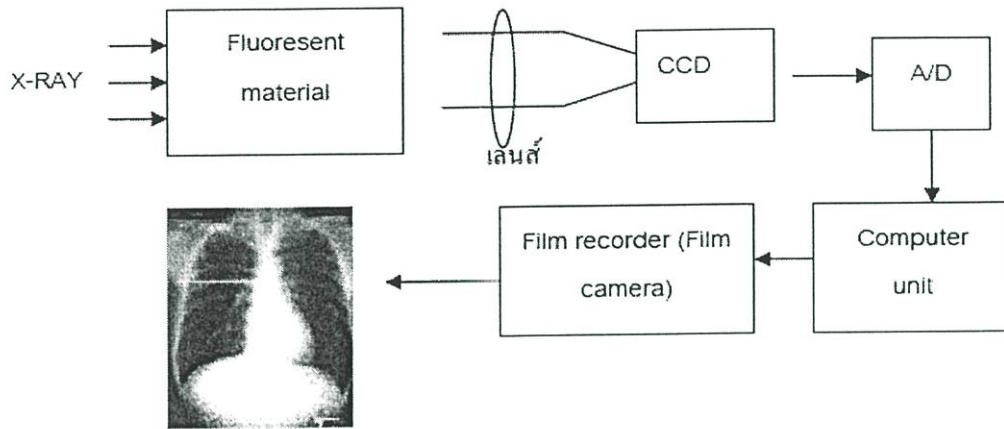
(Indirect

digital radiography systems with CCD )

จะใช้ฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล (Fluorescent crystal) เป็นตัวรับเอ็กซเรย์ซึ่งจะทำหน้าที่ แปลงเอ็กซเรย์เป็นแสง แต่ละตำแหน่งของฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล จะเชื่อมต่อกับใยแก้วนำแสง (fiber optic) และเชื่อมต่อไปยังซีซีดี (CCD) หรือใช้เลนส์รวมแสงไปยังบริเวณหน้าชิปของซีซีดี โดยซีซีดี จะทำหน้าที่แปลงโฟตอนของแสง (Light photon) ที่ได้จากฟลูออเรสเซนต์ คริสตอล ให้ กลายเป็นสัญญาณไฟฟ้า (Electron) จากนั้นส่งไปยังตัวแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิทัล สุดท้าย ข้อมูลดิจิทัลดังกล่าวจะถูกส่งต่อไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลต่อไป

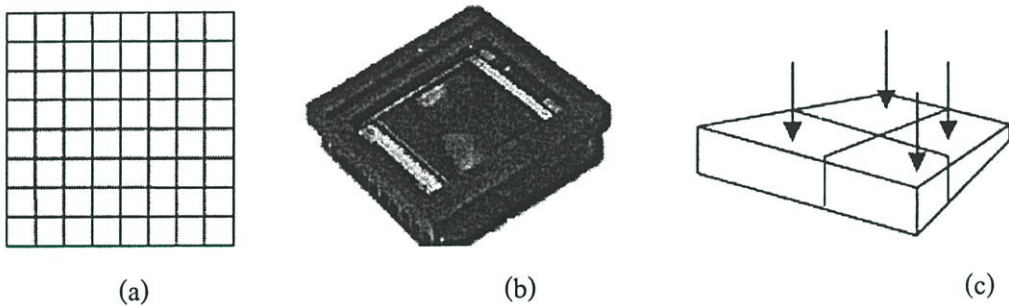
ระบบนี้มีข้อดีคือจะมีราคาถูกกว่าระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟีแบบทางตรง (Direct digital radiography) แต่ข้อเสียคือ อัตราส่วนสัญญาณจริงต่อสัญญาณรบกวน (Signal-to-noise ratio, S/N) มีค่าต่ำกว่า ทั้งนี้เพราะระบบนี้ ต้องเปลี่ยนพลังงานของเอ็กซเรย์ไปเป็นแสง จากนั้นจึงเปลี่ยนเป็น

สัญญาณไฟฟ้าอีกที่ ซึ่งทำให้เกิดการสูญเสีย ระหว่างการเปลี่ยนแสงเป็นสัญญาณไฟฟ้า ทำให้ความละเอียดของภาพที่ได้ต่ำกว่า



รูปที่ 2.10 ผังการทำงานของระบบดิจิทัลโกราฟีแบบทางอ้อม ซึ่งใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์เป็นซีซีดีร่วมกับเลนส์

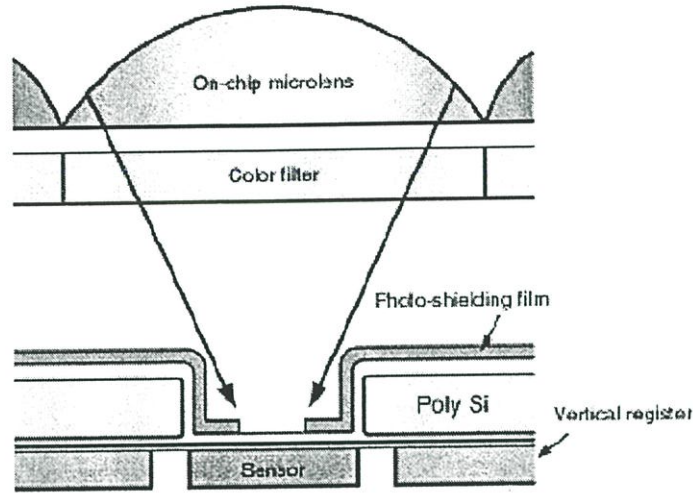
เนื่องจากซีซีดี มีขนาดเล็กเพียง  $2 \times 3 \text{ cm}^2$  จึงต้องใช้ซีซีดีหลายๆตัวมาจัดเรียงเป็นแถว แล้วใช้วิธีการสแกนเอ็กซ์เรย์เป็นลำแคบผ่านตัวผู้ป่วย หรือใช้เลนส์รวมแสงช่วย



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

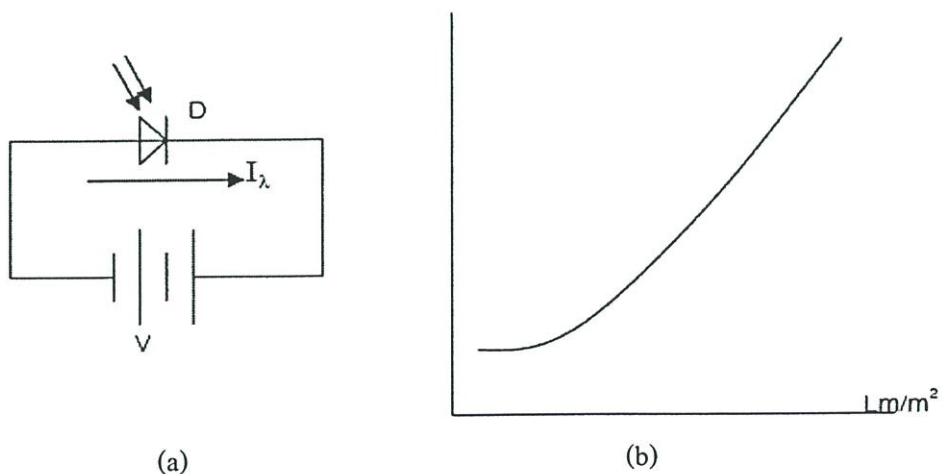
โครงสร้างของ ซีซีดี มีลักษณะเป็นแผ่นโซลิดสเตท (Solid state) บางๆ ซึ่งมีโฟโตไดโอดที่มีขนาดพื้นที่เล็กๆจำนวนมากมาวางอยู่บนแผ่นนี้ และเรียงตัวกันในแนวตั้งและแนวนอน ติดกันเป็นแผงรวมเรียกว่าชิปซีซีดี (CCD chip) ซึ่งแต่ละช่องเรียกว่าพิกเซล จำนวนพิกเซลทั้งหมดเรียกว่าเมตริก และขนาดของเมตริก จะใช้เป็นตัวบ่งบอกความละเอียดของซีซีดี เช่นขนาด  $1024 \times 768$  หมายถึง CCD ที่มีโฟโตไดโอด ในแนวนอน 768 ตัวและแถวตั้ง 1024 ตัว และบอกได้ว่าซีซีดีมีความละเอียด 786,432 พิกเซล หรือ 0.7 เมกกะพิกเซล และถ้าซีซีดีมีขนาด  $2048 \times 1024$  จะมี

ความละเอียดเท่ากับ 2,097,152 พิกเซล หรือ 2 เมกกะพิกเซล เป็นต้น แต่ละพิกเซล จะกันด้วยฉนวนแยกกันเพื่อการแสงแต่ละตำแหน่งไม่รบกวนกัน



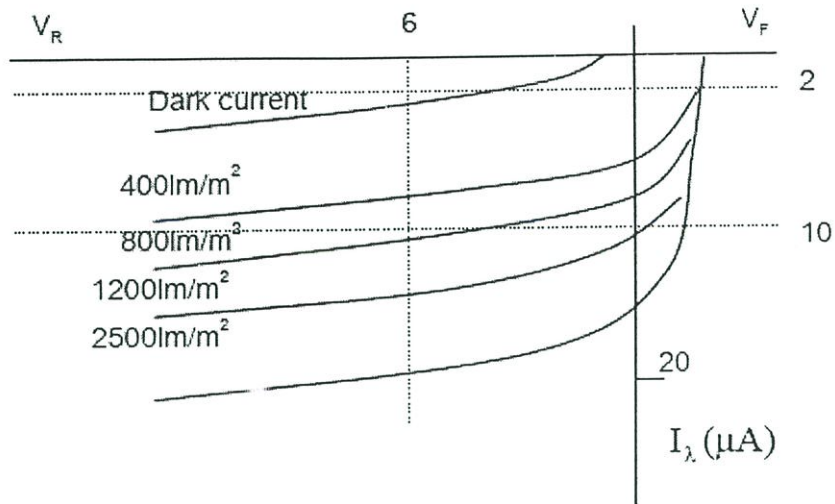
รูปที่ 2.12 ภาพหน้าตัดโครงสร้างซีซีดี บริเวณโฟโตไดโอด 1 เซลล์

จากรูปที่ 2.12 จะเห็นว่าโฟโตไดโอดแต่ละตัวจะมีส่วนรับแสงแยกจากกันอย่างอิสระ และมีไมโครเลนส์ (Micro lens) ทำหน้าที่รับแสงที่ส่องมาตกกระทบให้เกิดความเข้มเพียงพอกับพื้นที่การรับแสงของโฟโตไดโอด (Photo sensitive area) เมื่อมีแสงตกกระทบ จะทำให้รอยต่อของ สาร P-N ในโฟโตไดโอดแคบ ทำให้อิเล็กตรอนผ่านรอยต่อไปได้ การทำให้โฟโตไดโอดทำงานจะต้องต่อกับวงจรภายนอกแบบไบแอสกลับ (reverse bias) พิจารณาขณะเมื่อยังไม่มีแสงเข้ามาจะมีกระแสค่าน้อยๆ  $I_{\lambda}$  ไหลดังรูปที่ 2.13 กระแสนี้เรียกว่ากระแสมืด (Dark current) แต่เมื่อได้รับแสงจะทำให้มีกระแส  $I_{\lambda}$  ไหลผ่านตัวโฟโตไดโอดมากขึ้น ซึ่งเป็นไปตามสมการ  $I_{\lambda} = V/R$  ขนาดของกระแสจะแปรตามปริมาณความเข้มแสง (หน่วยเป็นลูเมนต่อตารางเมตร)



รูปที่ 2.13 (a) วงจรไบแอสกลับที่ป้อนให้กับโฟโตไดโอด (b) กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง

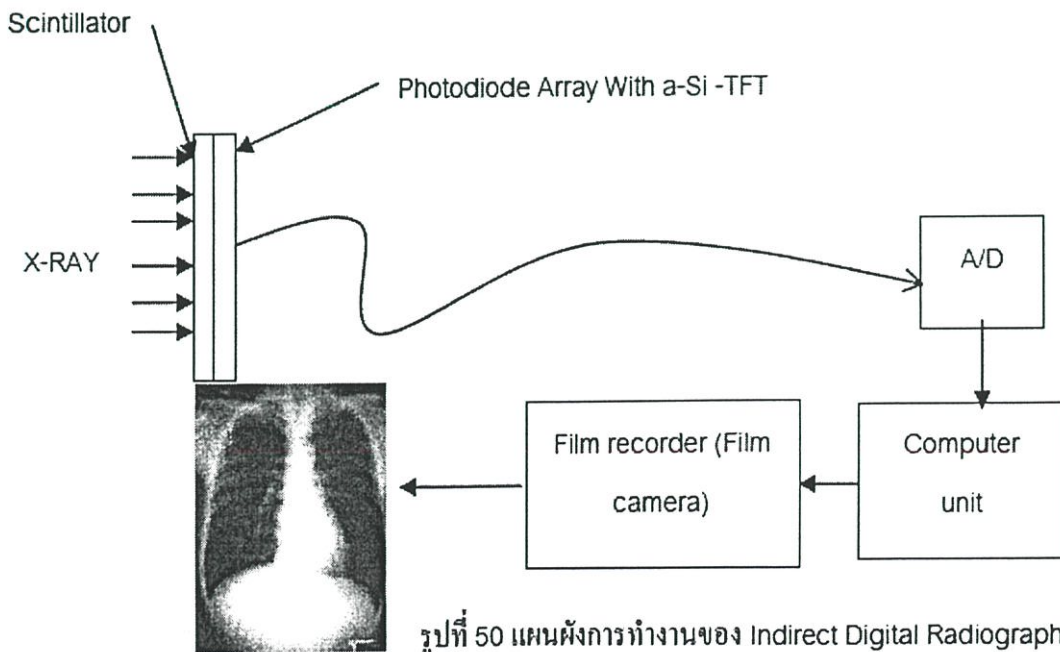
กระแสที่ไหลผ่านโฟโตไดโอดกับความเข้มแสงที่ได้รับ



รูปที่ 2.14 กราฟคุณลักษณะของโฟโตไดโอด

จากรูป 2.14 แสดงให้เห็นว่าที่แรงดัน 6 โวลต์ ขณะไม่มีแสงตกกระทบบจะมีกระแสผ่านตัวไดโอดน้อยมากและเมื่อมีแสงตกกระทบบจะมีกระแสไฟฟ้าผ่านตัวไดโอดมากขึ้นตามความเข้มแสง

2.4.2.2 ระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตไดโอดที่เอพทีที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (Indirect digital radiography systems with scintillator-photodiode TFT)

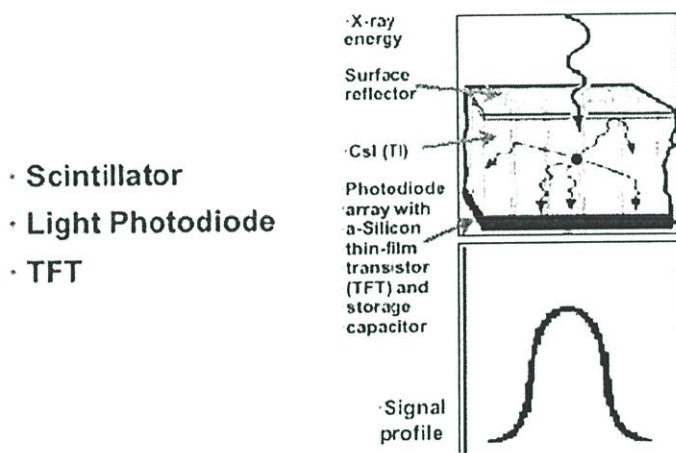


รูปที่ 50 แผนผังการทำงานของ Indirect Digital Radiography)

รูปที่ 2.15 แผนผังการทำงานของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อมโดยใช้ทีเอฟทีที่เคลือบด้วย

สารเรืองแสงเป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์

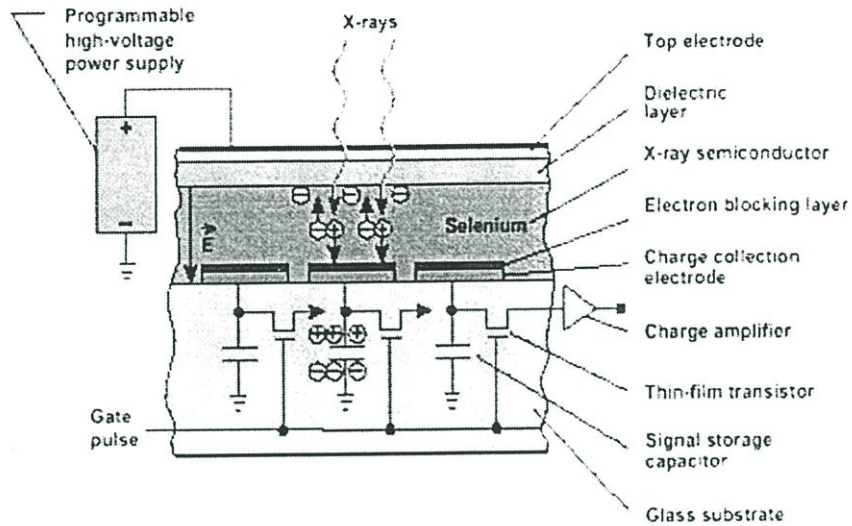
ระบบนี้หลักการการทำงานเหมือนระบบแรกแต่เปลี่ยนจากซีซีดีเป็นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบแฟลตพาเนล (Flat panel detector) ที่เคลือบด้วยสารเรืองแสง (Scintillator) บนผิวหน้าแฟลตพาเนลถูกออกแบบเป็นแผ่นแบนๆ มีพื้นที่กว้างสามารถรับตามพื้นที่ที่รับเอ็กซ์เรย์จริง (แฟลตพาเนลขนาด 14x17 นิ้วให้ความละเอียดสูงมากกว่า 10 ล้านพิกเซล) ขนาดของแฟลตพาเนลจะมีขนาดเท่ากับแผ่นฟิล์มในระบบเดิมแต่ถูกภายในจะมีแผ่นของทินฟิล์มทรานซิสเตอร์หรือทีเอฟทีอยู่ (Thin Film Transistor and storage capacitor, TFT) ระบบนี้มีข้อดีกว่าการใช้ซีซีดี เนื่องจากพลังงานสูญเสียน้อยกว่า เนื่องจากแสงที่สว่างขึ้นไม่สูญเสียให้เลนส์



รูปที่ 2.16 แผ่นเรืองแสงและทีเอฟทีในระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟฟีแบบทางอ้อม

แผ่นเรืองแสงจะสร้างจากสารซีเซียมไอโอไดด์ (Cesium Iodide) ที่โคปด้วยธาตุเลียม (Thallium ,บริษัท Siemens, Philips, GE, Thomson) มีความหนาประมาณ 200-500 ไมโครเมตร อาจทำจากสารอื่นๆ ก็ได้แล้วแต่บริษัทผู้ผลิต เช่น กาดอลเลียม ไดออกไซด์ ซัลไฟด์ (Gadolinium dioxide sulphide) ที่โคป ด้วย เทอเบียม (Terbium , บริษัท Canon) ทำหน้าที่เปลี่ยนเอ็กซ์เรย์ให้เป็แสงสว่างความยาวคลื่น 550 นาโนเมตร โดยมีความสามารถในการเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นแสงได้ประมาณ 45% เมื่อเทียบกับ โซเดียมไอโอไดด์ (NaI, บริษัท TI) ซึ่งค่อนข้างต่ำกว่า แต่จะให้ความยาวคลื่นที่เหมาะสมกับโฟโตไดโอดที่ออกแบบมามากกว่า เมื่อสารเรืองแสง ให้แสงไปกระทบกับโฟโตไดโอดจะให้ช่วงตอบสนองความยาวคลื่นตั้งแต่ 400 นาโนเมตรจนถึง 1100 นาโนเมตร แต่ช่วงทำงานที่เหมาะสมสำหรับการนำไปสร้างภาพจะใช้ช่วง 500-600 นาโนเมตรเท่านั้น จากนั้นแสงดังกล่าวจะถูกเปลี่ยนเป็น สัญญาณไฟฟ้าและจะถูกดักจับประจุเหล่านี้โดยทีเอฟที

ทีเอฟทีจะมีโครงสร้างหลักๆ 2 ส่วนคือส่วนแรกทำหน้าที่รับอิเล็กตรอนจากโฟโตไดโอด และส่วนที่สองทำหน้าที่รวบรวมประจุที่เกิดขึ้นตามความเข้มแสงที่ได้รับในแต่ละตำแหน่งพิกเซลชั้นต่างๆ มีรายละเอียดต่อไปนี้



รูปที่ 2.17 ลักษณะโครงสร้างของแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบทีเอฟที

1. อิเล็กโทรดชั้นบน และชั้นไดอิเล็กตริก (Top electrode and dielectric layer) ทำหน้าที่เป็นขั้วบวก ซึ่งแผ่นไดอิเล็กตริก จะต่อเชื่อมกับแหล่งจ่ายไฟขั้วบวกทำหน้าที่ดักเก็บประจุบวกที่เกิดขึ้นหลังจากรับเอ็กซ์เรย์

2. ชั้นที่เป็นผลึกสารซีลีเนียมอะมอร์ฟัส (Selenium amorphous) ทำหน้าที่ให้ประจุแตกตัวออกมาหลังจากรับเอ็กซ์เรย์ โดยที่ในชั้นนี้จะมีคู่อิออนบวกและลบเป็นคู่ๆ อย่างสมดุล เมื่อได้รับเอ็กซ์เรย์จะทำให้ประจุทั้งสองแยกจากกันโดยประจุลบจะวิ่งไปยังส่วนที่เป็นไดอิเล็กตริก ซึ่งมีไฟขั้วบวกตั้งอยู่ ส่วนประจุบวกจะไปยังส่วนอิเล็กโทรดรวบรวมประจุ (Charge collection electrode) ซึ่งจะรวบรวมประจุส่งต่อไปยังตัวเก็บประจุ

3. ตัวเก็บประจุทำหน้าที่เก็บรวบรวมประจุในแต่ละพิกเซลโดยจะมีเฟต (FET) ทำหน้าที่เป็นสวิตช์ปล่อยหรือกักประจุไฟฟ้าตามคำสั่งที่ควบคุมจากด้วยคอมพิวเตอร์ ค่าประจุไฟฟ้าดังกล่าวจะถูกส่งไปยังส่วนขยายสัญญาณและส่งไปยังคอมพิวเตอร์เพื่อประมวลผลเป็นภาพ จำนวนเฟตที่มีมากมายในบนแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์ บางครั้งจะเรียกว่าทึนฟิล์มทรานซิสเตอร์ (Thin film transistor, TFT) ตามลักษณะแผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์นั่นเอง

แผ่นตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบทีเอฟที จะมีความหนาประมาณ 0.5 มิลลิเมตรเท่านั้นและให้ความละเอียดสูงถึงประมาณ 5-10 ล้านพิกเซล ในพื้นที่ขนาด 14x17 นิ้ว (2560x3072 พิกเซล) ปัจจุบันขนาดของพิกเซลที่ใช้อยู่ที่ประมาณ 129 ไมครอน แต่ละพิกเซล จะมีระยะอิลิเมนต์พิทช์ (Element pitch) เท่ากับ 139 ไมครอน (อิลิเมนต์พิทช์เท่ากับครึ่งระยะทางระหว่างพิกเซลสองจุดที่ติดกัน) เช่น จุดกึ่งกลางระหว่างพิกเซลสองพิกเซลห่างกัน 278 ไมครอน ดังนั้น อิลิเมนต์พิทช์ เท่ากับ 139 ไมครอน เป็นต้น ค่า MTF ที่ระดับ 2.5 lp/mm จะมี 52%, และ DQE ที่ 1.5 lp/mm เท่ากับ 75%. มีความเป็นเชิงเส้นสูง

## แนวคิดการออกแบบระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟี

### ในด้านคุณภาพของภาพ

1. จะต้องให้รายละเอียดสูงกว่าระบบคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟีและระบบภาพถ่ายฟิล์ม

2. ให้รายละเอียดสูงทั้งระยะและคอนทราสต์
3. ประสิทธิภาพของระบบสูงเมื่อเทียบกับปริมาณเอ็กซ์เรย์ที่ใช้

### ในด้านโครงสร้างทางกายภาพ

1. จะต้องไม่ปรับเปลี่ยนรูปลักษณะจากระบบภาพถ่ายฟิล์ม
2. ต้องสามารถตรวจสอบความผิดพลาดของระบบเองอัตโนมัติเพื่อป้องกันความ

### ผิดพลาด

ในการทำงานและผู้ป่วยจะไม่ได้รับปริมาณเอ็กซ์เรย์มากเกินไปจนเกิดความจำเป็น

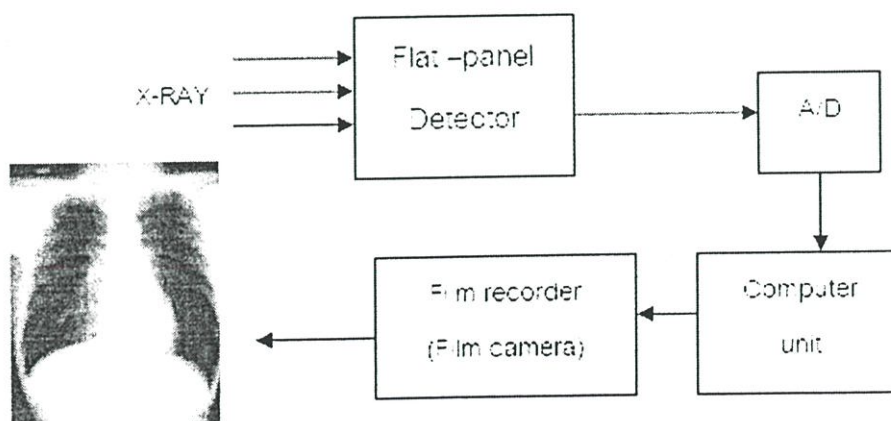
1. พื้นที่รับเอ็กซ์เรย์จะต้องมีขนาดเท่ากับฟิล์ม (14x17 นิ้ว)
2. ใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์ ชนิด โซลิดสเตตแทนการใช้ฟิล์มหรืออิมเมจเพลต
3. มีความคงทนต่อการใช้งานหนัก

### การเชื่อมต่อระบบคอมพิวเตอร์

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

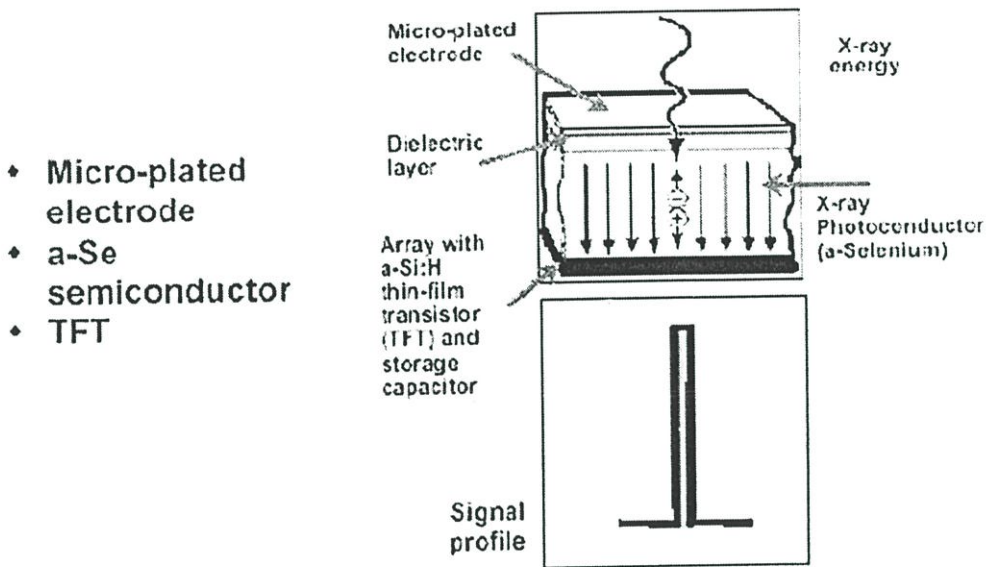
### 2.4.2.3 ระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตคอนดักเตอร์ที่เอพีที (Direct digital radiography systems with photoconductor TFT)

เตอร์ที่เอพีที (Direct digital radiography systems with photoconductor TFT)

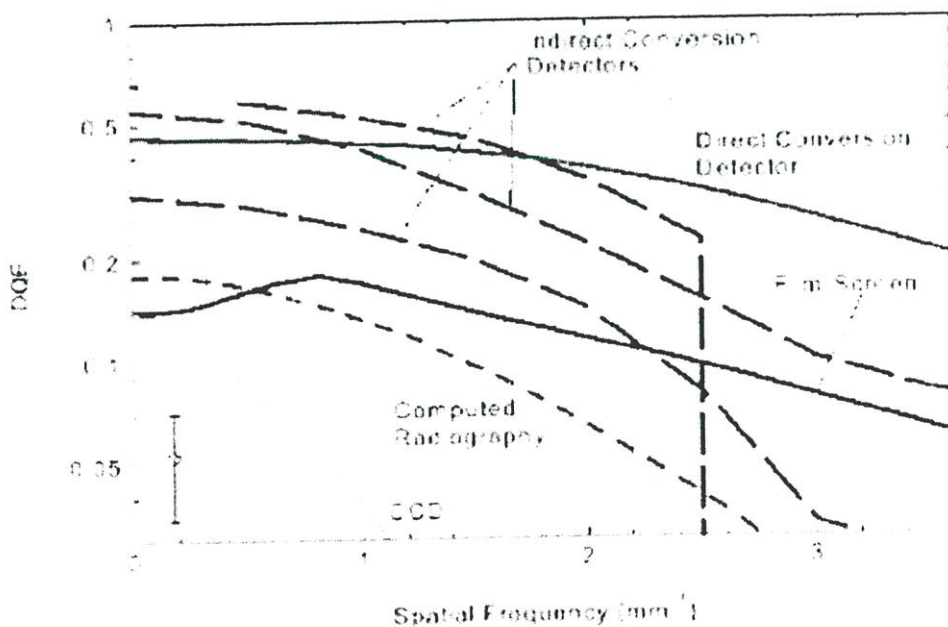


รูปที่ 2.18 ผังการทำงานของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรง

ระบบนี้เป็นระบบที่ใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบแฟลตพาเนล ที่ไม่ต้องมีสารเคลือบเรืองแสงซึ่งทำหน้าที่เปลี่ยนจากพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นแสง แต่สามารถเปลี่ยนเอ็กซ์เรย์เป็นสัญญาณไฟฟ้าโดยตรงทำให้การสูญเสียพลังงานต่ำมาก สามารถเปลี่ยนพลังงานเอ็กซ์เรย์เป็นสัญญาณไฟฟ้าได้มากกว่า 99 % ซึ่งสูงกว่าซีซีดี (60-70%) ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบแฟลตพาเนลมีขนาดกว้าง 14 x 17 นิ้ว



รูปที่ 2.19 โครงสร้างระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีแบบทางตรงโดยใช้ตัวรับเอ็กซ์เรย์แบบโฟโตคอนดักเตอร์ที่เอพที



รูปที่ 2.20 ความถี่ของระยะ (Spatial frequency) และ DQE ของระบบดิจิทัลเรดิโอกราฟฟีเมื่อเทียบกับระบบอื่นๆ

### ข้อดีของดิจิตอลเรดิโอกราฟี

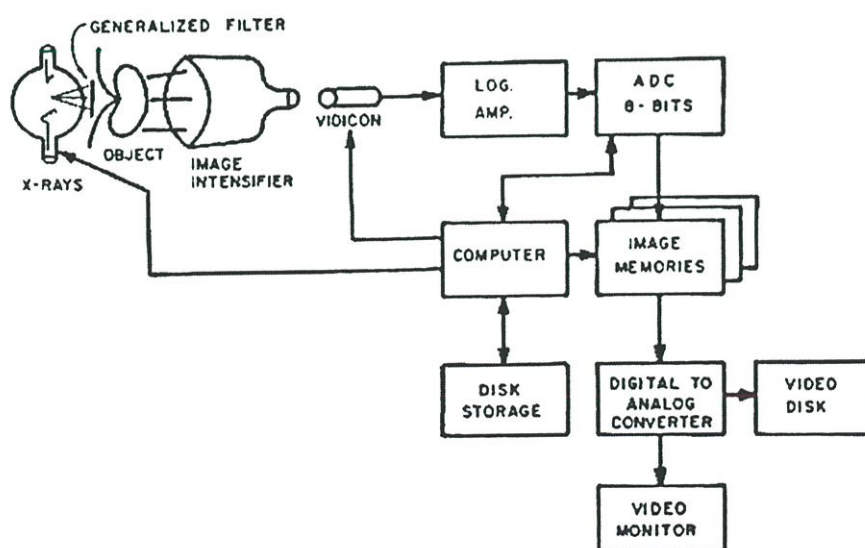
1. ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อย
2. ลดข้อผิดพลาดในการสร้างภาพ ( Over or Under exposure )
3. ลดการเอกซเรย์ซ้ำ ลดปริมาณฟิล์มเสีย
4. สร้างภาพขยายภาพเพื่อดูรายละเอียดเฉพาะจุด
5. บันทึกภาพระบบดิจิตอล, สร้างภาพเปรียบเทียบได้
6. สามารถพิมพ์ภาพเพิ่มได้
7. การจัดเก็บฐานข้อมูลฟิล์มสัมพันธ์กับฐานข้อมูลผู้ป่วย
8.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

### ข้อด้อยของระบบดิจิตอลเรดิโอกราฟี

1. ใช้เครื่องมือเฉพาะไม่สามารถใช้กับเครื่องเอกซเรย์ระบบถ่ายภาพแบบฟิล์ม
2. ราคาสูง บำรุงรักษายากและค่าใช้จ่ายในการซ่อมแพง

#### 2.4.3 ดิจิตอลฟลูออโรสโคปี (Digital Fluoroscopy)

เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีเป็นเครื่องตรวจวินิจฉัยภาพรังสีเช่นเดียวกับเครื่องฟลูออโรสโคปี เพียงแต่มีอุปกรณ์เพิ่มเติมที่ทำให้ระบบการบันทึกภาพเป็นแบบดิจิตอล ซึ่งส่วนใหญ่จะเหมือนกับส่วนประกอบของเครื่องดิจิตอลเรดิโอกราฟี ต่างกันที่ตัวรับภาพเอ็กซ์เรย์ ซึ่งวิธีที่เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปีใช้รับเอ็กซ์เรย์แล้วสร้างเป็นภาพจะเหมือนกับเครื่องฟลูออโรสโคปีแบบธรรมดาที่ประกอบไปด้วยแผ่นอิมเมจเพลตติดอยู่บนหลอดขยายแสง (Image intensifier tube) เครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี จึงมีความสามารถและประสิทธิภาพสูงกว่าเครื่องทั่วไป



รูปที่ 2.21 ผังการทำงานของเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี

## ส่วนประกอบเครื่องดิจิตอลฟลูออโรสโคปี

### 2.4.3.1 หลอดเอ็กซ์เรย์ (X-ray tube) ที่เหมาะสำหรับดิจิตอลฟลูออโรสโคปี มีดังนี้

1. ต้องใช้หลอดชนิดควบคุมกริด (Grid control) เพื่อให้สามารถควบคุมการใช้งานระบบพัลส์ฟลูออโรสโคปี (Pulse fluoroscopy) ได้ โดยหลอดจะให้เอ็กซ์เรย์ออกมาเป็นช่วงสั้นๆ อย่างรวดเร็วแทนการให้เอ็กซ์เรย์อย่างต่อเนื่อง ทำให้ลดปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วยได้มากกว่า 50%
2. งานโลหะทำจากทั้งสแตน ก้านแอโนดทำจากแกรไฟท์เพื่อมิให้ความร้อนสูงๆ ไปยังโรเตอร์ (Rotor) มากเกินไปเพราะอาจเสียหายได้
3. เป็นหลอดเอ็กซ์เรย์ชนิดที่มีความจุความร้อนสูง (High heat capacity) ไม่น้อยกว่า 0.8-1 M.H.U. ทำให้สามารถใช้งานได้นานๆ โดยไม่มีปัญหาเรื่องของการระบายความร้อน
4. มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของงานแอโนดกว้างประมาณ 200 มิลลิเมตรจะช่วยให้การระบายความร้อนดียิ่งขึ้น
5. มีรอบความเร็วของงานแอโนด สูงไม่น้อยกว่า 9000 รอบต่อนาที (rpm.) ทำให้การระบายความร้อนได้อย่างรวดเร็ว
6. มีขนาดโฟกอลสปอต (Focal spot) ขนาดเล็กโดยขนาดโฟกอลสปอตเล็ก (Small focal spot) ควรจะมีขนาด 0.2-0.6 มิลลิเมตรและขนาดของโฟกอลสปอตใหญ่ (Large focal spot) ประมาณ 0.6-1.2 มิลลิเมตร เพื่อช่วยให้การสร้างภาพที่มีขนาดเล็กเช่นเส้นเลือดต่างๆ มองเห็นชัดเจนขึ้น

### 2.4.3.2 หลอดขยายแสง (Image intensifier tube) ที่เหมาะสำหรับดิจิตอลฟลูออโรสโคปี มีดังนี้

1. จะต้องมีควมกว้างของฟอสเฟอร์เข้า (Input phosphor) ไม่น้อยกว่า 9 นิ้ว แต่ขนาดที่เหมาะสมควรเป็น 12 นิ้ว จะทำให้เห็นภาพในขอบเขตที่ครอบคลุมได้เกือบทั้งหมดที่ตรวจ โดยเฉพาะบริเวณช่องท้อง ที่ต้องการพื้นที่กว้าง หลอดขยายแสงที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางกว้างจะทำให้มีค่าการขยายความสว่าง (Brightness gain) ที่สูงแต่ก็จะมีราคาแพงมากขึ้นเช่นกัน
2. มีค่าแฟกเตอร์การแปลง (Conversion factor) สูง ทั้งนี้เพราะจะทำให้ประสิทธิภาพในการเปลี่ยนพลังงานรังสีให้กลายเป็นความสว่างได้มากยิ่งขึ้น ช่วยให้ผู้ป่วยได้รับ ปริมาณรังสีน้อยลง
3. มีค่าการขยายฟลักซ์ (Flux gain) สูงจะช่วยให้ค่าความสว่างสูงช่วยลดปริมาณรังสีที่ใช้

## 2.5 คณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง

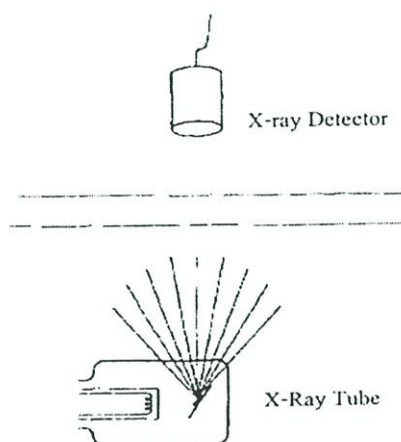
### 2.5.1 การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

จุดมุ่งหมายของคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวาง คือ การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนของการฉายเอ็กซ์เรย์ไปยังวัตถุ การที่เราเอ็กซ์เรย์ไปยังวัตถุและตรวจจับเอ็กซ์เรย์ที่ถูกดูดกลืน ค่าของเอ็กซ์เรย์

ที่ถูกดูดกลืน จะเรียกว่า ข้อมูลโปรเจกชัน ซึ่งการหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน แบ่งออกเป็น 3 กรณี คือ[7][8][9][10]

### 2.5.1.1 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 1 ค่า และการฉายแสงไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกัน

ตลอด



รูปที่ 2.22 ลำเอ็กซ์เรย์ที่ฉายไปยังวัตถุที่มีเนื้อเดียวกันตลอด

พิจารณารูปที่ 2.22 ถ้าเราทำการฉายเอ็กซ์เรย์ไปยังวัตถุ จะได้ความสัมพันธ์ระหว่าง  $N, \Delta N, \Delta x$  และ  $\mu$  ดังสมการที่ (2.1)

$$\frac{\Delta N}{N} \cdot \frac{1}{\Delta x} = -\mu \quad (2.1)$$

จากนั้นจึงหาลิมิตโดยให้  $\Delta x$  มีค่าเข้าใกล้ 0 จะได้ดังสมการที่ (2.2)

$$\frac{1}{N} dN = -\mu dx \quad (2.2)$$

อินทิเกรตทั้ง 2 ข้างของสมการ จะได้

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = -\mu \int_0^x dx \quad (2.3)$$

จัดรูปสมการใหม่ โดยการเอาลิมิตการอินทิเกรตทั้ง 2 ข้าง จะได้

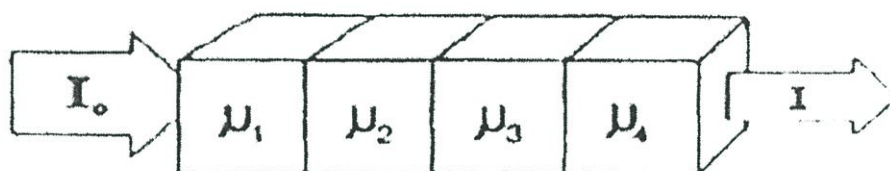
$$\ln N - \ln N_0 = -\mu x \quad (2.4)$$

จัดสมการใหม่ จะ ได้ความสัมพันธ์ระหว่าง โฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุ กับ โฟตอนที่ออกจากวัตถุ ดังสมการที่ 2.5

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2.5)$$

- ซึ่ง  $N$  คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุ  
 $N_0$  คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุ  
 $\mu$  คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน  
 $x$  คือ ความหนาของวัตถุ

2.5.1.2 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า แต่มีการฉายแสงไปยังวัตถุเพียง 1 ครั้ง



รูปที่ 2.23 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่า

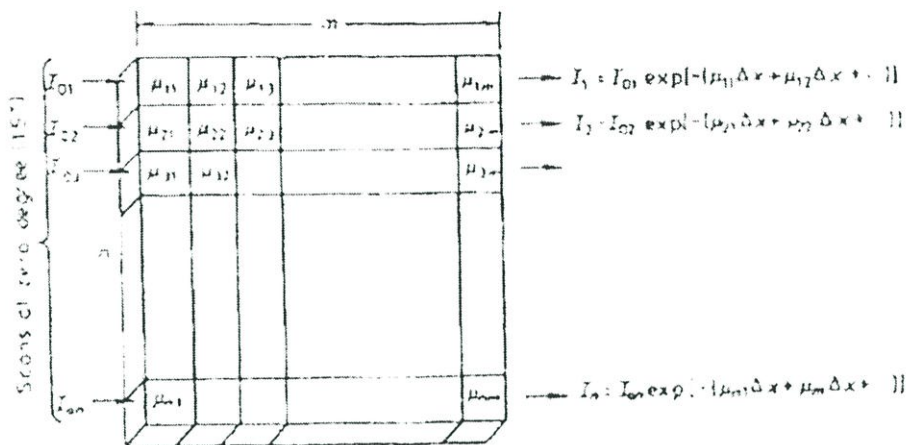
พิจารณารูปที่ 2.23 เป็นการฉายรังสีเอ็กซ์ผ่านชิ้นส่วนของเนื้อเยื่อซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน 4 ค่า คือ  $\mu_1, \mu_2, \mu_3$  และ  $\mu_4$  จะ ได้ความสัมพันธ์ระหว่าง  $I$  กับ  $I_0$  ดังสมการที่ 2.6

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

ซึ่ง  $x$  คือ ระยะทางของลำอิเล็กตรอน จากนั้นจึงเอาลอการิธึม คูณทั้ง 2 ข้าง จะได้

$$P(x) = \sum_{i=1}^4 \mu_i x \quad (2.7)$$

### 2.5.1.3 กรณีที่มีค่าสัมประสิทธิ์ดูดกลืนหลายค่า และมีการฉายรังสีหลายทิศทาง



รูปที่ 2.24 ฉายรังสีไปยังวัตถุที่มีค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนหลายค่าและมีการฉายรังสีหลายทิศทาง

พิจารณารูปที่ 2.24 จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างโฟตอนที่ฉายไปยังวัตถุกับโฟตอนที่ออกจากวัตถุดังสมการที่ 2.8

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

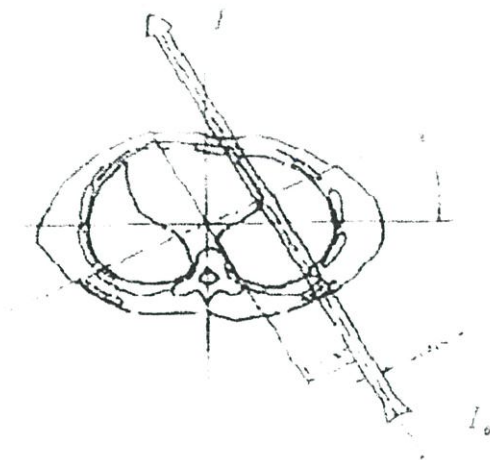
จัดรูปสมการใหม่ จะได้

$$P_i(x) = (\mu_{i1} + \mu_{i2} + \mu_{i3} + \dots + \mu_{im})\Delta x
 \tag{2.9}$$

ต่อมาพิจารณารูปที่ 2.25 เป็นภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์ ซึ่งจะถือว่าเป็นวัตถุที่มีสารหลายชนิดประกอบกัน จะได้ความสัมพันธ์  $I_0$  กับ  $I$  ดังสมการที่ 2.10

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

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



รูปที่ 2.25 แสดงภาพตัดขวางของร่างกายมนุษย์

จากนั้น จึงจัดรูปสมการใหม่ จะได้สมการที่ 2.11

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

ซึ่ง  $I_0$  คือ จำนวนโฟตอนที่ฉายเข้าไปในวัตถุจากด้าน A

$I$  คือ จำนวนโฟตอนที่ออกจากวัตถุทางด้าน B

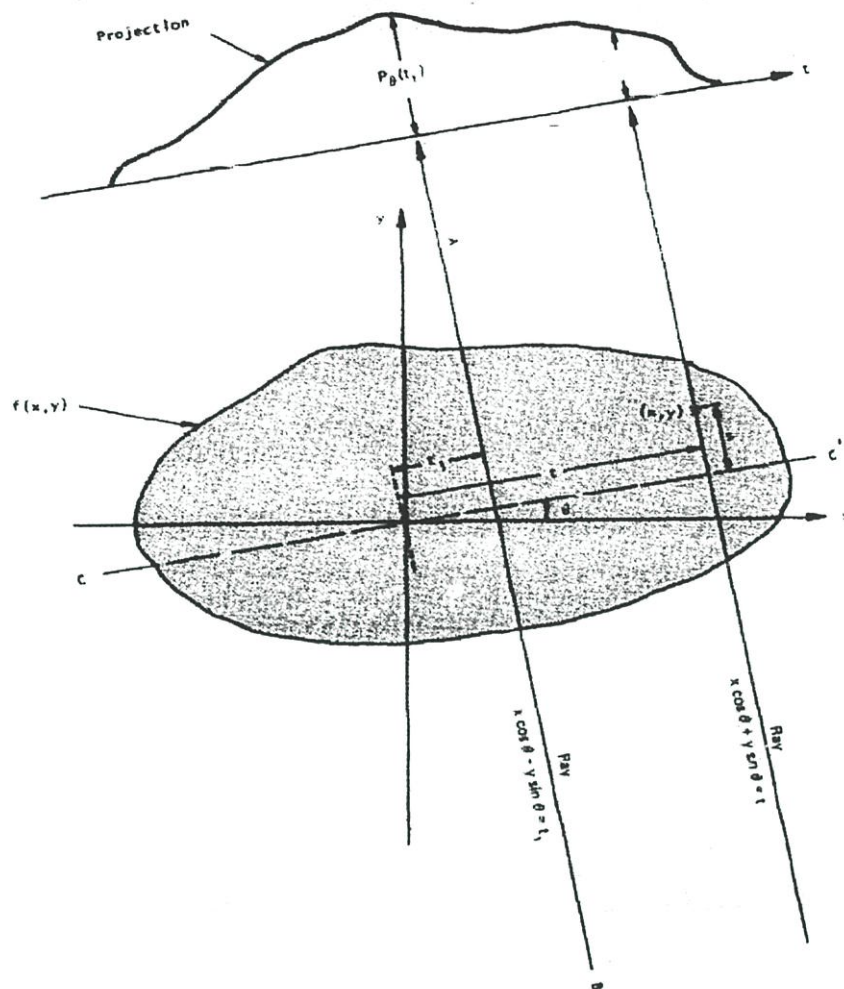
$du$  คือ ระยะทางตลอดความยาว AB

$f(x, y)$  คือ ค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน

อย่างไรก็ตาม ในคอมพิวเตอร์ถ่ายภาพตัดขวางนั้น การหาค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน  $f(x, y)$  นั้น เราจะต้องทำการฉายรังสีไปยังวัตถุมากกว่า 1 มุม จากการที่หมุนแหล่งกำเนิดรังสีเอ็กซ์และตัวตรวจจับนั้น จะได้ข้อมูล โปรเจกชันที่มุมแตกต่างกัน ซึ่งข้อมูลโปรเจกชันนี้เราจะนำไปใช้ในการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุ

### 2.5.2 การอินทิเกรตในแนวเส้น (Line Integrals) และการโปรเจกชัน (Projections)

การอินทิเกรตในแนวเส้น เป็นการแสดงถึงการอินทิเกรตของตัวแปรของวัตถุตลอดแนวเส้น จากรูปที่ 2.26 แสดงถึงการใช้ระบบพิกัด (Coordinate system) อธิบายการอินทิเกรตในแนวเส้นและการโปรเจกชัน จากภาพ สมมติให้  $f(x, y)$  คือวัตถุรูปร่าง 2 มิติ และสมการของเส้น AB ในรูปที่ 2.26 คือ [11]



รูปที่ 2.26 โปรเจกชันของวัตถุ  $f(x, y)$  ที่มุม  $\theta$

$$x \cos \theta + y \sin \theta = t \quad (2.12)$$

จากความสัมพันธ์ใน (2.12) จะได้นิยามของการอินทิเกรตในแนวเส้น คือ

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

ใช้เดลต้า ฟังก์ชัน เจียนใหม่ได้เป็น

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

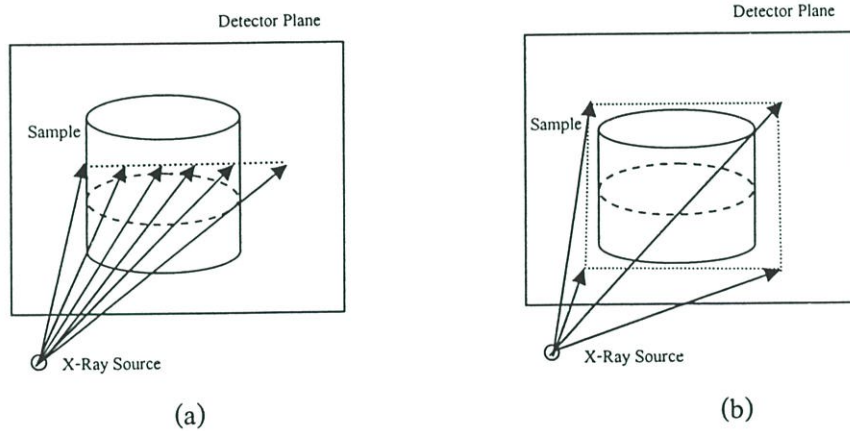
สมการที่ 2.14 เป็นสมการ โปรเจกชันแบบขนาน

# บทที่ 3

## ทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางแบบกรวย

### 3.1 บทนำ

ขั้นตอนการคำนวณที่ใช้ในการสร้างภาพตัดขวางแบบกรวยในวิทยานิพนธ์นี้จะกล่าวถึงเฉพาะวิธีของเฟลแคมป์ (Feldkamp cone-beam) ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ทางเดินลำแสงแบบกรวย หรือ 3 มิติ โดยหลักการของเฟลแคมป์นั้น มาจากการพิสูจน์ทางเรขาคณิตของทางเดินลำแสงแบบพัด (Fan-beam) หรือแบบ 2 มิติ ดังรูปที่ 3.1 ดังนั้นในบทนี้จึงขอกกล่าวถึงทฤษฎีทางเรขาคณิตและการสร้างภาพตัดขวางจากโปรเจกชันแบบพัดก่อน ต่อจากนั้นจึงเป็นการวิเคราะห์เรขาคณิตและการสร้างภาพตัดขวางจากจากโปรเจกชันแบบกรวย



รูปที่ 3.1 เส้นทางเดินของลำแสง (a) แบบพัด และ (b) แบบกรวย

### 3.2 การสร้างภาพตัดขวางจากโปรเจกชันแบบพัด

การวิเคราะห์เรขาคณิตของทางเดินลำแสงแบบพัด จะขึ้นอยู่กับลักษณะทางกายภาพของหัววัดเอ็กซ์เรย์โดยตรง ในที่นี้เราจะกล่าวถึง หัววัดเอ็กซ์เรย์แบบระนาบโค้ง และหัววัดเอ็กซ์เรย์แบบระนาบตรง ผลดังกล่าวทำให้ทางเดินของลำแสงแบบพัดแบ่งได้เป็น 2 รูปแบบคือ[11][12]

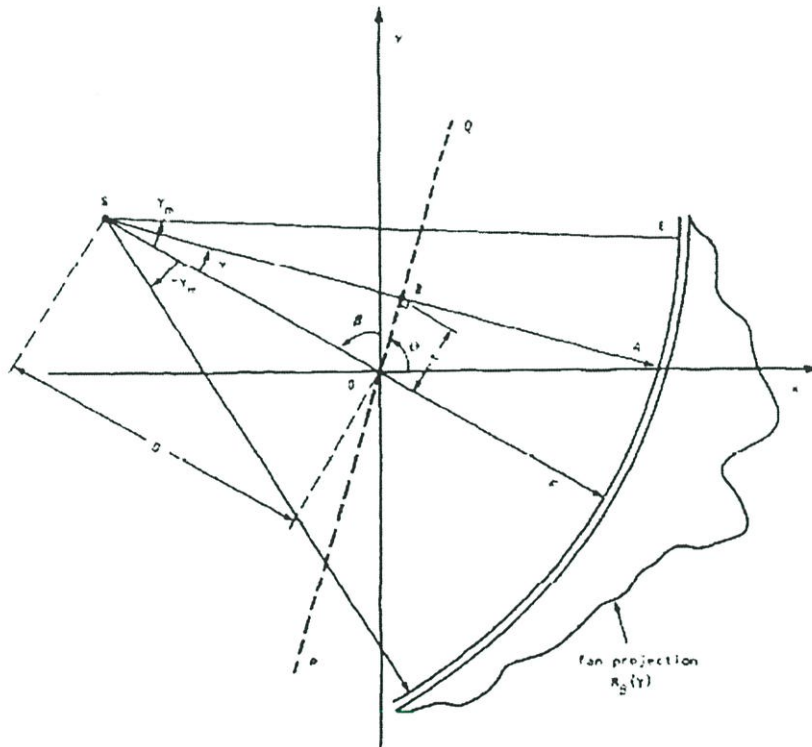
#### 3.2.1 มุมระหว่างเส้นลำแสงเท่ากัน (Equiangular ray)

กำหนดให้  $R_p(s)$  เป็นข้อมูลโปรเจกชันแบบพัด (Fan projection) ดังรูปที่ 3.2 ซึ่ง  $\beta$  เป็นมุมที่ทำกับแกน  $y$  พิจารณาเส้นลำแสง  $\overline{SA}$  ถ้าข้อมูลโปรเจกชันถูกสร้างจากทางเดินลำแสงเป็นแบบขนาน ดังนั้นเส้นลำแสง  $\overline{SA}$  จะเป็นเส้นลำแสงเส้นหนึ่งของโปรเจกชัน  $P_o(t)$  ซึ่งมุม  $\theta$  และระยะ  $t$  สามารถเขียนได้เป็น

$$\theta = \beta + \lambda, \quad t = D \sin \gamma \quad (3.1)$$

เมื่อ  $D$  คือระยะห่างระหว่างแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์  $S$  ถึงจุดกำเนิด  $O$  จากสมการที่ (3.1) และสมการโปรเจกชันแบบขนาน (2.14) ในบทที่ 2 เราสามารถเขียนสมการการสร้างภาพตัดขวางสำหรับทางเดินลำแสงแบบพัดใหม่ได้เป็น

$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-t_m}^{t_m} P_\theta(t) h(x \cos \theta + y \sin \theta) dt d\theta \quad (3.2)$$



รูปที่ 3.2 ข้อมูลโปรเจกชันเมื่อวิเคราะห์ทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีมุมระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน

โดยที่  $t_m$  คือระยะขอบเขตบนแกนตัวรับเอ็กซ์เรย์ โดยสมการที่ (3.2) นี้เป็นการกำหนดช่วงมุมโปรเจกชันอยู่ระหว่าง 0 ถึง 180 องศา อย่างไรก็ตามหากต้องการใช้ข้อมูลโปรเจกชันที่มากกว่าคือระหว่าง 0 ถึง 360 องศา ดังนั้นเขียนสมการ (3.2) ได้ใหม่คือ

$$f(x, y) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-t_m}^{t_m} P_\theta(t) h(x \cos \theta + y \sin \theta) dt d\theta \quad (3.3)$$

จากรูปที่ 3.3 ที่พิกัด  $(x, y)$  หรือที่จุด  $C$  สามารถเขียนให้อยู่ในระบบแกนเชิงขั้ว  $(r, \phi)$  ได้เป็น

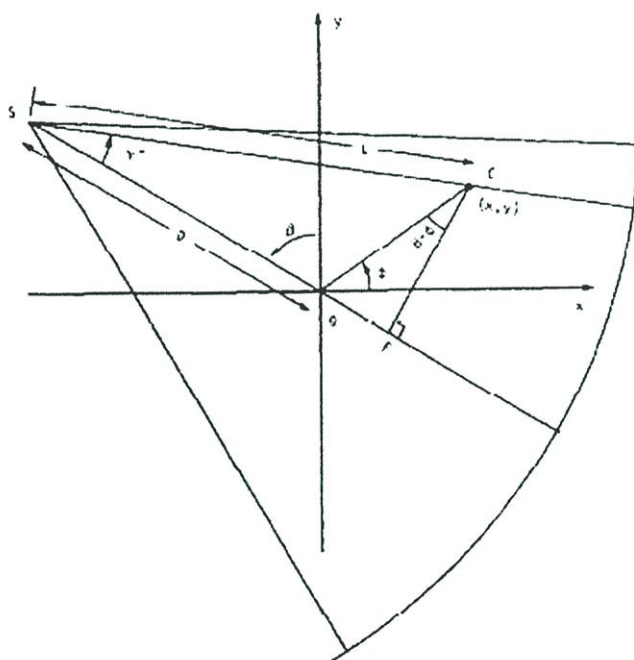
$$x = r \cos \phi, \quad y = r \sin \phi \quad (3.4)$$

ดังนั้นสมการที่ (3.3) เขียนให้อยู่ในรูปแกนเชิงขั้วได้เป็น

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{t_m} \int_{-\gamma}^{\gamma} P_\theta(t) h(r \cos(\theta - \phi) - t) dt d\theta \quad (3.5)$$

จากความสัมพันธ์ในสมการที่ (3.1) จะได้

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_{-\gamma}^{2\pi-\gamma} \int_{-\sin^{-1}(t_m/D)}^{\sin^{-1}(t_m/D)} P_{\beta+\gamma} (D \sin \gamma) \cdot h(r \cos(\beta + \gamma - \phi) - d \sin \gamma) D \cos \gamma dy d\beta \quad (3.6)$$



รูปที่ 3.3 เรขาคณิตของทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีมุมระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน

โดยที่  $dt d\theta = D \cos \gamma dy d\beta$  สำหรับช่วงขอบเขต  $-\gamma$  ถึง  $2\pi - \gamma$  สำหรับ  $\beta$  จะครอบคลุมมุมโปรเจกชัน 360 องศา และ  $\beta$  เป็นฟังก์ชันที่เป็นคาบอาจแทนได้ด้วย 0 ถึง  $2\pi$  ส่วน  $\sin^{-1}(t_m/D)$  จะมีค่าเท่ากับ  $\gamma$  สำหรับขอบเขตของเส้นลำแสง ดังรูปที่ 3.2 คือ  $\overline{SE}$  ดังนั้นอาจเขียนขอบเขตได้ใหม่เป็น  $\gamma_m$  และ  $\gamma_{-m}$  ตามลำดับ สำหรับเทอมโปรเจกชัน  $P_{\beta+\gamma}(D \sin \gamma)$  จะเป็น

ผลมาจากเส้นลำแสง  $SA$  การโปรเจกชันแบบขนาน  $P_\theta(t)$  ซึ่งทำให้เกิดโปรเจกชันแบบพัด  $R_\beta(\gamma)$  สมการที่ (3.6) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} R_\beta(\gamma) h(r \cos(\beta + \gamma - \phi) - D \sin \gamma) D \cos \gamma d\gamma d\beta \quad (3.7)$$

พารามิเตอร์ในฟังก์ชัน  $h$  สามารถกระจายได้เป็น

$$r \cos(\beta + \gamma - \phi) - D \sin \gamma = r \cos(\beta - \phi) \cos \gamma - (r \sin(\beta - \phi) + D) \sin \gamma \quad (3.8)$$

ให้  $L$  เป็นระยะห่างระหว่างแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์  $S$  ถึงจุด  $(x, y)$  หรือ  $(r, \phi)$  ในระบบแกนเชิงขั้ว และแทนด้วยจุด  $C$  ในรูป 3.3 ซึ่ง  $L$  เป็นฟังก์ชันของตัวแปร 3 ตัวคือ  $r, \phi, \beta$  กำหนดให้  $\gamma'$  เป็นมุมของเส้นลำแสงที่ผ่านจุดนี้  $(r, \phi)$  จะสามารถแสดงได้ว่า

$$L \cos \gamma' = D + r \sin(\beta - \phi), \quad L \sin \gamma' = r \cos(\beta - \phi) \quad (3.9)$$

$$L(r, \phi, \beta) = \sqrt{[D + r \sin(\beta - \phi)]^2 + [r \cos(\beta - \phi)]^2} \quad (3.10)$$

และ

$$r' = \tan \left[ \frac{r \cos(\beta - \phi)}{D + r \sin(\beta - \phi)} \right] \quad (3.11)$$

นำสมการ (3.9) แทนใน (3.8) ได้

$$r \cos(\beta + \gamma - \phi) - D \sin \gamma = L \sin(\gamma' - \gamma) \quad (3.12)$$

และนำไปแทนใน (3.7) จะได้

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} R_\beta(\gamma) h(L \sin(\gamma' - \gamma)) D \cos \gamma d\gamma d\beta \quad (3.13)$$

สำหรับฟังก์ชัน  $h(L \sin(\gamma' - \gamma))$  เป็นเทอมของการฟิลเตอร์ในรูปของ  $h(t)$  ซึ่งเป็นเทอมการแปลงกลับฟูเรียร์ของ  $|\omega|$  ในโดเมนความถี่

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| e^{j2\pi\omega t} d\omega \quad (3.14)$$

เพราะฉะนั้น

$$h(L \sin \gamma) = \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| e^{j2\pi\omega L \sin \gamma} d\omega \quad (3.15)$$

กำหนด  $\omega'$  ใหม่เป็น

$$\omega' = \frac{\omega L \sin \gamma}{\gamma} \quad (3.16)$$

สมการที่ (3.15) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$h(L \sin \gamma) = \left[ \frac{\gamma}{L \sin \gamma} \right]^2 \int_{-\infty}^{\infty} |\omega'| e^{2\pi\omega' \gamma} d\omega' = \left[ \frac{\gamma}{L \sin \gamma} \right]^2 h(\gamma) \quad (3.17)$$

สมการที่ (3.13) เขียนได้เป็น

$$f(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{L^2} \int_{-\gamma_m}^{\gamma_m} R_\beta(\gamma) g(\gamma' - \gamma) D \cos \gamma d\gamma d\beta \quad (3.18)$$

โดยที่

$$g(\gamma) = \frac{1}{2} \left[ \frac{\gamma}{\sin \gamma} \right]^2 h(\gamma) \quad (3.19)$$

ดังนั้นสมการที่ (3.18) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$f(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{L^2} Q_\beta(\gamma') d\beta \quad (3.20)$$

โดยที่

$$Q_\beta(\gamma) = R_\beta(\gamma') * g(\gamma) \quad (3.21)$$

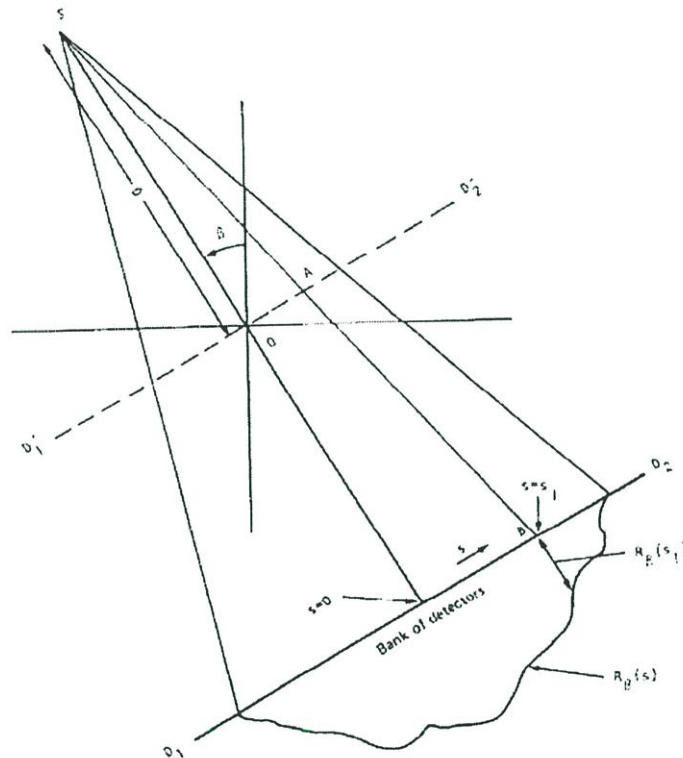
และ

$$R'_\beta(\gamma') = R_\beta(\gamma) \cdot D \cdot \cos \gamma \quad (3.22)$$

สมการที่ (3.20) ถึง (3.22) เป็นสมการที่ใช้สร้างภาพตัดขวางจากโปรเจกชันแบบพัดเมื่อมุมระหว่างเส้นลำแสงมีค่าเท่ากัน

### 3.2.2 ระยะระหว่างเส้นลำแสงเท่ากัน (Equally space collinear detectors)

กำหนดให้  $R_\beta(s)$  เป็นข้อมูลโปรเจกชันแบบพัด โดยที่มุมภายในระหว่างเส้นลำแสงมีระยะห่างเท่าๆกัน



รูปที่ 3.4 ข้อมูลโปรเจกชันเมื่อวิเคราะห์ทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีระยะระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน

จากรูปที่ 3.4 ให้  $\overline{D_1 D_2}$  เป็นแกนเสมือนของหัววัดเอ็กซ์เรย์ ซึ่งตัดผ่านจุดหมุนหรือจุดกำเนิด  $O$  ถ้าให้เส้นลำแสงจากแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ไปยังฉากรับ  $\overline{SB}$  ซึ่งกระทบจุด  $A$  บนแกนสมมติ  $\overline{D_1 D_2}$  จะเห็นได้ว่าลักษณะทางเรขาคณิตจะเป็นเช่นเดียวกันกับเส้นลำแสงที่ไปกระทบจุด  $B$  บนแกน  $\overline{D_1 D_2}$  ของแกนหัววัดเอ็กซ์เรย์จริง และจากรูปที่ 3.5 พิจารณาเส้นลำแสง  $\overline{SA}$  พบว่าระยะ  $s$  จะเท่ากับระยะ  $\overline{OA}$  ถ้าสมมติข้อมูลโปรเจกชันที่ได้เป็นแบบขนาน เส้นลำแสง  $\overline{SA}$  ก็คือเส้นลำแสงที่ตำแหน่ง  $t$  ทำมุม  $\theta$  ของโปรเจกชัน  $P_\theta(t)$  ดังนั้นสมการความสัมพันธ์ระหว่าง  $\beta$  กับ  $t$  ของลำแสงขนานสามารถเขียนได้เป็น



จากสมการที่ (3.23)  $s_m$  คือค่าที่มากที่สุดของ  $s$  ของแต่ละโปรเจกชันซึ่งมีเท่ากับ  $t_m$  ของโปรเจกชันแบบขนาน ส่วนค่าขอบเขต  $-\tan^{-1}(s_m / D)$  และ  $2\pi - \tan^{-1}(s_m / D)$  เป็นมุมอยู่ในช่วง 0 ถึง 360 องศา เขียนความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลโปรเจกชันแบบพัดกับแบบขนานได้เป็น

$$R_\beta(s) = p_{\beta+\gamma} \left( \frac{sD}{\sqrt{D^2 - s^2}} \right) \quad (3.26)$$

แทน โปรเจกชันแบบพัด  $R_\beta(s)$  ในสมการ (3.24) จะได้ว่า

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-s_m}^{s_m} R_\beta(s) \cdot h \left( r \cos \left( \beta + \tan^{-1} \left( \frac{s}{D} \right) - \phi \right) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right) \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (3.27)$$

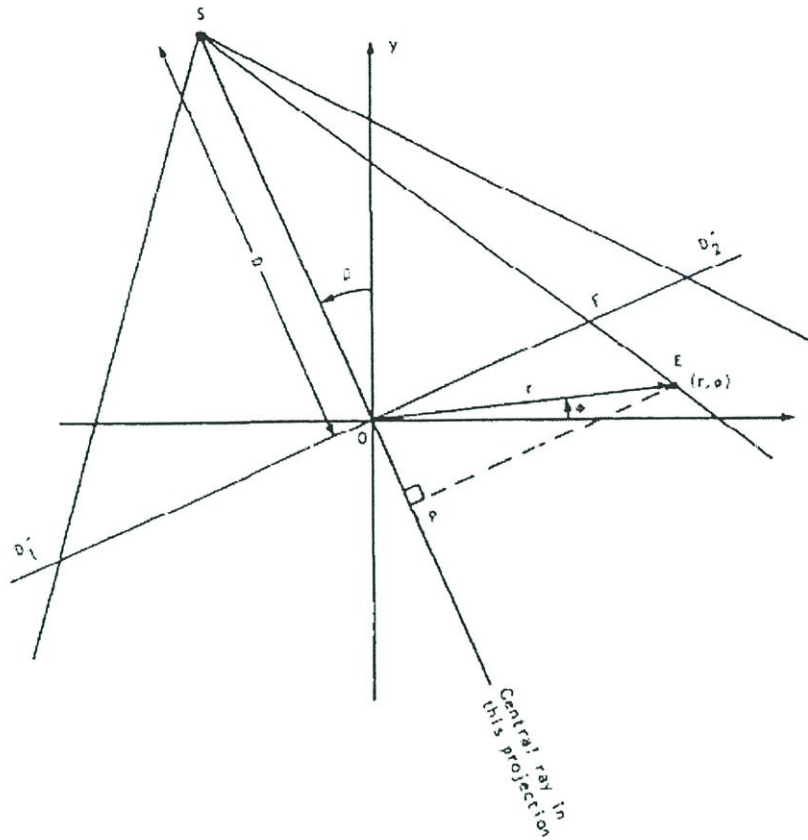
ตัวแปรในเทอมของฟิลเตอร์  $h$  เขียนใหม่ได้เป็น

$$r \cos \left( \beta + \tan^{-1} \left( \frac{s}{D} \right) - \phi \right) - \frac{sD}{\sqrt{D^2 + s^2}} = r \cos(\beta - \phi) \frac{D}{\sqrt{D^2 - s^2}} - (D + r \sin(\beta - \phi)) \frac{s}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad (3.28)$$

เพื่อให้ง่ายในการนำไปใช้งานจริง จึงกำหนดตัวแปรขึ้นใหม่  $U$  ซึ่งเป็นค่าอัตราส่วนระยะสำหรับแต่ละพิกเซล  $(x, y)$  หรือ ระยะ  $SP$  กับระยะจากแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์  $S$  ถึงจุดกำเนิด  $O$  ดังแสดงในรูปที่ 3.6 และแสดงความสัมพันธ์ได้ดังนี้

$$\begin{aligned} U(r, \phi, \beta) &= \frac{\overline{SO} + \overline{OP}}{D} \\ &= \frac{D + r \sin(\beta - \phi)}{D} \end{aligned} \quad (3.29)$$

ตัวแปรใหม่อีกตัวหนึ่งคือ  $s'$  ซึ่งกำหนดขึ้นสำหรับการกำหนดค่าของ  $s$  ของเส้นรังสีที่ผ่านพิกเซล  $(r, \phi)$  และแสดงความสัมพันธ์ได้เป็น



รูปที่ 3.6 เรขาคณิตสำหรับการสร้างตัวแปรขึ้นใหม่ของทางเดินลำแสงแบบพัดที่มีระยะระหว่างเส้นรังสีเท่ากัน

$$\frac{s'}{SO} = \frac{EP}{SP} \quad (3.30)$$

และจะได้ว่า

$$s' = D \frac{r \cos(\beta - \phi)}{D + r \sin(\beta - \phi)} \quad (3.31)$$

นำสมการที่ (3.29) และ (3.31) แทนในสมการที่ (3.28) ได้เป็น

$$r \cos\left(\beta + \tan^{-1} \frac{s}{D} - \phi\right) - \frac{Ds}{\sqrt{D^2 + s^2}} = \frac{s'UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} - \frac{sUD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad (3.32)$$

แทนสมการที่ (3.32) ในสมการที่ (3.27) จะได้ว่า

$$f(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \int_{-s_m}^{s_m} R_\beta(s) \cdot h \left[ (s' - s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right] \frac{D^3}{(D^2 + s^2)^{3/2}} ds d\beta \quad (3.33)$$

สำหรับฟังก์ชัน  $h$  เป็นเทอมของการฟิลเตอร์ในรูปของ  $h(t)$  ซึ่งเป็นเทอมการแปลงกลับฟูเรียร์ของ  $|\omega|$  ในโดเมนความถี่

$$h(t) = \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| e^{j2\pi\omega t} d\omega \quad (3.34)$$

ดังนั้น

$$h \left[ (s' - s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right] = \int_{-\infty}^{\infty} |\omega| e^{j2\pi\omega (s' - s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}}} d\omega \quad (3.35)$$

กำหนด  $\omega'$  ใหม่เป็น

$$\omega' = \omega \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad (3.36)$$

สมการที่ (3.35) สามารถเขียนได้เป็น

$$h \left[ (s' - s) \frac{UD}{\sqrt{D^2 + s^2}} \right] = \frac{D^2 + s^2}{U^2 D^2} \int_{-\infty}^{\infty} |\omega'| e^{2\pi(s' - s)\omega'} d\omega' \quad (3.37)$$

$$= \frac{D^2 + s^2}{U^2 D^2} h(s' - s) \quad (3.38)$$

สมการที่ (3.33) เขียนได้เป็น

$$f(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_\beta(s) g(s' - s) \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} ds d\beta \quad (3.39)$$

โดยที่ 
$$g(s) = \frac{1}{2} h(s) \quad (3.40)$$

ดังนั้นสมการที่ (3.39) สามารถเขียนใหม่ได้เป็น

$$f(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} Q_\beta(s') d\beta \quad (3.41)$$

โดยที่ 
$$Q_\beta(s) = R'_\beta(s) * g(s) \quad (3.42)$$

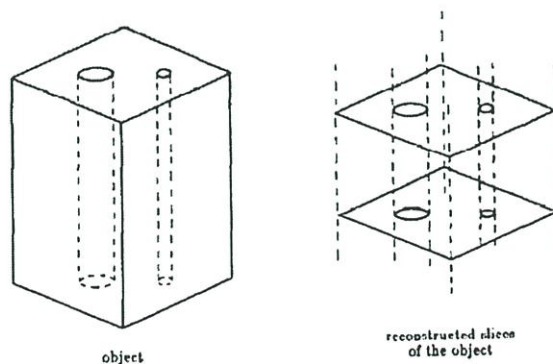
และ 
$$R'_\beta(s) = R_\beta(s) \cdot \frac{D}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad (3.43)$$

สมการที่ (3.41) ถึง (3.43) เป็นสมการที่ใช้สร้างภาพตัดขวางจาก โปรเจกชันแบบพัดเมื่อระยะระหว่างเส้นลำแสงมีค่าเท่ากัน

### 3.3 การสร้างภาพตัดขวางแบบกรวย (Cone-beam reconstruction)

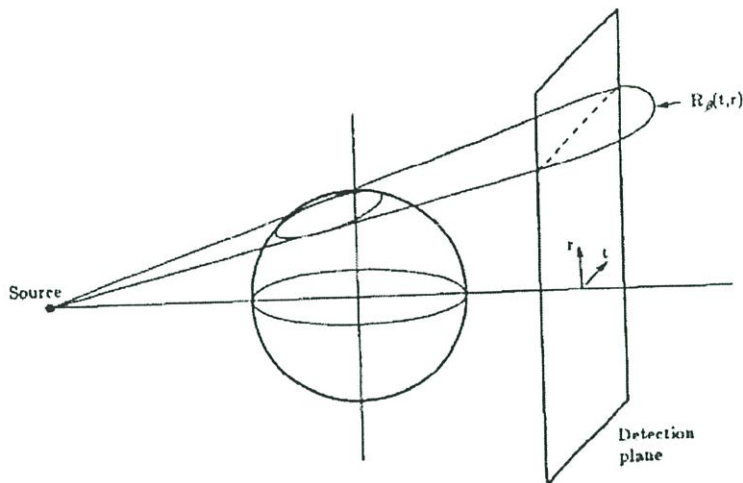
การสร้างภาพตัดขวางของวัตถุแบบ 3 มิติ สามารถทำได้โดยการสร้างภาพตัดขวางของวัตถุแบบ 2 มิติที่หลายๆสไลด์จากสไลด์ปลายล่างสุดของวัตถุจนถึงบนสุดแล้วนำมารวมกันดังรูปที่

3.7



รูปที่ 3.7 การสร้างภาพตัดขวางของวัตถุแบบ 3 มิติ

ในการสร้างภาพตัดขวางที่มีทางเดินลำแสงแบบกรวย จะใช้การวิเคราะห์เช่นเดียวกับทางเดินลำแสงแบบพัด ดังหัวข้อที่ 3.2.2 คือแทนทางเดินแสงแบบพัดที่ทำมุมเอียงกับระนาบ  $(x, y)$  ของภาพแต่ละสไลด์ซึ่งมีจุดหมุนอยู่ที่ตำแหน่งของแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ ดังรูปที่ 3.8



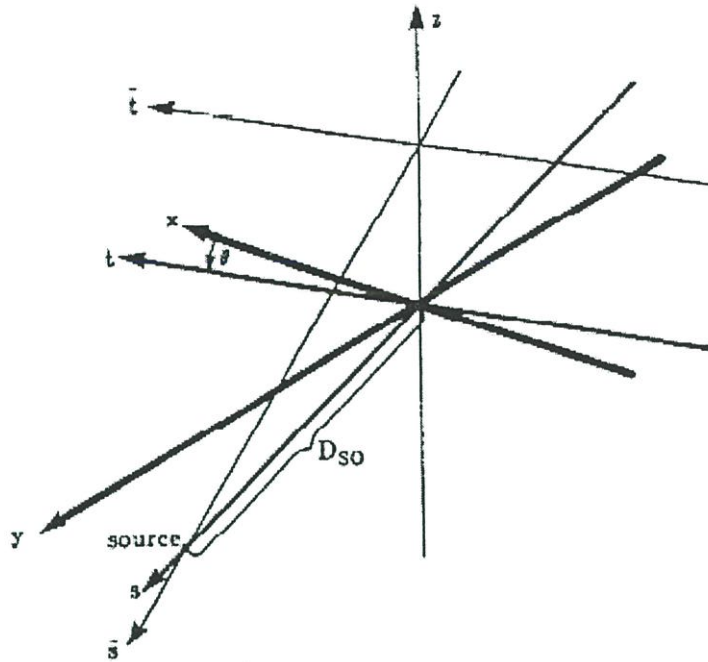
รูปที่ 3.8 การวิเคราะห์ทางเดินแสงแบบกรวยในรูปแบบทางเดินแสงแบบพัด

ข้อดีของการฉายรังสีแบบกรวยคือลดเวลาที่ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสี เนื่องจากในแต่ละมุมจะฉายเอ็กซ์เรย์เพียงครั้งเดียว จากรูปที่ 3.8  $R_B(t, r)$  เป็นโปรเจกชันที่ได้จากหัววัดเอ็กซ์เรย์ซึ่งถูกวางเรียงเป็นระนาบ 2 มิติ และโปรเจกชัน  $R_B(t, r)$  นี้เป็นฟังก์ชันของมุม  $\beta$  และตำแหน่งบนระนาบ 2 มิติ  $(t, r)$

### 3.3.1 โปรเจกชันของวัตถุ 3 มิติ

การวิเคราะห์โปรเจกชันของวัตถุ 3 มิติ จะกำหนดระบบแกนเป็น 2 ส่วน คือระบบแกนของแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์และลำแสง  $(t, s, r)$  และระบบแกนของวัตถุ  $(x, y, z)$  ซึ่งความสัมพันธ์กันจากการหมุนดังรูปที่ 3.9 การหมุนจะมี 2 รูปแบบ แบบแรกจะเหมือนกับการวิเคราะห์ในแบบ 2 มิติ ซึ่งก็คือมุม  $\theta$  ของแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ที่หมุนรอบแกน  $z$  ของแกนวัตถุ ซึ่งทำให้เกิดแกนหมุน  $(t, s, z)$  ส่วนการหมุนรูปแบบที่ 2 คือการหมุนของระนาบลำแสง  $(t, s)$  ที่เป็นรูปพัดรอบแกน  $t$  เป็นมุมเท่ากับ  $\gamma$  ความสัมพันธ์ของการหมุนทั้ง 2 แบบดังกล่าวสามารถเขียนในรูปของสมการเมตริกได้เป็น

$$\begin{bmatrix} t \\ s \\ r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \gamma & \sin \gamma \\ 0 & -\sin \gamma & \cos \gamma \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (3.44)$$



รูปที่ 3.9 ความสัมพันธ์ระหว่างระบบแกนหมุนของแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์และลำแสง  $(t, s, r)$   
รอบระบบแกนวัตถุ  $(x, y, z)$

โปรเจกชันแบบขนานของวัตถุ 3 มิติ  $f$  มีสมการคือ

$$P_{\theta,r}(t,r) = \int_{-s_m}^{s_m} f(t,s,r) ds \quad (3.45)$$

จากสมการที่ (3.45) โปรเจกชันเป็นฟังก์ชันของ 4 ตัวแปรคือ  $(t, \theta)$  จะเป็นตัวแปรสำหรับระบุนขนาดและทิศทางของระบบแกน  $x-y$  ส่วนตัวแปร  $(r, \gamma)$  จะระบุขนาดและทิศทางของระบบแกน  $s-z$  ระบบที่ใช้ทางเดินลำแสงแบบกรวย แหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์จะถูกหมุนด้วยมุมเท่ากับ  $\beta$  และข้อมูลโปรเจกชันถูกแทนด้วย  $R_\beta(p', \zeta')$  ในการหาสมการการสร้างภาพกลับแบบกรวยในขั้นแรกจะกำหนดให้

$$p = \frac{p' D_{SO}}{D_{SO} + D_{DE}} \quad \zeta = \frac{\zeta' D_{SO}}{D_{SO} + D_{DE}} \quad (3.46)$$

ตัวแปร  $D_{SO}$  แทนระยะระหว่างแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์ถึงจุดกึ่งกลางของวัตถุ (จุดกึ่งกลางของการหมุน) ส่วน  $D_{DE}$  แทนระยะจากจุดกึ่งกลางของวัตถุถึงหัววัดเอ็กซ์เรย์ และจากสมการ โปรเจกชันแบบขนาน จะได้ว่า

$$t = p \frac{D_{SO}}{\sqrt{D_{SO}^2 + p^2}} \quad (3.47)$$

$$\theta = \beta + \tan^{-1}(p / D_{SO}) \quad (3.48)$$

โดยที่  $t$  และ  $\theta$  บอกถึงตำแหน่งบนเส้นรังสีแบบพัดที่เอียง และจะได้ว่า

$$r = \zeta \frac{D_{SO}}{\sqrt{D_{SO}^2 + \zeta^2}} \quad (3.49)$$

$$\gamma = \tan^{-1}(\zeta / D_{SO}) \quad (3.50)$$

โดยที่  $r$  และ  $\lambda$  บอกถึงตำแหน่งการเอียงของลำแสงแบบพัด

### 3.3.2 การสร้างภาพตัดขวางแบบกรวยของเฟลด์แคมป์

การสร้างภาพตัดขวางแบบกรวยของเฟลด์แคมป์ก็คือการทำฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชันแบบ 2 มิติ บนแต่ละระนาบพัดที่เอียงไปบนลำแสงแบบกรวย (แต่ละระดับบนแกน  $z$  หรือ  $\zeta$ ) จากนั้นจึงนำผลลัพธ์ที่ได้มารวบรวมและสร้างกลับเป็นภาพตัดขวางแบบ 3 มิติ

เริ่มแรกจะพิจารณาสมการการสร้างภาพกลับแบบพัดสำหรับที่ตำแหน่ง  $(r, \phi)$  ใดๆ

$$g(r, \phi) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{1}{U^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_\beta(p) h(p' - p) \frac{D_{SO}}{\sqrt{D_{SO}^2 + p^2}} dp d\beta \quad (3.51)$$

$$p' = \frac{D_{SO} r \cos(\beta - \phi)}{D_{SO} + r \sin(\beta - \phi)} \quad h(p) = \int_{-w}^w |\omega| e^{j\omega p} d\omega \quad (3.52)$$

$$U(r, \phi, \beta) = \frac{D_{SO} + r \sin(\beta - \phi)}{D_{SO}} \quad (3.53)$$

เขียนสมการความสัมพันธ์  $(r, \phi)$  ให้อยู่ในระบบโคออร์ดิเนตการหมุน  $(t, s)$  ได้คือ

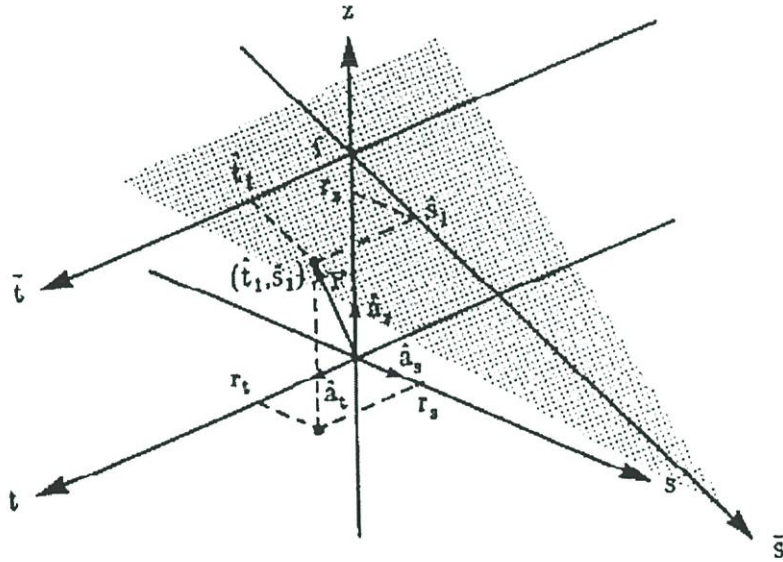
$$t = x \cos \beta + y \sin \beta \quad s = y \cos \beta - x \sin \beta \quad (3.54)$$

$$x = r \cos \phi \quad y = r \sin \phi \quad (3.55)$$

$$p' = \frac{D_{SO} - t}{D_{SO} - s} \quad U(x, y, z) = \frac{D_{SO} - s}{D_{SO}} \quad (3.56)$$

สมการการสร้างภาพตัดขวางแบบพัดเขียนได้เป็น

$$g(t, s) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D_{SO}^2}{(D_{SO} - s)^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_\beta(p) h\left(\frac{D_{SO} - t}{D_{SO} - s} - p\right) \frac{D_{SO}}{\sqrt{D_{SO}^2 + p^2}} dp d\beta \quad (3.57)$$



รูปที่ 3.10 ระบบแกน  $(t', s')$  และแสดงตำแหน่งจุดภายในวัตถุซึ่งสัมพันธ์กับระนาบเอียงรูปพัดของลำแสง

จากรูปที่ 3.10 กำหนดแกน  $(t', s')$  ขึ้นใหม่ เพื่อสำหรับกำหนดตำแหน่งของจุดของการสร้างภาพตัดขวางกลับ ซึ่งเป็นไปตามระนาบพัดที่เอียง และเพราะผลของการเปลี่ยนขนาดทั้งระยะจากแหล่งกำเนิดเอ็กซ์เรย์  $D_{SO}$  และการเปลี่ยนขนาดมุม  $\beta$  ดังนั้นระยะ  $D_{SO}$  ใหม่จึงเขียนได้เป็น

$$D_{SO}'^2 = D_{SO}^2 + \zeta^2 \quad (3.58)$$

ดังนั้นการเพิ่มขึ้นของมุมเล็กๆ  $d\beta'$  กลายเป็น

$$D_{SO}d\beta = D'_{SO}d\beta' \quad dB' = \frac{d\beta D_{SO}}{\sqrt{D_{SO}^2 + \zeta^2}} \quad (3.59)$$

แทนตัวแปรจากสมการที่ (3.59) ใน (3.56) จะได้เป็น

$$g(t', s') = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D_{SO}'^2}{(D_{SO}' - s')^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_{\beta'}(p, \zeta) h\left(\frac{D_{SO}' - \tilde{t}}{D_{SO}' - \tilde{s}} - p\right) \frac{D_{SO}'}{\sqrt{D_{SO}'^2 + p'^2}} dp d\beta' \quad (3.60)$$

ในการที่เปลี่ยนแกนกลับไปเป็นแกนดั้งเดิม  $(t, s, z)$  สามารถแทนค่ากลับได้เป็น

$$\tilde{t} = t, \quad \frac{\tilde{s}}{D_{SO}'} = \frac{s}{D_{SO}}, \quad \frac{\zeta}{D_{SO}'} = \frac{z}{D_{SO} - s} \quad (3.61)$$

และแทนค่าจากสมการ (3.58) และ (3.59) จะได้ว่า

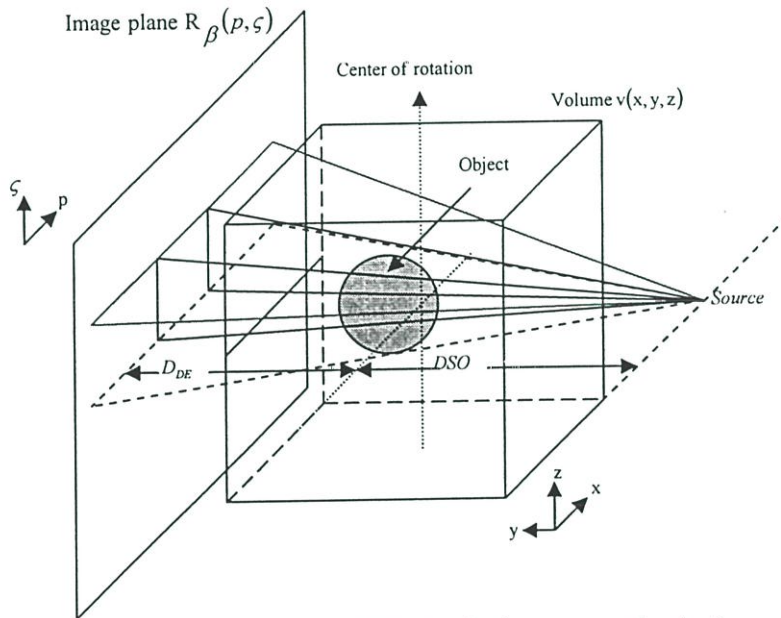
$$g(t, s) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D_{SO}^2}{(D_{SO} - s)^2} \int_{-\infty}^{\infty} R_{\beta}(p, \zeta) h\left(\frac{D_{SO} - t}{D_{SO} - s} - p\right) \frac{D_{SO}}{\sqrt{D_{SO}^2 + \zeta^2 + p^2}} dp d\beta \quad (3.62)$$

สมการที่ (3.62) เป็นสมการการสร้างภาพตัดขวางสำหรับระนาบเอียงรูปตัดใดๆของลำแสงแบบกรวยของเฟลด์แคมป์

## บทที่ 4

# ทฤษฎีการปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางชนิดลำแสงกรวยกรณิ หลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ

### 4.1 บทนำ



รูปที่ 4.1 วัตถุซึ่งอยู่บนระบบแกน  $(x, y, z)$  ได้รับเอ็กซ์เรย์จากหลอดเอ็กซ์เรย์แบบลำแสงกรวย เกิดเป็นข้อมูลโปรเจกชันบนระบบแกนของตัวรับภาพ  $(\rho, \zeta)$

จากทฤษฎีการสร้างภาพตัดขวางแบบกรวยในบทที่ 3 สรุปได้ว่าสมการการสร้างภาพตัดขวางสำหรับวัตถุ 3 มิติแบบลำแสงกรวยของเฟลด์แคมป์ หรือ ฟิเตอร์เบ็ค โปรเจกชัน 3 มิติ คือ[13]

$$g(x, y, z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{Dso^2}{(Dso - s)^2} \int_{-\infty}^{\infty} R(p, \zeta, \beta) h\left(\frac{(Dso)t}{Dso - s} - p\right) \frac{Dso}{\sqrt{Dso^2 + p^2 + \zeta^2}} dp d\beta \quad (4.1)$$

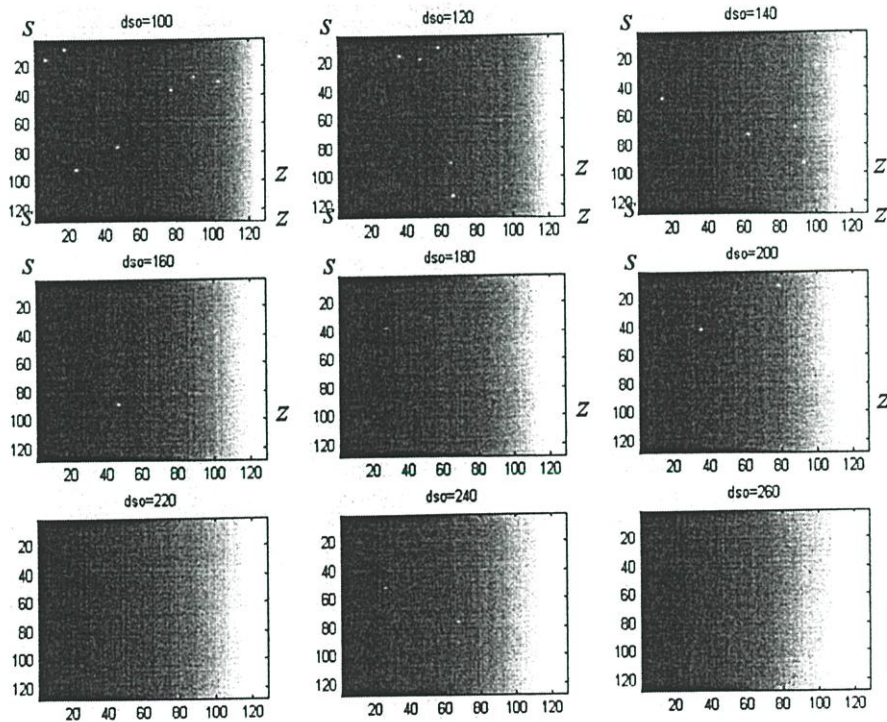
- โดยที่  $g(x, y, z)$  คือ ข้อมูลเชิงปริมาตรของการสร้างภาพตัดขวาง  
 $Dso$  คือ ระยะห่างจากหลอดเอ็กซ์เรย์ถึงวัตถุตามแนวแกน  $z$   
 $\beta$  คือ มุมที่หลอดเอ็กซ์เรย์หมุนไปเมื่อเทียบกับแกน  $y$   
 $R(p, \zeta, \beta)$  คือ ข้อมูลโปรเจกชันเชิงปริมาตร  
 $t, s$  คือ ตำแหน่งบนแกนหมุน  $(t, s)$  ซึ่งเกิดจากการหมุนของหลอดเอ็กซ์เรย์

#### 4.2 ฟังก์ชันน้ำหนักในสมการสร้างภาพตัดขวางสำหรับวัตถุ 3 มิติแบบลำแสงกรวยของเฟลด์แคมป์

จากสมการที่ (4.1) ของเฟลด์แคมป์ข้างต้น เทอม  $\frac{Dso^2}{(Dso-s)^2}$  สามารถเขียนเป็นฟังก์ชันน้ำหนักได้ดังนี้

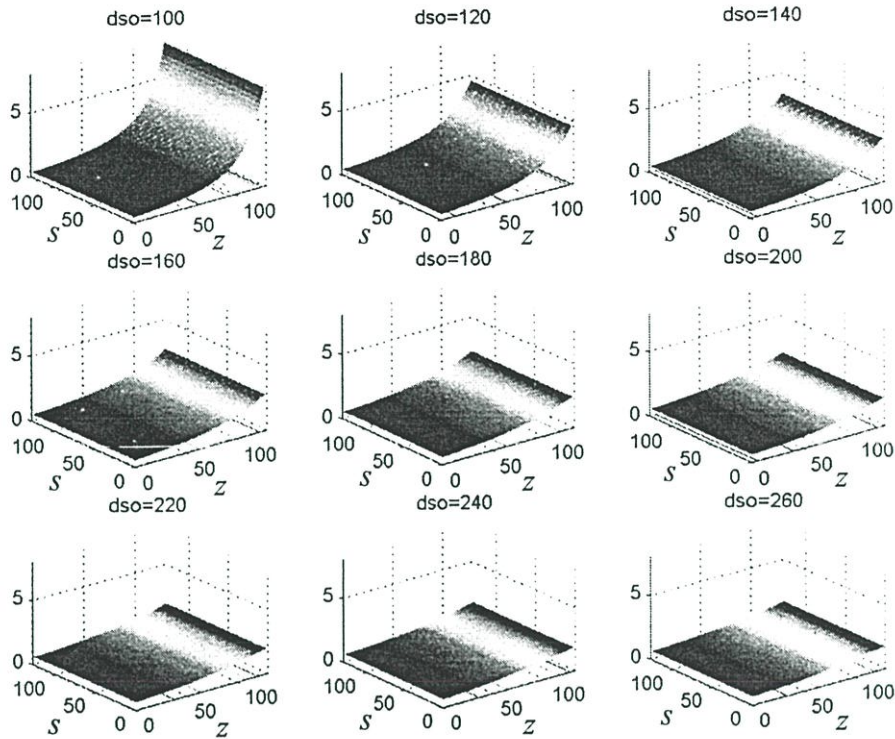
$$W_{dist}(s, z) = \frac{Dso^2}{(Dso-s)^2} \quad (4.2)$$

โดยที่  $W_{dist}(s, z)$  แทนฟังก์ชันน้ำหนักตามระยะห่าง (Distance weight) ซึ่งเป็นระยะตามแนวแกน  $z$  ฟังก์ชันดังกล่าวเมื่อนำมาพล็อตกราฟตามระดับความเข้มจะได้ผลคังรูปข้างล่าง โดยแกนนอนแทนระยะห่างตามแนวแกน  $z$  แกนตั้งแทนด้วยระยะ  $s$  ในแต่ละกราฟย่อยเป็นการแสดงผลในแต่ละค่า  $Dso$  เริ่มจากน้อยไปมาก ส่วนระดับความเข้มในกราฟที่ความเข้มมากหมายถึงค่าน้ำหนักมาก ความเข้มน้อยค่าน้ำหนักมีค่าน้อย[13]



รูปที่ 4.2 ค่าฟังก์ชันน้ำหนักตามระยะห่างซึ่งเปลี่ยนแปลงตามค่าระยะ  $z$  ในแต่ละค่า  $Dso$

กราฟความเข้มของฟังก์ชันน้ำหนักคังรูปที่ 4.2 สามารถพล็อตในรูปแบบ 3 มิติ ได้คังรูปที่ 4.3



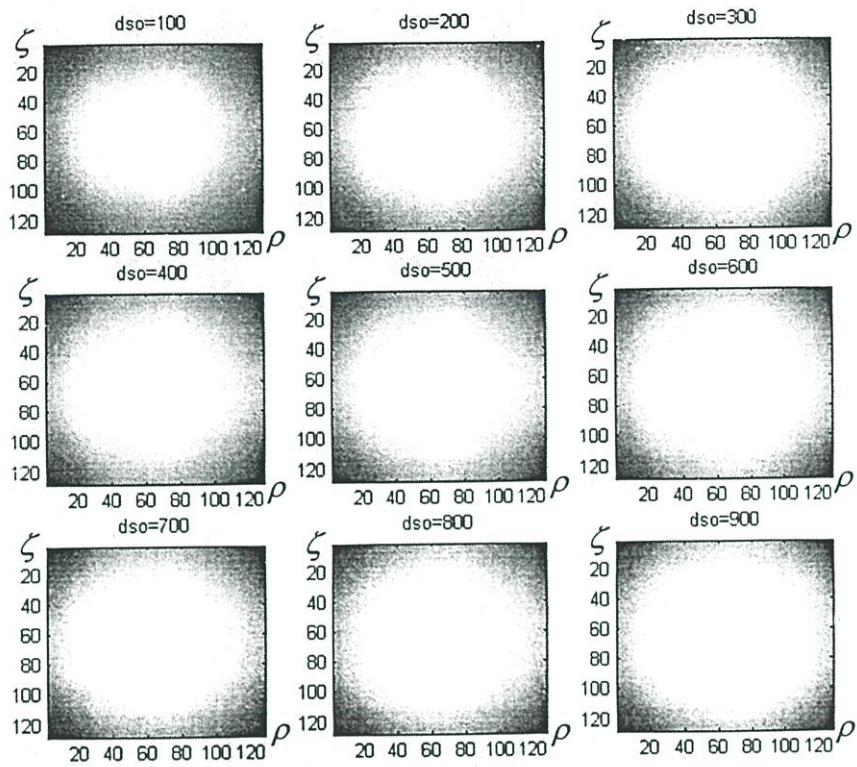
รูปที่ 4.3 กราฟความเข้มของฟังก์ชันน้ำหนักตามระยะที่แสดงในรูปแบบ 3 มิติ

กราฟที่ 4.2 และ 4.3 แสดงให้เห็นว่าค่าฟังก์ชันน้ำหนักตามระยะจะมีค่าลดลงตามแนวแกน  $z$  และจะมีความเป็นเชิงเส้นที่ระยะ  $Dso$  ที่มีค่ามาก

จากสมการที่ (4.1) ของเฟลด์แคมป์ข้างต้น เทอม  $\frac{Dso}{\sqrt{Dso^2 + p^2 + \zeta^2}}$  สามารถเขียนเป็นฟังก์ชันน้ำหนักได้ดังนี้

$$W_{\cos}(p, \zeta) = \frac{Dso}{\sqrt{Dso^2 + p^2 + \zeta^2}} \quad (4.3)$$

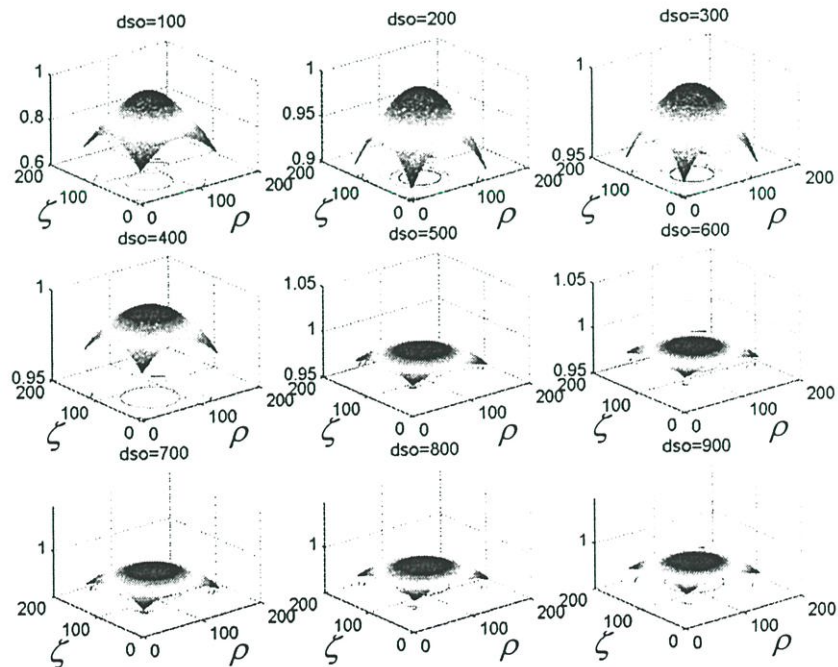
โดยที่  $W_{\cos}(p, \zeta)$  แทนฟังก์ชันน้ำหนักแบบโคไซน์ (Cosine weight) ซึ่งจะกระจายบนแกนของตัวรับภาพ  $(p, \zeta)$  ฟังก์ชันดังกล่าวเมื่อนำมาพล็อตกราฟตามระดับความเข้มจะได้ผลดังรูปข้างล่าง โดยแกนนอนแทนระยะห่างตามแนวแกน  $\zeta$  แกนตั้งแทนด้วยระยะ  $p$  ในแต่ละกราฟย่อยเป็นการแสดงผลในแต่ละค่า  $Dso$  เริ่มจากน้อยไปมาก ส่วนระดับความเข้มในกราฟที่ความเข้มมากหมายถึงค่าน้ำหนักมาก ความเข้มน้อยค่าน้ำหนักมีค่าน้อย



รูปที่ 4.4 ค่าฟังก์ชันนำหน้าแบบโคไซน์ซึ่งจะกระจายบนแกนของตัวรับภาพ  $\rho, \zeta$  ในแต่ละ

ค่า  $D_{so}$

กราฟความเข้มของฟังก์ชันนำหน้าดังรูปที่ 4.4 สามารถถือในรูปแบบ 3 มิติ ได้ดังรูปที่ 4.5



รูปที่ 4.5 กราฟความเข้มของฟังก์ชันนำหน้าโคไซน์ที่แสดงในรูปแบบ 3 มิติ

กราฟที่ 4.4 และ 4.5 แสดงให้เห็นว่าค่าฟังก์ชันน้ำหนักโคไซน์จะมีค่าค่อยๆลดลงจากจุดศูนย์กลางของระนาบรับภาพตามรัศมีของวงกลมที่มากขึ้น แต่ที่ค่า  $D_{so}$  มาก การเปลี่ยนแปลงค่าของฟังก์ชันน้ำหนักโคไซน์ดังกล่าวจะมีผลน้อย

สำหรับความสัมพันธ์ระหว่างพิกัดหมุนของหลอดเอ็กซ์เรย์  $(t, s)$  ซึ่งเทียบกับพิกัดของวัตถุ  $(x, y, z)$  สามารถแสดงได้ดังนี้

$$\begin{aligned} t &= x \cos \beta + y \sin \beta \\ s &= -x \sin \beta + y \cos \beta \end{aligned} \quad (4.4)$$

#### 4.3 ขั้นตอนการคำนวณการสร้างตัดขวางแบบลำแสงกรวยของเฟลด์แคมป์หรือฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน 3 มิติ (Normal Feldcamp)

จากสมการของเฟลด์แคมป์ข้างต้น สามารถนำมาสรุปเป็นขั้นตอนของฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน 3 มิติ ได้ดังต่อไปนี้[13][14]

1. นำข้อมูลโปรเจกชัน  $R(p, \zeta, \beta)$  มาคูณด้วยฟังก์ชันน้ำหนักแบบโคไซน์  $\frac{D_{so}}{\sqrt{D_{so}^2 + \zeta^2 + p^2}}$  แทนผลการคูณด้วย  $R'(p, \zeta, \beta)$

$$R'(p, \zeta, \beta) = R(p, \zeta, \beta) \frac{D_{so}}{\sqrt{D_{so}^2 + \zeta^2 + p^2}} \quad (4.5)$$

2. คอนโวลูชันโปรเจกชัน  $R'(p, \zeta, \beta)$  กับฟิลเตอร์ที่เราออกแบบไว้  $h(p)$  ในที่นี้แทนผลลัพธ์ของการคอนโวลูชันด้วยฟังก์ชัน  $Q(p, \zeta, \beta)$

$$Q(p, \zeta, \beta) = R'(p, \zeta, \beta) * h(p) \quad (4.6)$$

3. คำนวณค่าพิกัด  $t, s$  บนแกนหมุนของหลอดเอ็กซ์เรย์ จากแต่ละค่าพิกัด  $x, y, z$  บนแกนวัตถุ เพื่อนำไปใช้ในขั้นตอนที่ 4.

$$\begin{aligned} t &= x \cos \beta + y \sin \beta \\ s &= -x \sin \beta + y \cos \beta \end{aligned} \quad (4.7)$$

4. นำ  $Q(p, \zeta, \beta)$  มาคูณด้วยฟังก์ชันน้ำหนักตามระยะ  $\frac{D_{so}^2}{(D_{so} - s)^2}$  แล้วทำการโปรเจกชันกลับด้วยการอินทิเกรตครบรอบ ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าความเข้มของแต่ละพิกเซลบนแกน 3 มิติของวัตถุที่เราต้องการ

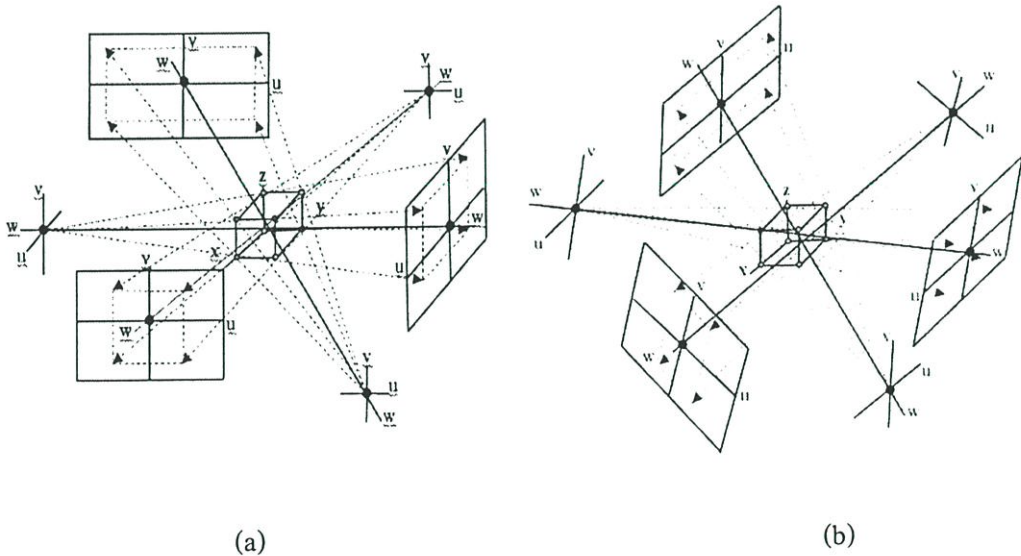
$$g(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{D_{SO}^2}{(D_{SO} - s)^2} Q(p, \zeta, \beta) d\beta \quad (4.8)$$

5. นอร์มอลไลซ์ค่า  $g(x, y, z)$  ที่ได้จากข้อ 4 จากข้อมูลทั้งปริมาตร

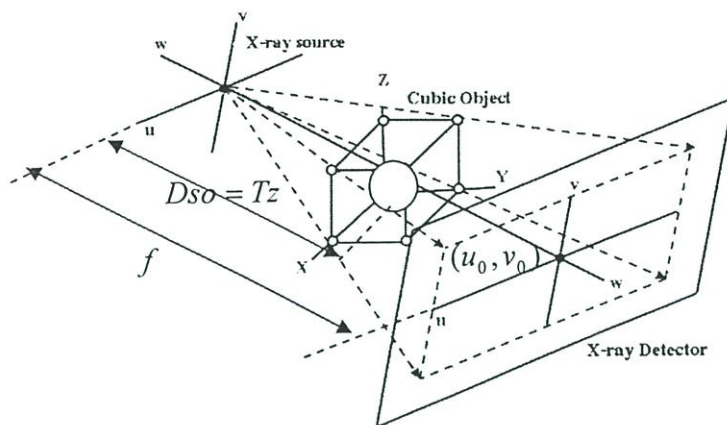
$$g'(x, y, z) = c \cdot g(x, y, z) \quad (4.9)$$

#### 4.4 เรขาคณิตของระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้สำหรับการหาค่าตัวแปรการปรับทิศทาง

ขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางชนิดลำแสงกรวยข้างต้น มาจากการพิสูจน์ทางทฤษฎีในบทที่ 3 ซึ่งอยู่บนพื้นฐานที่ว่า แกนของ หลอดเอ็กซ์เรย์ วัตถุ และหัววัดเอ็กซ์เรย์จะต้องมีจุดศูนย์กลาง (ในที่นี้คือจุดกำเนิดของแกน) ร่วมกัน หรือสามารถลากเส้นผ่านจุดกำเนิดของระบบแกนทั้ง 3 ระบบข้างต้นได้เป็นแนวเส้นตรงเดียวกัน ในกรณีที่การวางตำแหน่งของวัตถุไม่ถูกต้อง หรือการวางตำแหน่งของหลอดเอ็กซ์เรย์มีความคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงดังรูปที่ 4.6 ซึ่งจะมีผลทำให้แกนของวัตถุไม่ได้ถูกวางไว้ในแนวเดียวกันกับหลอดเอ็กซ์เรย์และหัววัดเอ็กซ์เรย์ และเมื่อนำข้อมูลโปรเจกชันแบบกรวยดังกล่าวมาใช้ในขั้นตอนการคำนวณฟิลเตอร์เบ็ค โปรเจกชันแบบ 3 มิติ ดังที่แสดงในหัวข้อ 4.2 ผลของภาพตัดขวางที่ได้จะไม่ถูกต้อง ในหัวข้อนี้จึงได้นำเสนอวิธีการปรับปรุงขั้นตอนการคำนวณฟิลเตอร์เบ็ค โปรเจกชันแบบ 3 มิติของข้อมูลที่ได้มาจากการวางตำแหน่งที่ไม่เป็นแนวกันดังกล่าว เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ภาพตัดขวางแบบ 3 มิติที่ต้องการ



รูปที่ 4.6 ระบบแกนของหลอดเอ็กซ์เรย์ ( $u, v, w$ ) และระบบแกนโลก ( $x, y, z$ ) (a) ที่อยู่ในแนวเดียวกัน (b) ไม่อยู่ในแนวเดียวกัน



รูปที่ 4.7 ระบบแกนของหลอดเอ็กซเรย์  $(u, v, w)$  และระบบแกนโลก  $(x, y, z)$

จากรูปที่ 4.7 ข้อมูลภาพโปรเจกชันแบบ 2 มิติ ที่หัววัดเอ็กซเรย์รับได้ วางตัวอยู่บนแกน  $(u, v, w)$  ส่วนจุดตำแหน่งของวัตถุวางตัวอยู่บนแกนโลก  $(x, y, z)$  ความสัมพันธ์ทั้ง 2 แกนในระบบโฮโมจีเนียสสามารถแสดงได้ดังนี้

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

โดยที่  $M$  คือตัวแปรการปรับทิศทาง ซึ่งเป็นเมตริกที่แสดงความสัมพันธ์ของแกนโลกและแกนของหลอดเอ็กซเรย์ และ  $M$  สามารถกระจายได้ดังนี้

$$M = K[I_3 | O_3] \begin{bmatrix} R & -T \\ O_3^T & I \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

นำ สมการ (4.11) แทนในสมการ (4.10) จะได้ว่า

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix} = K[I_3 | O_3] \begin{bmatrix} R & -T \\ O_3^T & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

เมตริก  $K$  ในสมการที่ (4.12) เป็นพารามิเตอร์ภายใน (Intrinsic parameter) ที่เกี่ยวข้องกับการปรับขนาดภาพ (image scaling) โดยที่

$$K = \begin{bmatrix} f \cdot a & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & f \cdot b & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

จากรูปที่ 4.7  $f$  คือความยาวของโฟกัสของโปรเจกชัน ซึ่งหมายถึงคือระยะระหว่างหลอดเอ็กซ์เรย์ไปยังกึ่งกลางหัววัดเอ็กซ์เรย์ซึ่งเป็นระนาบที่ไว้รับภาพ  $a$  และ  $b$  คือ ตัวคูณในการแปลงหน่วยพิกเซลเป็นหน่วยความยาวจริง ส่วน  $(u_0, v_0)$  แทนจุดกึ่งกลางหัววัดเอ็กซ์เรย์หรือกึ่งกลางของระนาบภาพซึ่งในรูปที่ 4.7 ระบบแกน  $(u, v)$  เทียบเท่ากับระบบแกน  $(\rho, \zeta)$  ในรูปที่ 4.1

เมตริก  $R$  และ  $T$  เป็นพารามิเตอร์ภายนอก (Extrinsic parameter) ของหลอดเอ็กซ์เรย์ เมตริก  $R$  แสดงถึงแกนการหมุนไปของหลอดเอ็กซ์เรย์  $(u, v, w)$  เมื่อเทียบกับแกนโลก  $(x, y, z)$  โดยที่การหมุนรอบแกนของ  $x, y$  และ  $z$  ก็คือ เกิดการกว้างออก (pan)เอียง (tilt) และกลิ้ง (roll) ตามลำดับ เมตริก  $T$  เป็นเมตริกที่บ่งบอกถึงการเลื่อนแกนของหลอดเอ็กซ์เรย์  $(u, v, w)$  ไปจากแกนโลก  $(x, y, z)$  หรือเขียนแทนได้เป็น  $(Tx, Ty, Tz)$

ในการหาค่าเมตริก  $M$  เราจะทำการแทนค่าจุดตำแหน่งของวัตถุ  $X = [x \ y \ z \ 1]^T$  ซึ่งเป็นจุดบนแกนโลกที่เราทราบค่า และแทนจุดของภาพ 2 มิติ  $[u \ v]^T$  ซึ่งอยู่บนแกนหลอดเอ็กซ์เรย์แทนค่าในสมการ (4.10) ผลที่ได้คือ[15][16]

$$\begin{bmatrix} \alpha u \\ \alpha v \\ \alpha \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} & m_{14} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} & m_{24} \\ m_{31} & m_{32} & m_{33} & m_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

$$\begin{bmatrix} \alpha u \\ \alpha v \\ \alpha \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_{11}x + m_{12}y + m_{13}z + m_{14} \\ m_{21}x + m_{22}y + m_{23}z + m_{24} \\ m_{31}x + m_{32}y + m_{33}z + m_{34} \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

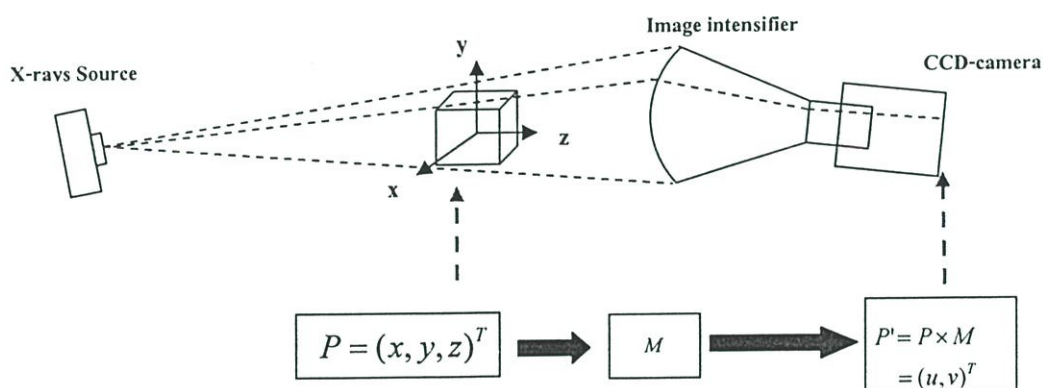
ทำการนอร์มอลไลซ์ให้สมาชิกที่ 3 เป็น 1 เราจะได้สมการ

$$\begin{aligned} u(m_{31}x + m_{32}y + m_{33}z + m_{34}) &= m_{11}x + m_{12}y + m_{13}z + m_{14} \\ v(m_{31}x + m_{32}y + m_{33}z + m_{34}) &= m_{21}x + m_{22}y + m_{23}z + m_{24} \end{aligned} \quad (4.16)$$

ดังนั้นเราจะได้สมการเชิงเส้น 2 สมการสำหรับจุดของตำแหน่งวัตถุ 3 มิติหนึ่งจุดและจุดในภาพ 2 มิติที่สอดคล้องกัน ทำการเขียนสมการ (4.16) ใหม่ในรูปของเมตริกได้เป็น

$$\begin{bmatrix} x & y & z & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -ux & -uy & -uz & -u \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x & y & z & 1 & -vx & -vy & -vz & -v \\ & & & & & & & M & & & & \end{bmatrix} \begin{bmatrix} m_{11} \\ m_{12} \\ M \\ m_{34} \end{bmatrix} = 0 \quad (4.17)$$

หรือ  $AM = 0$  (4.18)



รูปที่ 4.8 ผังความสัมพันธ์ของค่าพิกัดบนแกนวัตถุ  $(x, y, z)$  ซึ่งถูกแปลงเป็นค่าพิกัดบนแกนของระบบรับภาพผ่านตัวแปรการแปลง  $M$

ถ้า  $n$  เป็นจำนวนจุดของตำแหน่งวัตถุทั้งหมด เมตริก  $A$  จะมีขนาดเป็น  $2n \times 12$  ในการหาค่าเมตริก  $M$  จะต้องนำเมตริก  $A$  มาทำการแยกแบบค่าเดี่ยว หรือ SVD (Single value decomposition) เพื่อที่จะจัดเมตริก  $A$  ให้อยู่ในรูป  $A = UDV^T$  และจะได้ว่าค่าเอกลักษณ์สุดท้ายของเมตริก  $V$  คือค่าเมตริก  $M$

เมื่อได้เมตริก  $M$  แล้วขั้นตอนต่อไปทำการแยกพารามิเตอร์ภายใน จาก

$$M = [KR | -KRT] = [A|b] \quad (4.19)$$

และจะได้ว่า  $T = -A^{-1}b$  ส่วนการหาค่าเมตริก  $R$  จะต้องทำการแยกเมตริก  $A$  ให้อยู่ในรูปผลคูณของ 2 เมตริก คือ เมตริก  $K$  และ  $R$  โดยใช้วิธีการแยกแบบคิวอาร์ (QR Decomposition)

เมื่อพิจารณาในระบบเอ็กซ์เรย์ที่หลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ เมตริก  $M$  ดังกล่าวคือตัวแปรการปรับทิศทาง ความสัมพันธ์ของค่าพิกัดบนแกนวัตถุ  $(x, y, z)$  ซึ่งถูกแปลงเป็นค่าพิกัดบนแกนของระนาบรับภาพผ่านตัวแปรการปรับทิศทางสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4.8 และแสดงได้ว่า

$$[\rho \ \zeta]^T = M[x \ y \ z]^T \quad (4.20)$$

และสังเกตได้ว่าการวางตัวของหลอดเอ็กซ์เรย์ที่ตำแหน่งใดๆมีผลให้

1. จุดกึ่งกลางของระนาบรับภาพ จากเดิมบนระบบแกน  $(\rho, \zeta)$  ที่พิกัด  $(0,0)$  เปลี่ยนเป็นที่พิกัด  $(u_0, v_0)$  ดังนั้นค่าพิกัด  $\rho$  และ  $\zeta$  ค่าใหม่จะกลายเป็น

$$\begin{aligned} \rho' &= \rho - u_0 \\ \zeta' &= \zeta - v_0 \end{aligned} \quad (4.21)$$

2. ระยะ  $D_{so}$  ที่เปลี่ยนไปไม่คงที่เหมือนกับกรณีปกติ ซึ่งค่า  $D_{so}$  ใหม่จะมีค่าเท่ากับระยะ  $Tz$  หรือเป็นระยะห่างจากหลอดเอ็กซ์เรย์ถึงกึ่งกลางวัตถุ และเป็นพารามิเตอร์ภายนอกที่ได้จากการแยกจากเมตริก  $M$  ดังนั้นค่า  $D_{so}$  ใหม่จะกลายเป็น

$$D_{so} = Tz \quad (4.22)$$

#### 4.5 การปรับปรุงขั้นตอนการคำนวณการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงกรวยของ

##### เฟลด์แคมป์ (Modified Feldcamp)

จากหัวข้อ 4.2 ซึ่งเป็นขั้นตอนของฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ การปรับปรุงขั้นตอนการคำนวณดังกล่าว จะใช้การวิเคราะห์เรขาคณิตของระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้สำหรับการหาค่าตัวแปรการปรับทิศทางในหัวข้อที่ 4.3 ซึ่งแบ่งเป็น 2 ขั้นตอนหลักคือ

1. ขั้นตอนการหาค่าตัวแปรการปรับทิศทางหรือเมตริก  $M$  วัตถุที่ถูกนำมาสร้างภาพตัดขวางจะต้องมีตำแหน่งที่ใช้เป็นจุดอ้างอิงหรือรู้ระยะห่างจริงอย่างน้อย 6 ตำแหน่ง เมื่อนำวัตถุดังกล่าวไปเอ็กซ์เรย์ และได้ภาพโปรเจกชันมา ภาพโปรเจกชันในแต่ละมุม  $\beta$  ที่หลอดเอ็กซ์เรย์หมุนไปจะนำมาคำนวณหาตัวแปรการปรับทิศทาง หรือแทนด้วย  $M(\beta)$  จากนั้นจะทำการแยกเอาพารามิเตอร์ภายในของแต่ละ  $M(\beta)$  ได้แก่ค่า  $(u_0, v_0)$  แทนจุดกึ่งกลางค่าใหม่ของระนาบภาพ และพารามิเตอร์ภายนอก  $Tz$  ซึ่งจะนำมาคำนวณเพื่อหาค่า  $D_{so}$  ค่าใหม่

2. ขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวาง โดยปรับปรุงจากฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ ร่วมกับตัวแปรการปรับทิศทางและการพารามิเตอร์ที่ได้จากข้อ 1.

ขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงกรวยของเฟลด์แคมป์แบบปรับปรุงแสดงได้ดังนี้

1. หากค่า  $D_{so}$  ค่าใหม่ของแต่ละมุม  $\beta$  ที่หลุดเอ็กซ์เรย์หมุนไป จากสมการที่ (4.22) จะได้ว่า

$$D_{so}(\beta) = Tz(\beta) \quad (4.23)$$

2. หากค่า  $\rho$  และ  $\zeta$  ค่าใหม่ ดังสมการที่ (4.21) ซึ่งก็คือ

$$\begin{aligned} \rho' &= \rho - u_0 \\ \zeta' &= \zeta - v_0 \end{aligned} \quad (4.24)$$

3. นำข้อมูลโปรเจกชัน  $R(p', \zeta', \beta)$  มาคูณด้วยฟังก์ชันน้ำหนักแบบโคไซน์  $\frac{D_{so}}{\sqrt{D_{so}^2 + \zeta'^2 + \rho'^2}}$  แทนผลการคูณด้วย  $R'(p', \zeta', \beta)$

$$R'_\beta(p', \zeta', \beta) = \frac{D_{so}(\beta)}{\sqrt{D_{so}^2(\beta) + \zeta'^2 + \rho'^2}} R_\beta(p', \zeta', \beta) \quad (4.25)$$

4. คอนโวลูชันโปรเจกชัน  $R'(p', \zeta', \beta)$  กับฟิลเตอร์ที่เราออกแบบไว้  $h(p)$  ในที่นี้แทนผลลัพธ์ของการคอนโวลูชันด้วยฟังก์ชัน  $Q(p', \zeta', \beta)$

$$Q(p', \zeta', \beta) = R'(p', \zeta', \beta) * h(p) \quad (4.26)$$

5. นำตัวแปรการปรับทิศทาง  $M(\beta)$  มาคูณสำหรับทุกๆค่าพิกัด  $x, y, z$  บนแกนของวัตถุ ผลที่ได้คือค่าพิกัด  $u, v$  บนแกนของระนาบโปรเจกชันภาพ

$$[u \ v]^T = M(\beta)[x \ y \ z]^T \quad (4.27)$$

6. หากค่าระยะ  $s$  จากสมการที่ 4.7 เพื่อใช้ในฟังก์ชันน้ำหนักตามระยะในข้อ 7.

$$s = -x \sin \beta + y \cos \beta \quad (4.28)$$

7. นำค่าฟังก์ชัน  $u, v$  ที่ได้ในข้อ 5 มาแทนฟังก์ชัน  $Q(u, v, \beta)$  ในข้อ 4. จากนั้นคูณ  $Q(u, v, \beta)$  ด้วยฟังก์ชันน้ำหนักตามระยะ  $\frac{D_{so}^2}{(D_{so} - s)^2}$  แล้วทำการโปรเจกชันกลับด้วยการอินทิเกรตครบรอบ ผลลัพธ์ที่ได้คือค่าความเข้มของแต่ละพิกเซลบนแกน 3 มิติของวัตถุที่เราต้องการ

$$g(x, y, z) = \int_0^{2\pi} \frac{D_{so}(\beta)^2}{(D_{so}(\beta) - s)^2} Q(u, v, \beta) d\beta \quad (4.29)$$

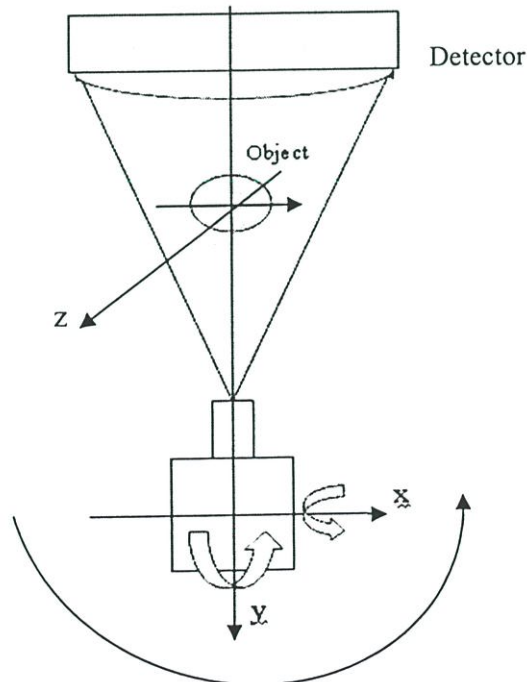
8. นอร์มอลไลซ์ค่า  $g(x, y, z)$  ที่ได้จากข้อ 7 จากข้อมูลทั้งปริมาตร

$$g'(x, y, z) = c \cdot g(x, y, z) \quad (4.30)$$

#### 4.6 การจำลองการฉายเอ็กซ์เรย์เมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆและใช้ขั้นตอนการ

คำนวณการสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงกรวยของเฟลด์แคมป์ที่ปรับปรุงแล้ว

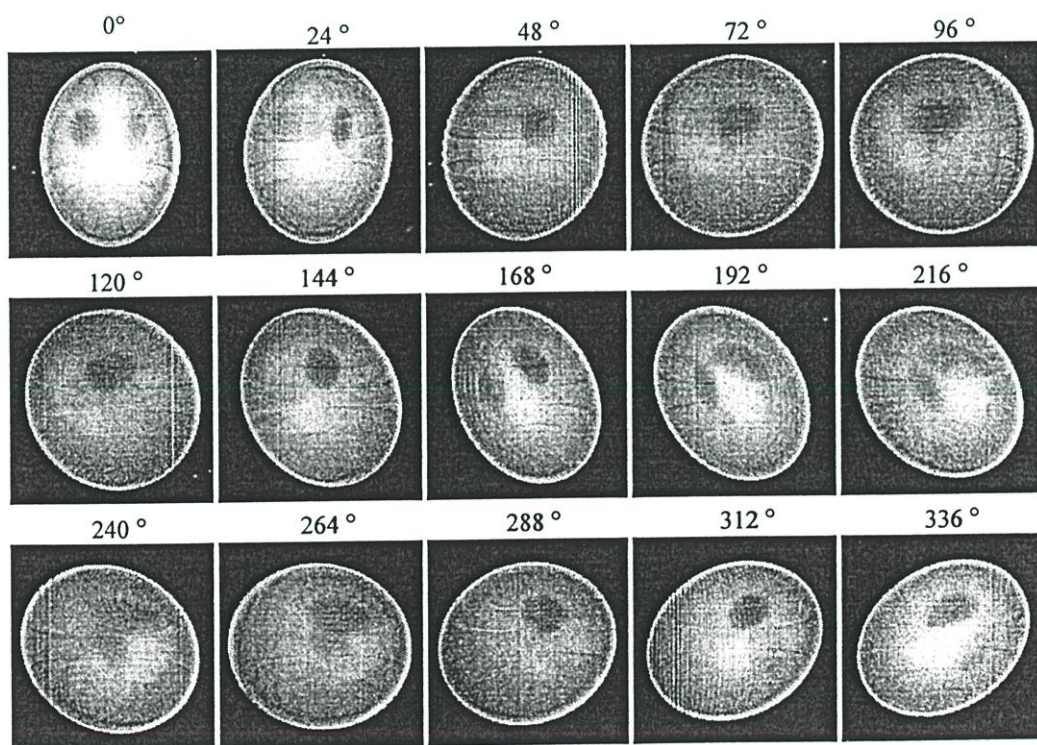
การจำลองรูปแบบของการฉายเอ็กซ์เรย์ที่มุมใดๆ โดยใช้โมเดลของเชฟโฟแกน (Shepp-Logan) แบบ 3 มิติ เป็นวัตถุ การเปลี่ยนทิศทางของหลอดเอ็กซ์เรย์ จะถูกกำหนดให้มีค่าต่างๆกันตามตำแหน่งที่หลอดเอ็กซ์เรย์หมุนไป โดยการเปลี่ยนทิศทางดังกล่าวจะกำหนดเป็นมุมเทียบกับแกน  $x, y$  ส่วนแกน  $z$  คือแกนที่หลอดเอ็กซ์เรย์หมุนรอบเพื่อใช้เก็บภาพโปรเจกชัน ดังแสดงรูปที่ 4.9



รูปที่ 4.9 การเปลี่ยนทิศทางบนแกน  $x, y, z$  ของหลอดเอ็กซ์เรย์ที่ใช้กับแบบจำลองในการฉายเอ็กซ์เรย์

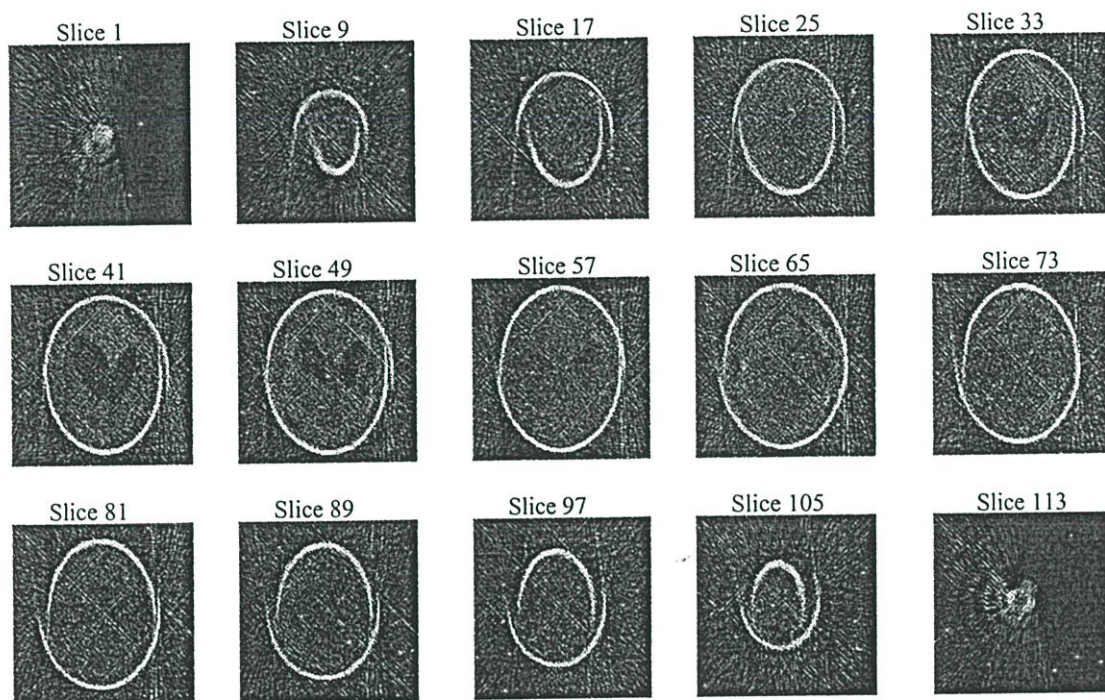
ตารางที่ 4.1 การเปลี่ยนทิศทางบนแกน  $x, y$  เมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์หมุนรอบแกน  $z$  360 องศา

rotate z-axis degree	rotate x-axis degree	rotate y-axis degree
0	0	0
24	4	4
48	8	8
72	12	12
96	16	16
120	20	20
144	24	24
168	28	28
192	32	32
216	36	36
240	40	40
264	44	44
288	48	48
312	52	52
336	56	56
360	60	60

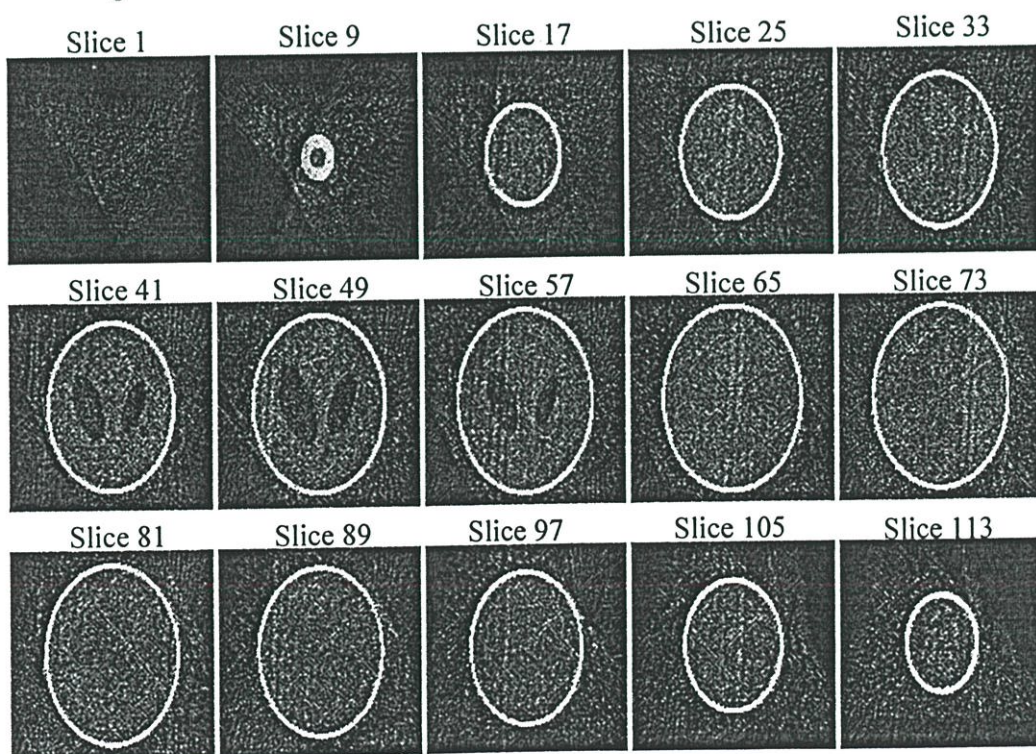


รูปที่ 4.10 ตัวอย่างภาพโปรเจกชันเมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์มีการเปลี่ยนทิศทางบนแกน  $x$  และแกน  $y$  จาก 0-60 องศา และมุมในการเก็บภาพโปรเจกชันจาก 0-360 องศา

ตัวอย่างภาพโปรเจกชันแสดงดังรูปที่ 4.6 เมื่อได้ข้อมูลภาพโปรเจกชันมาจากนั้นทำการสร้างภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนสร้างภาพตัดขวางแบบลำแสงกรวยของเฟลด์แคมป์แบบปกติ และแบบปรับปรุงแล้วผลที่ได้แสดงดังรูปที่ 4.7 และ 4.8

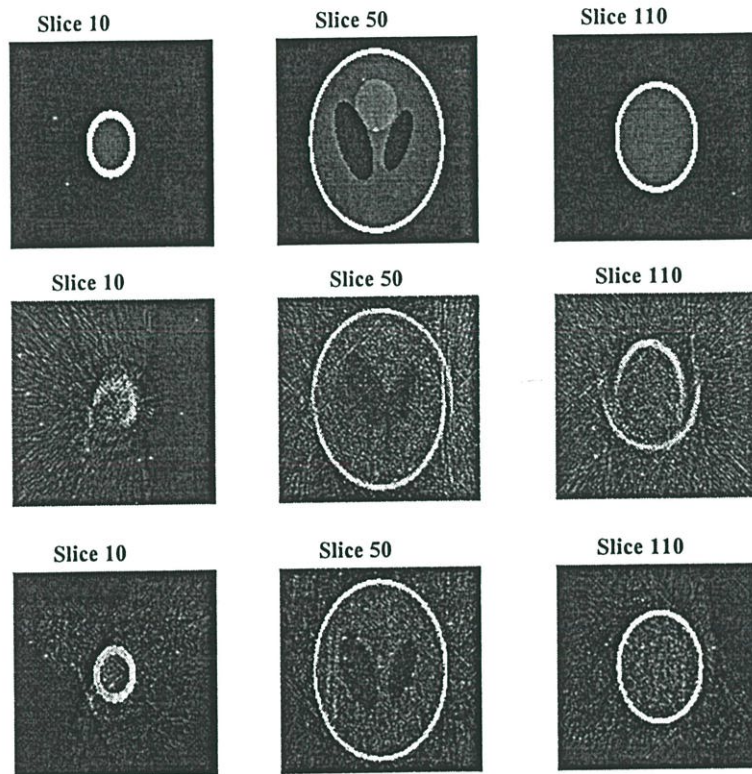


รูปที่ 4.11 แสดงภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ



รูปที่ 4.12 แสดงภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงแล้ว

จากรูปที่ 4.7 เป็นภาพตัดขวางที่เกิดจากการใช้วิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ จะเห็นว่าภาพตัดขวางมีสิ่งปลอมปนแบบตาวัว (Bull's eye artifact) ซึ่งเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นเสมอเมื่อหลอดเอ็กซเรย์ไม่ได้อยู่นิ่งตลอดระยะเวลาของหัววัดหรือระยะเวลาของภาพ เมื่อเทียบกับภาพที่ 4.8 เป็นภาพตัดขวางที่เกิดจากการใช้วิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงแล้ว จะเห็นว่าสิ่งปลอมปนนั้นหายไป และเมื่อนำภาพตัดขวางของ ทั้ง 2 กรณีมาเทียบกับภาพต้นฉบับ สามารถแสดงได้รูปที่ 4.9



รูปที่ 4.13 เปรียบเทียบภาพตัดขวางของรูปต้นฉบับ, ภาพตัดขวางวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติ แบบปกติ, ภาพตัดขวางวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติ แบบปรับปรุง

เมื่อนำภาพตัดขวางทั้ง 2 กรณีมาหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าเฉลี่ยกำลังสองทั้งก่อนปริมาตรจะได้ผลดังนี้

$$MSE = \frac{\iiint [o(x,y) - o'(x,y)]^2 dx dy dz}{\iiint o(x,y)^2 dx dy dz} \times 100\% \quad (4.31)$$

ภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ  $MSE = 49.862\%$

ภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง  $MSE = 35.885\%$

## บทที่ 5

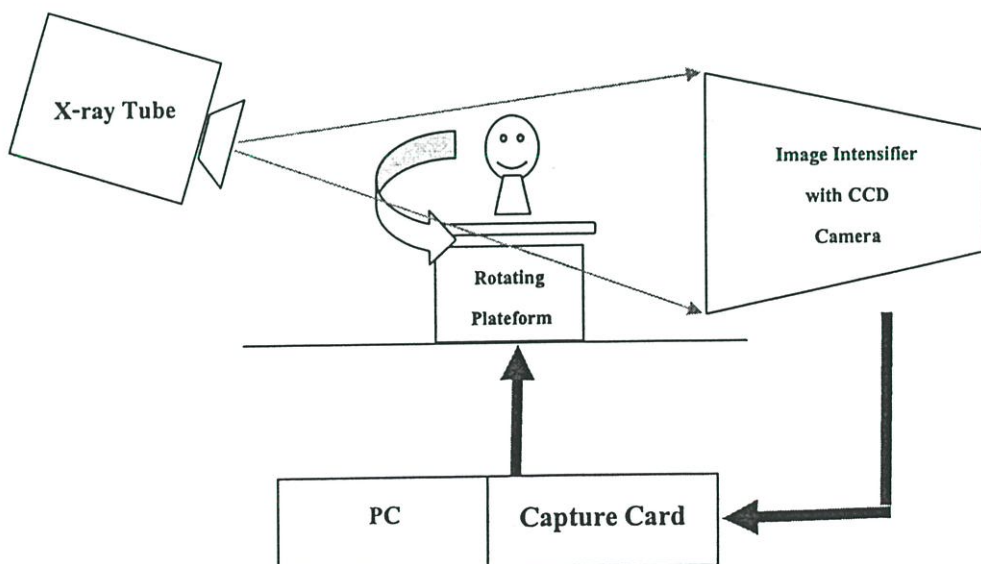
# การทดลองเพื่อสร้างภาพตัดขวางของระบบเอ็กซ์เรย์กรณีหลอด เอ็กซ์เรย์อยู่ที่มุมใดๆ

### 5.1 บทนำ

เครื่องเอ็กซ์เรย์ที่ของหลอดเอ็กซ์เรย์, หัววัดเอ็กซ์เรย์ และวัตถุที่เราต้องการสร้างภาพตัดขวาง อาจจะไม่ถูกจัดวางไว้ในตำแหน่งที่จุดกำเนิดของแกนอยู่ในแนวเดียวกัน ผลดังกล่าวทำให้เมื่อทำการสร้างภาพกลับจะได้ภาพที่ผิดจากความเป็นจริง สำหรับงานวิจัยชิ้นนี้ได้ดัดแปลงเครื่องเอ็กซ์เรย์แบบฟลูออโรสโคปี (Fluoroscopy) เพื่อใช้ทดลอง โดยทำการปรับหลอดเอ็กซ์เรย์ไปที่ตำแหน่งใดๆ เพื่อไม่ให้เกิดจุดกำเนิดของแกนอยู่ในแนวเดียวกันหัววัดเอ็กซ์เรย์ และเมื่อฉายเอ็กซ์เรย์จะใช้การหมุนของวัตถุเพื่อเก็บข้อมูลโปรเจกชันทุกอย่างของสการหมุน

### 5.2 ระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ทดลอง

ระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้ในการทดลองมีรูปแบบดังรูปที่ 5.1 ซึ่งเป็นแบบวัตถุซึ่งอยู่บนฐานที่หมุนได้ ส่วนหลอดเอ็กซ์เรย์และหัววัดเอ็กซ์เรย์อยู่นิ่ง และมีกรวยให้หลอดเอ็กซ์เรย์เอียงไปจากระนาบของวัตถุที่ใช้ทดลอง

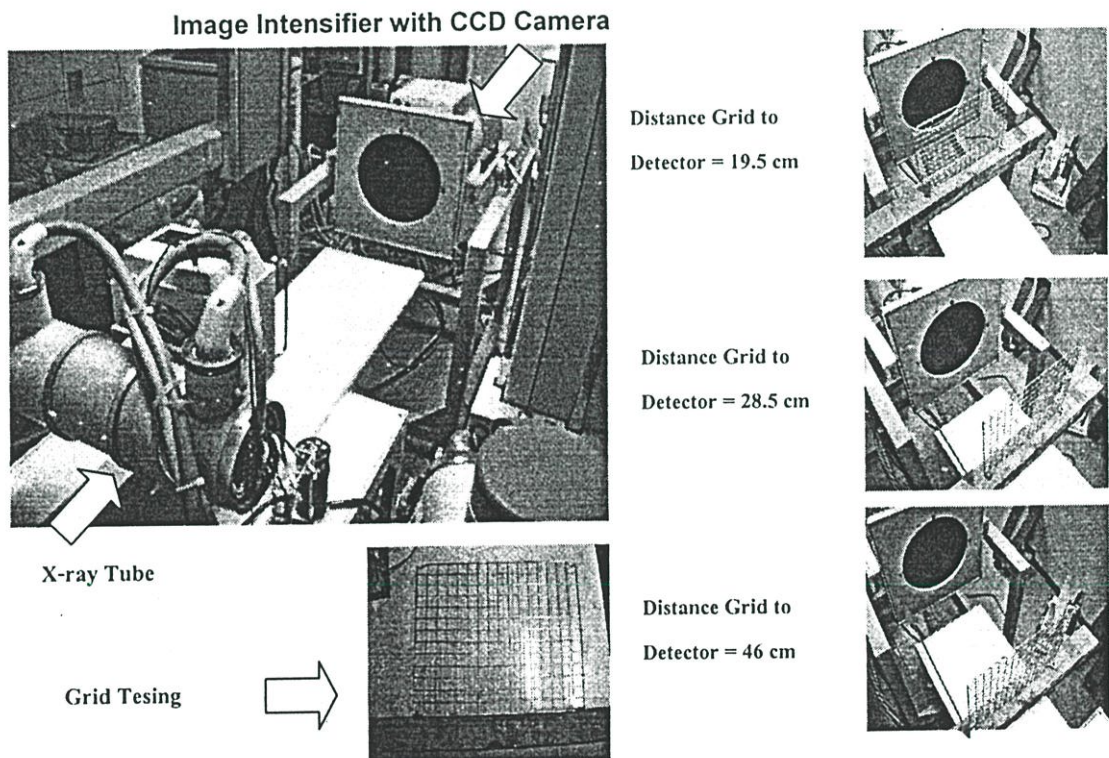


รูปที่ 5.1 แผนผังของระบบเอ็กซ์เรย์ที่ใช้วัตถุหมุน

หลอดเอ็กซ์เรย์ถูกปรับให้เอียงไปที่มุมใดๆ เพื่อให้เกิดจุดศูนย์กลางที่ไม่เรียงตรงกันกับหัววัดเอ็กซ์เรย์ และเมื่อมีการฉายรังสีจะใช้การหมุนของวัตถุซึ่งอยู่บนฐานที่หมุนได้ จากนั้นทำการเก็บภาพข้อมูลโปรเจกชันทุกอย่างของสการหมุนเข้าสู่การ์ดจับภาพ (Capture card) ซึ่งถูกติดตั้งไว้ในคอมพิวเตอร์

### 5.3 การทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ภายในและภายนอก

เพื่อทดสอบการหาค่าพารามิเตอร์ภายใน  $n_0, v_0$  และพารามิเตอร์ภายนอก  $Tz$  ของระบบเอ็กซ์เรย์ จะใช้วัตถุตัวอย่างเป็นตะแกรงเหล็ก ซึ่งมีลักษณะเป็นตาราง ทั้งนี้เพื่อให้ง่ายต่อการเก็บพิกัดของจุดอ้างอิง โดยตารางดังกล่าวจะถูกวางไว้ที่ระยะต่างๆ 3 ระยะ ดังนี้ 19.5, 28.5, 46 เซนติเมตร ตามลำดับ จากนั้นถ่ายเอ็กซ์เรย์ในแต่ละระยะ แสดงดังรูปที่ 5.2

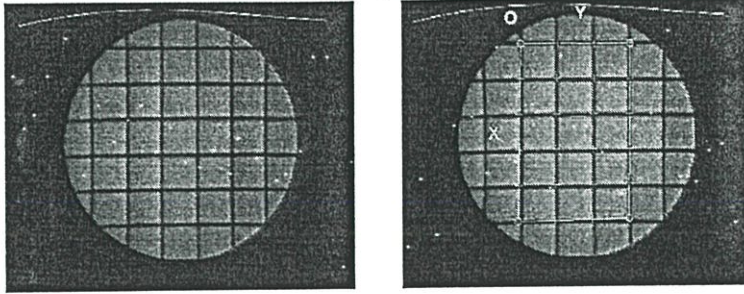


รูปที่ 5.2 การทดลองเพื่อหาค่าพารามิเตอร์ภายในและภายนอกที่ระยะต่างๆ

รูปที่ 5.3 แสดงผลภาพโปรเจกชันที่ได้จะถูกนำมาเก็บพิกัดตำแหน่งของจุดอ้างอิงบนตารางของตะแกรงเหล็ก จำนวนจุดที่อ้างอิงจะใช้มากกว่า 6 จุด และมากเท่าที่เป็นไปได้ จากนั้นเมื่อนำไปคำนวณหาตัวแปรการปรับทิศทาง เพื่อแยกพารามิเตอร์ออกมาจะได้ผลดังนี้

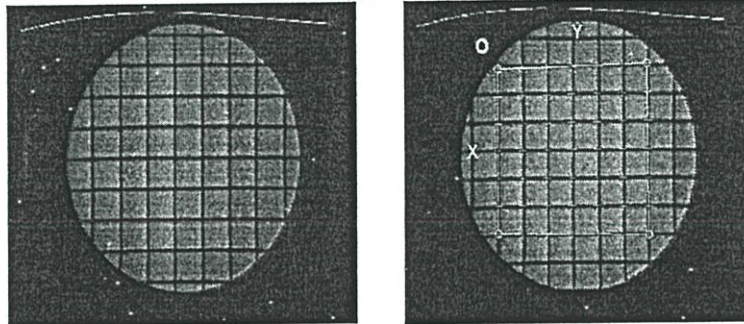
Distance Grid to

Detector = 19.5 cm



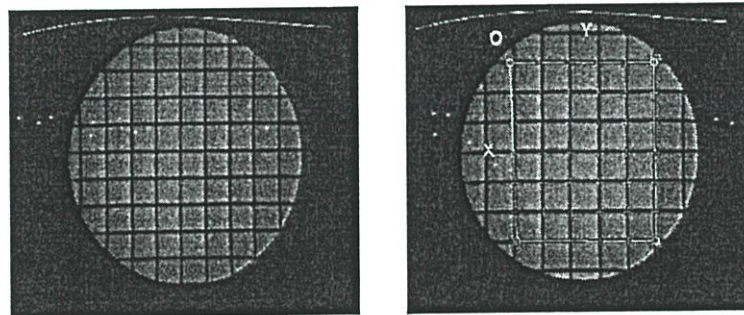
Distance Grid to

Detector = 28.5 cm



Distance Grid to

Detector = 46 cm



รูปที่ 5.3 ผลภาพโปรเจกชันที่ได้จะถูกนำมาเก็บพิกัดตำแหน่งของจุดอ้างอิงบนตาราง

$$[fa \ fb] = [1126.168 \ 1128.142]$$

$$[u0 \ v0] = [175.5 \ 143.50]$$

$$T1 = [-61.075 \ -65.389 \ 199.713]$$

$$T2 = [-44.154 \ -61.242 \ 275.891]$$

$$T3 = [-48.909 \ -33.537 \ 47.713]$$

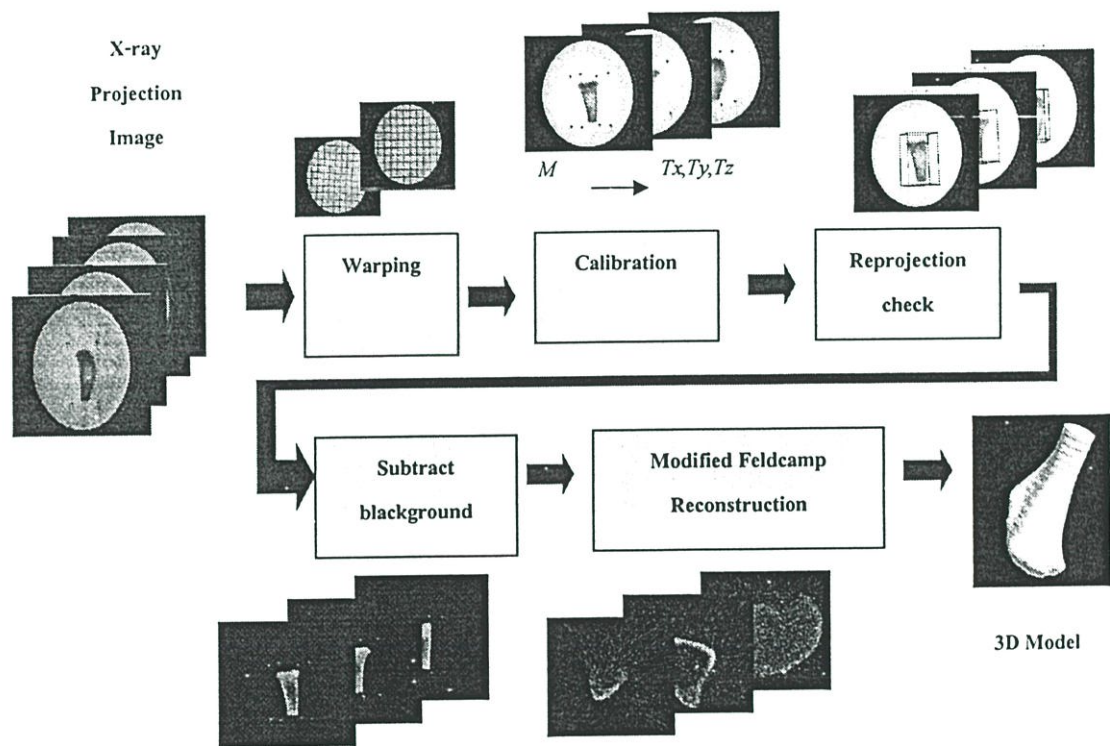
ค่า  $[fa \ fb]$  และ  $[u0 \ v0]$  จะมีค่าเท่ากันทุกๆระยะและเมื่อดูที่ค่า  $Tz$  ของแต่ละระยะจะได้ว่า

$T1z=199.713$  มิลลิเมตร =19.97 เซนติเมตร ค่าจริง 19.5 เซนติเมตร มีค่าความผิดพลาด =2.41%

$T2z=275.891$  มิลลิเมตร =27.59 เซนติเมตร ค่าจริง 28.5 มีค่าความผิดพลาด =3.19%

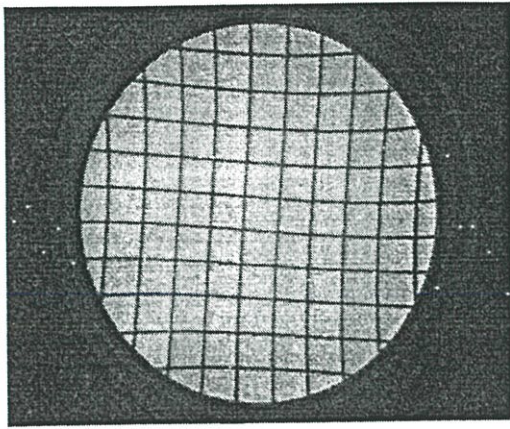
$T3z=47.713$  มิลลิเมตร =47.71 เซนติเมตร ค่าจริง 46.0 มีค่าความผิดพลาด =3.72%

#### 5.4 ระบบการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง

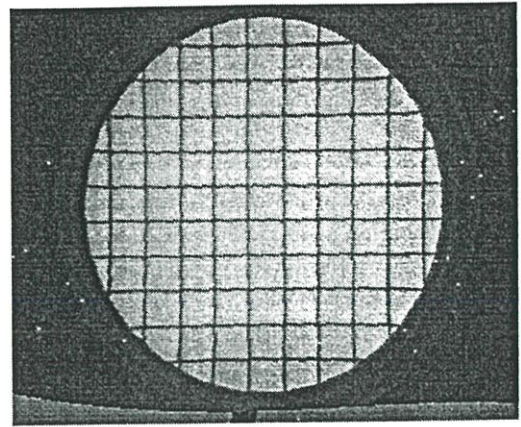


รูปที่ 5.4 ผังระบบการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง

ขั้นตอนการหรือผังการทำงานของระบบการสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงแบ่งเป็น 5 ขั้นตอนใหญ่ๆคือ ขั้นตอนที่หนึ่งเป็นการนำข้อมูลภาพ โปรเจกชันมาทำการแก้ไขความผิดเพี้ยนของภาพ (Warping) ซึ่งความผิดเพี้ยนดังกล่าว (Distortion) เกิดจากความโค้งของเลนส์กล้องที่ใช้รับภาพ การแก้ไขความผิดเพี้ยนดังกล่าวจะใช้วิธีการทำภาพกลับแบบพอลิโนเมียล (Polynomial warping) ผลที่ได้แสดงดังรูปที่ 5.5 ขั้นตอนที่สอง จะนำภาพที่แก้ไขความผิดเพี้ยนแล้วไปหาตัวแปรการปรับทิศทางหรือเมตริก  $M$  และทำการแยกพารามิเตอร์ออกมาดังหัวข้อที่ 5.2 ขั้นตอนที่ สามเป็นการตรวจสอบเมตริก  $M$  ดังกล่าวโดยการพล็อตค่ากลับคืน ขั้นตอนที่สี่ เป็นการลบพื้นหลังของวัตถุออก ขั้นตอนที่ยี่ห้า เป็นการคำนวณเพื่อสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง



Nature distortion of  
Projection images

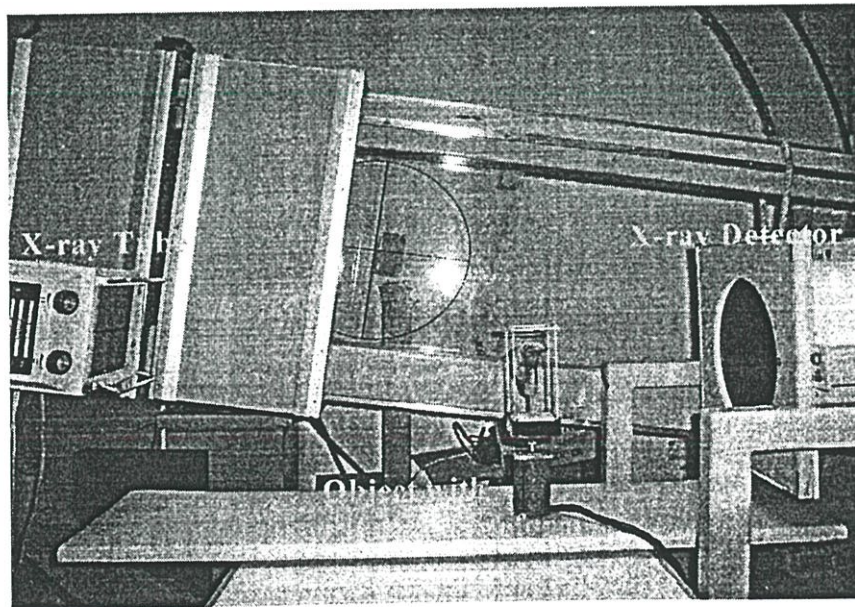


Result after Warping

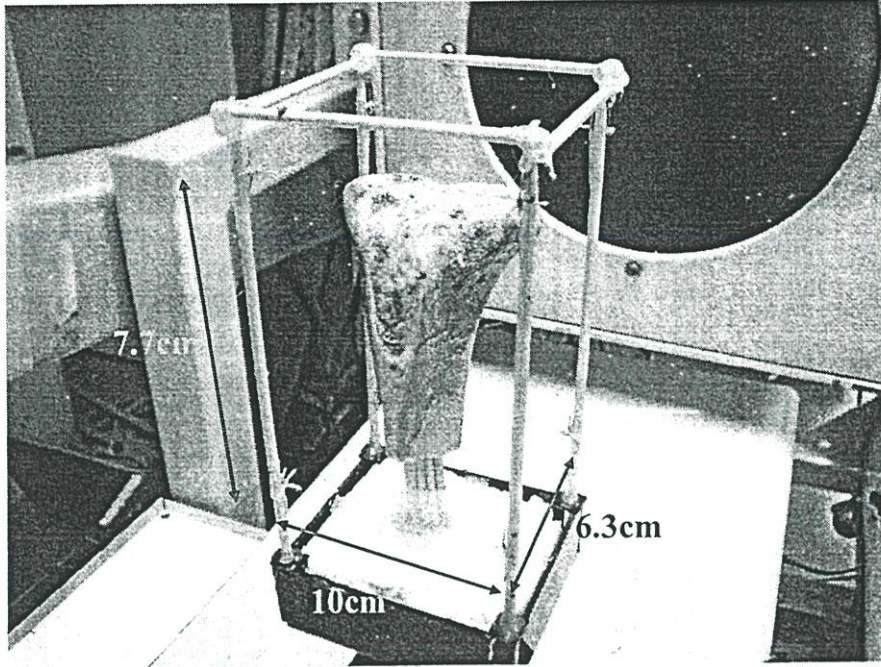
รูปที่ 5.5 ภาพโปรเจกชันที่มีความผิดเพี้ยน (ซ้าย) หลังทำการแก้ไขด้วยวิธี โพลีโนเมียล (ขวา)

### 5.5 การทดลองเพื่อสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุกับวัตถุ ที่มีตำแหน่งอ้างอิงล้อมรอบ

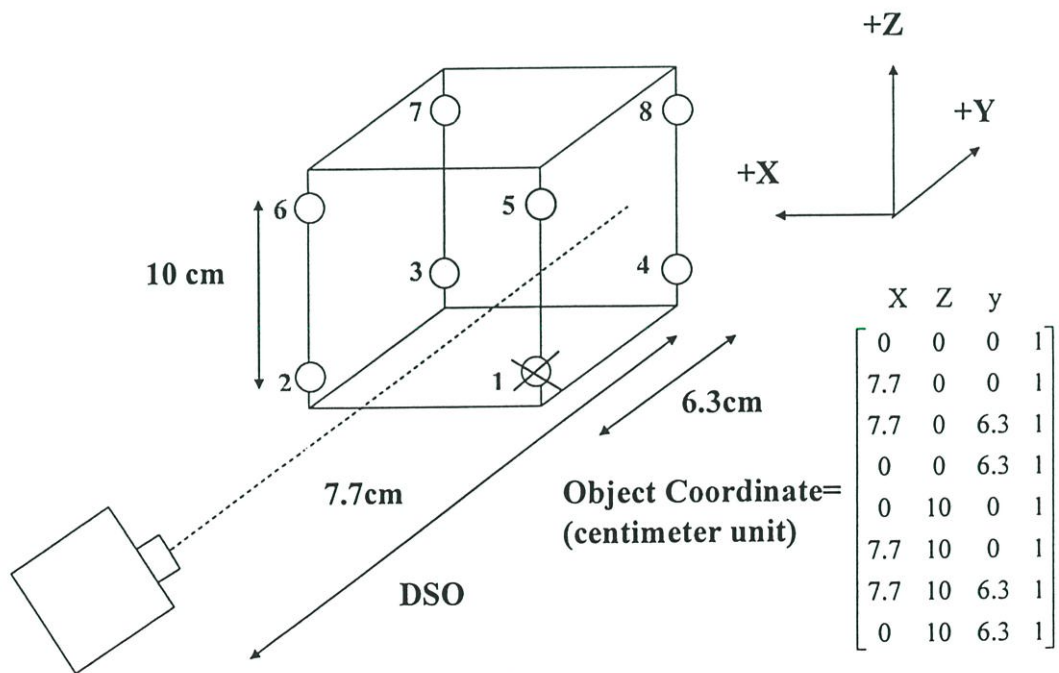
วัตถุ (ซึ่งในที่นี้คือกระดูกหมูส่วนขา) จะถูกนำไปไว้ในโครงหรือกล่องพลาสติกที่ติดเหล็กชิ้นเล็กๆ (เพื่อให้ภาพโปรเจกชันเห็นจุดที่ทำสัญลักษณ์ไว้ได้ชัดเจน) ตามมุมของกล่องเพื่อเป็นจุดอ้างอิง จากนั้นฉายเอ็กซ์เรย์เข้าไปที่กล่องดังกล่าว แล้วนำผลของข้อมูลโปรเจกชันที่ได้มาเก็บค่าพิกัดของจุดอ้างอิงเพื่อนำไปคำนวณหาค่าตัวแปรการปรับทิศทาง จากนั้นจึงนำค่าตัวแปรการปรับทิศทางดังกล่าวมารวมคำนวณในการสร้างภาพกลับของเฟลด์แคมป์ดังกล่าวไว้ในบทที่ 4



รูปที่ 5.6 ระบบเอ็กซ์เรย์พร้อมวัตถุที่อยู่ในโครงอ้างอิงที่ใช้ในการทดลองจริง

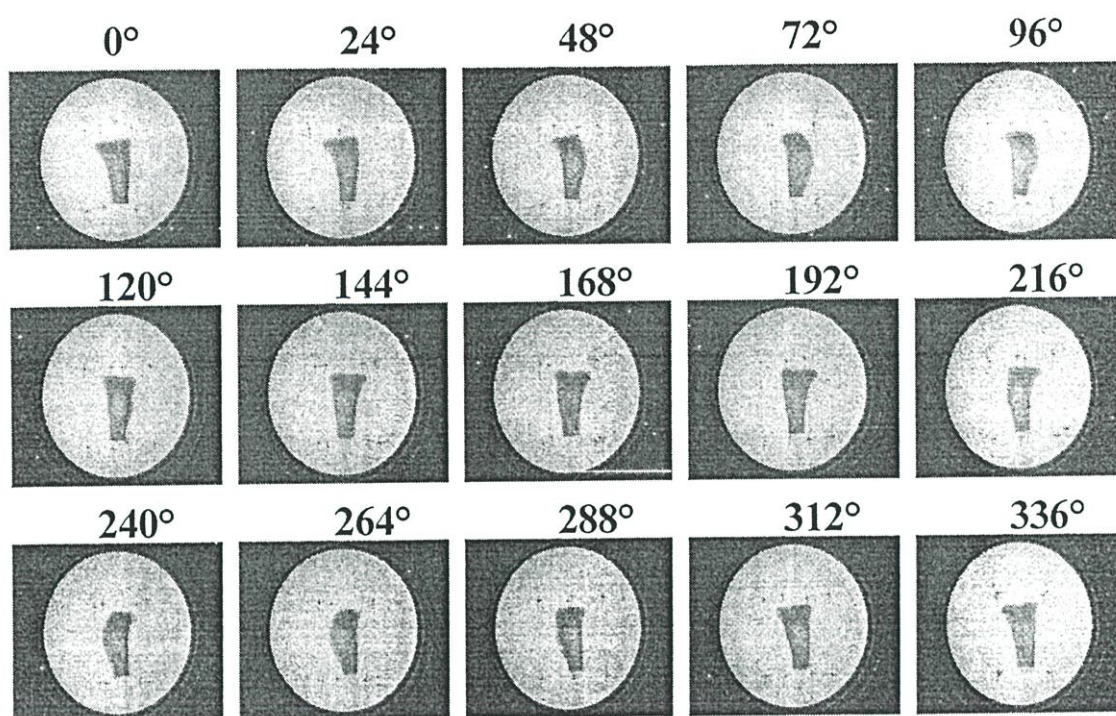


รูปที่ 5.7 วัตถุ (กระดุกหมู) ที่อยู่ในโครงที่มีจุดอ้างอิงทำด้วยลวดทั้งหมด 8 ตำแหน่ง

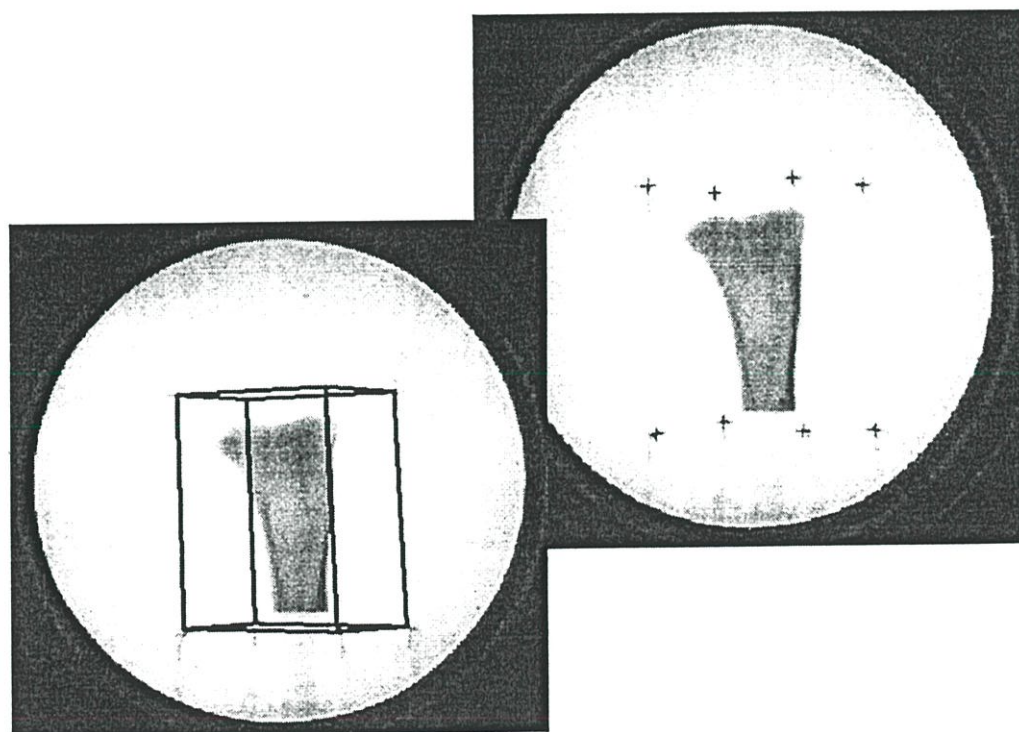


รูปที่ 5.8 พิกัดจุดของวัตถุที่ใช้ในการหาตัวแปรการปรับทิศทาง

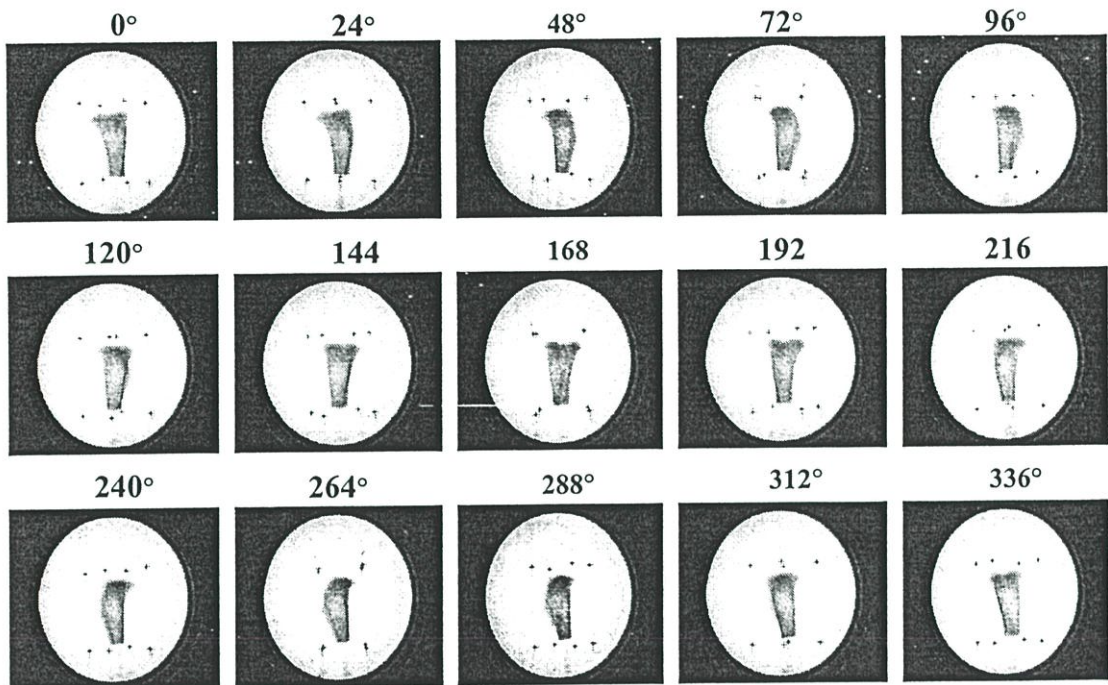
จากรูปที่ 5.8 กล่องอ้างอิงตำแหน่งจะมีพิกัดเริ่มต้น (0,0) ที่จุดกึ่งกลาง โดยโครงมีความกว้าง 7.7 เซนติเมตร ความลึก 6.3 เซนติเมตร ความสูง 10 เซนติเมตร พิกัดที่นำมาใส่ในเมตริกขวามีจะเรียงตามหมายเลขพิกัดจาก 1 ถึง 8



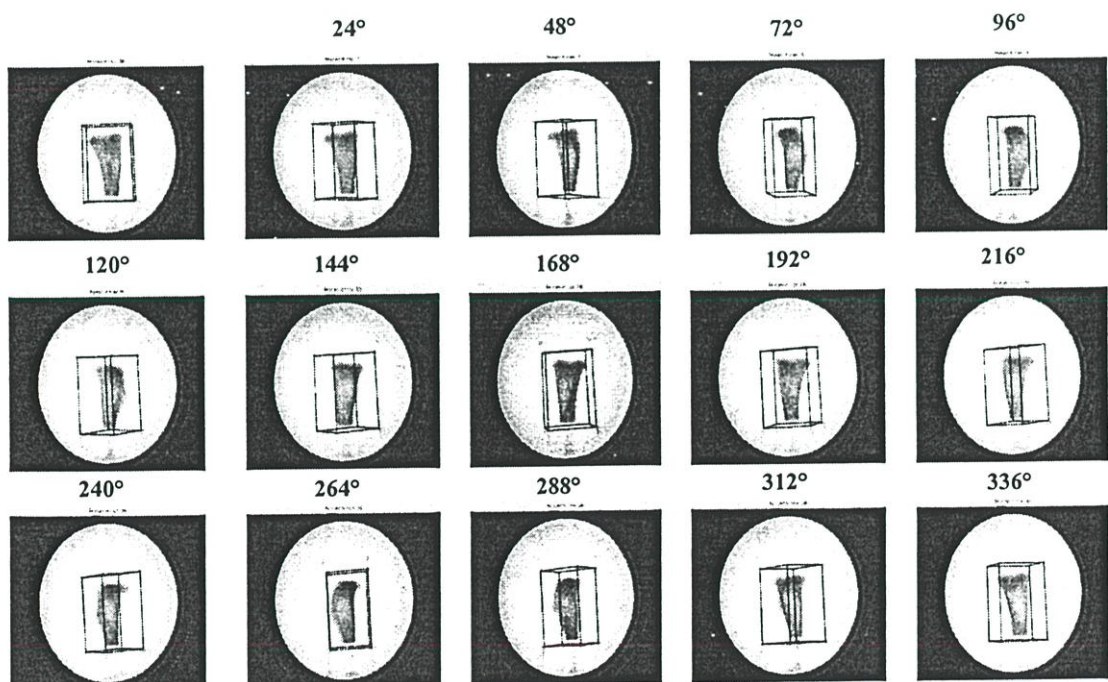
รูปที่ 5.9 ข้อมูลโปรเจกชันที่ได้จากมุมในการหมุนวัตถุตั้งแต่ 0-360 องศา



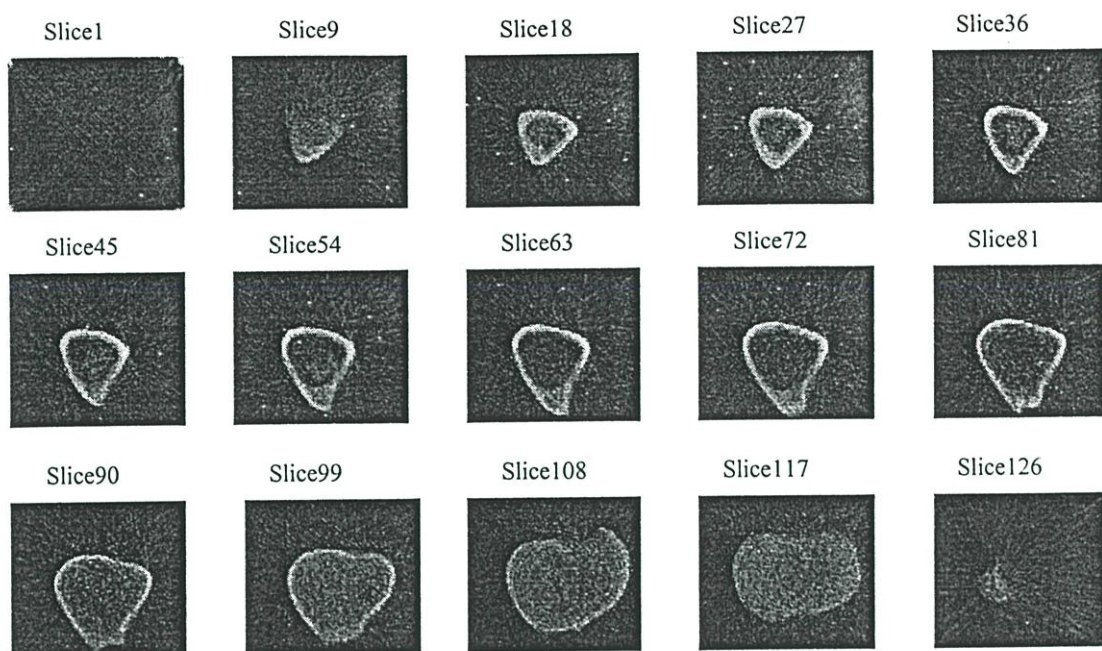
รูปที่ 5.10 ภาพโปรเจกชันกับการหาค่าตัวแปรการปรับทิศทางหรือเมตริก  $M$  โดยจะต้องเลือกจุดพิกัดตำแหน่งอ้างอิง 8 จุดดังในรูปบน (กากบาทสีแดง) สำหรับการพล็อตค่ากลับคืนจากเมตริก  $M$  เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง



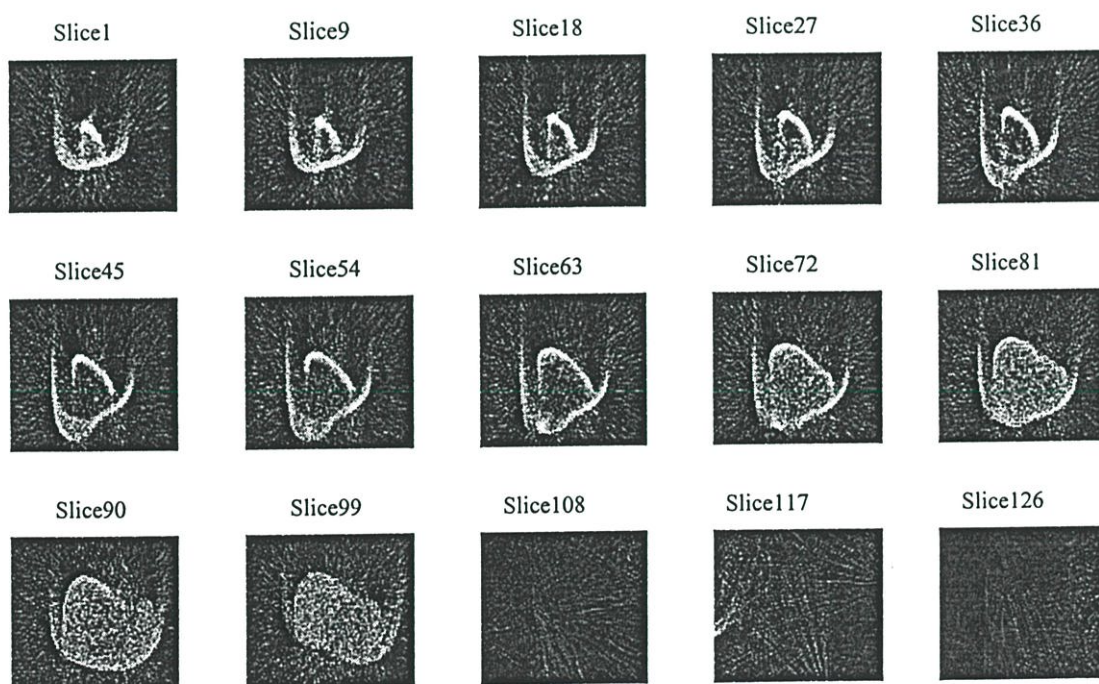
รูปที่ 5.11 ตัวอย่างภาพโปรเจกชันกับการหาตัวแปรการปรับทิศทาง



รูปที่ 5.12 การพล็อตค่ากลับคืนจากเมตริก  $M$  เพื่อตรวจสอบความถูกต้อง

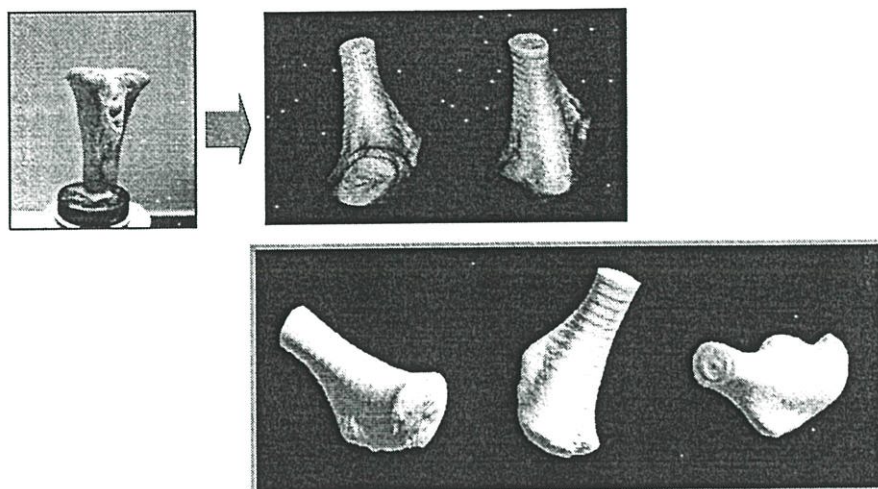


รูปที่ 5.13 ภาพตัดขวางที่ได้จากการทดลองด้วยวิธีเบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรังปรุง



รูปที่ 5.14 ภาพตัดขวางที่ได้จากการทดลองด้วยวิธีเบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ

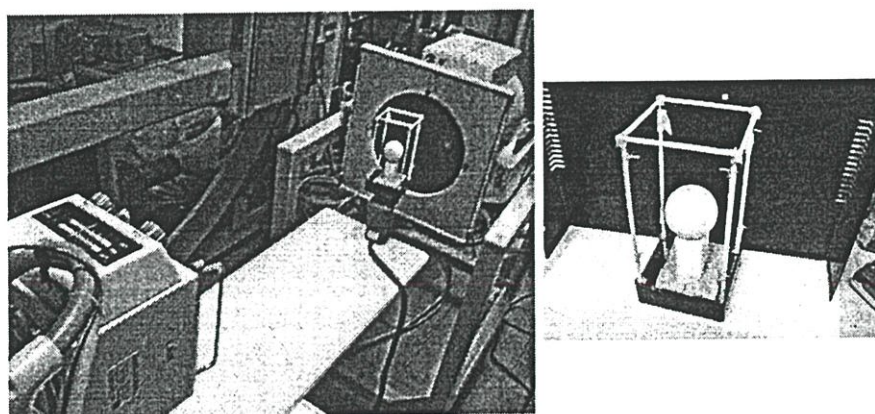
จากรูปที่ 5.13 และ 5.14 จะเห็นได้ว่าวิธีเบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรังปรุง ช่วยทำให้ภาพตัดขวางมีความถูกต้องมากขึ้น หรืออีกนัยหนึ่งเป็นการลดสิ่งปลอมปนแบบดาว



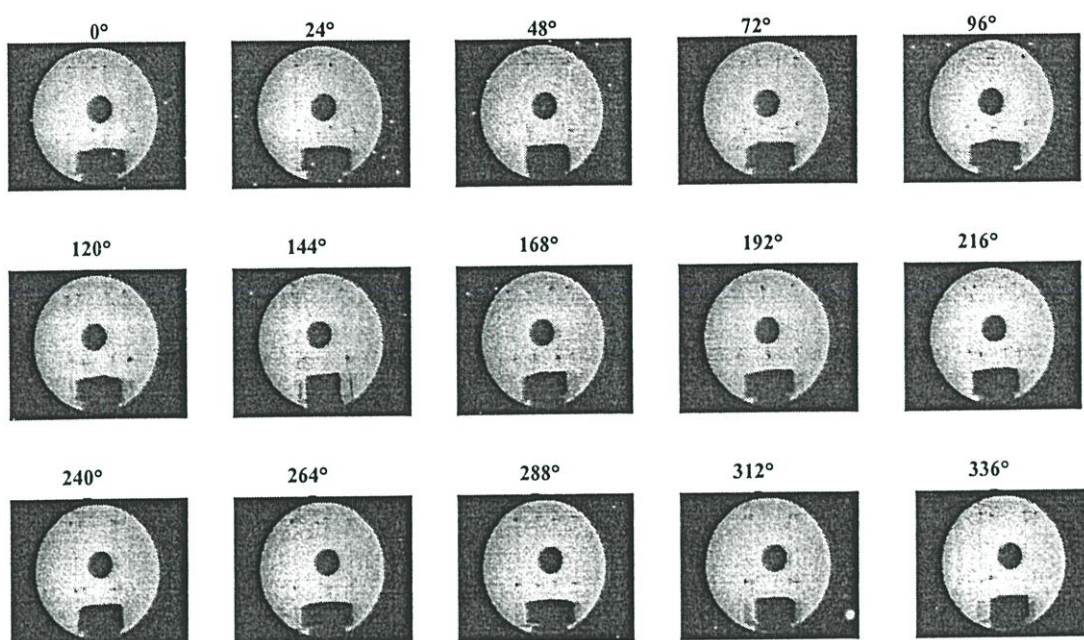
รูปที่ 5.15 โมเดล 3 มิติของภาพตัดขวางที่ใช้วิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง ภาพบนเป็น โมเดลเชิงปริมาตร ภาพล่างเป็น โมเดลเชิงพื้นผิว

#### 5.6 การทดลองเพื่อสร้างภาพตัดขวางด้วยวิธีแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงกับวัตถุ ทรงกลมเพื่อตรวจสอบความผิดพลาดเชิงปริมาตร

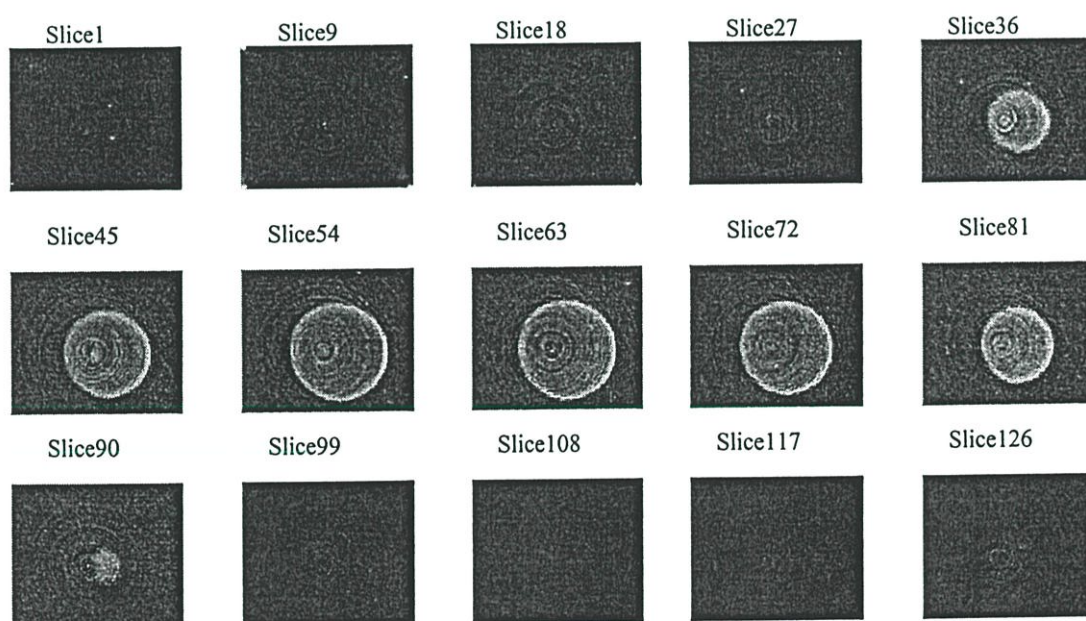
วัตถุ (ในที่นี้คือลูกสนุกเกอร์) จะถูกนำไปไว้ในโครงหรือกล่องพลาสติกที่ติดเหล็กชิ้นเล็กๆ (เพื่อให้ภาพโปรเจกชันเห็นจุดที่ทำสัญลักษณ์ไว้ได้ชัดเจน) ตามมุมของกล่องเพื่อเป็นจุดอ้างอิง เหมือนกับหัวข้อที่ 5.4 จากนั้นฉายเอ็กซ์เรย์เข้าไปที่กล่องดังกล่าว แล้วนำผลของข้อมูลโปรเจกชัน ที่ได้มาเก็บค่าพิกัดของจุดอ้างอิงเพื่อนำไปคำนวณหาค่าตัวแปรการปรับทิศทาง จากนั้นจึงนำค่าตัวแปรการปรับทิศทางดังกล่าวมารวมคำนวณในการสร้างภาพกลับของเฟลด์แคมปีดิงที่กล่าวไว้ใน บทที่ 4 สุดท้ายจึงนำผลของภาพที่ได้ไปคำนวณเพื่อหาความผิดพลาดเชิงปริมาตร



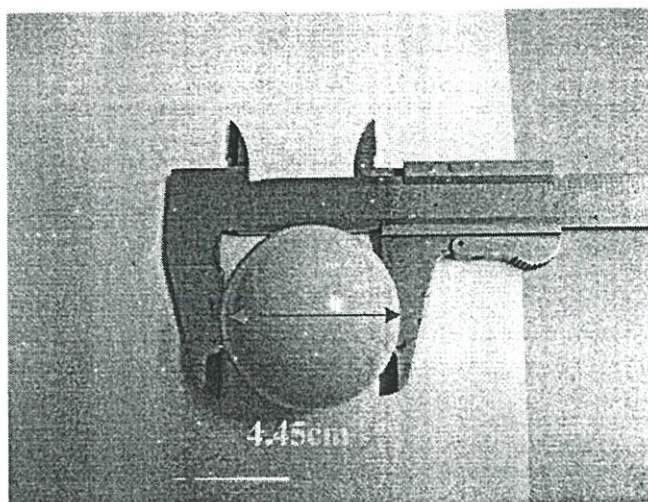
รูปที่ 5.16 ระบบเอ็กซ์เรย์พร้อมวัตถุทรงกลมที่อยู่ในโครงอ้างอิงที่ใช้ในการทดลองจริง



รูปที่ 5.17 ตัวอย่างภาพโปรเจกชันของวัตถุทรงกลมที่ใช้ทดลองหาความผิดพลาดเชิงปริมาตร



รูปที่ 5.18 ตัวอย่างภาพตัดขวางของวัตถุทรงกลมที่ใช้ทดลองหาความผิดพลาดเชิงปริมาตร



รูปที่ 5.19 ขนาดของวัตถุทรงกลมที่ใช้ในการทดลองเพื่อหาความผิดพลาดเชิงปริมาตร

จากรูปที่ 5.19 เส้นผ่านศูนย์กลางของวัตถุทรงกลมเท่ากับ 4.45 เซนติเมตรจะได้ว่าปริมาตรที่แท้จริงของวัตถุทรงกลมคือ

$$\text{ปริมาตรจริง} \quad \frac{4}{3} \pi r^3 = 46.14 \text{ cm}^3$$

$$\text{ปริมาตรที่ได้จากภาพตัดขวาง} = 46.19 \text{ cm}^3$$

$$\begin{aligned} \text{ความผิดพลาดเชิงปริมาตร} &= (|\text{ปริมาตรจริง} - \text{ปริมาตรจากภาพตัดขวาง}| / \text{ปริมาตรจริง}) * 100 \% \\ &= 0.108 \% \end{aligned}$$

## บทที่ 6

# สรุปการวิจัยและข้อเสนอแนะ

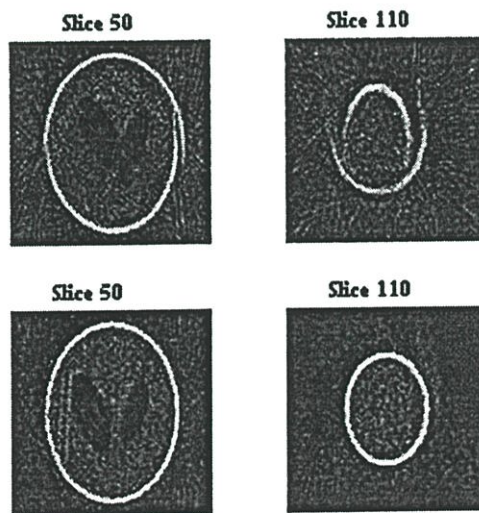
### 6.1 สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

งานวิจัยในวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้นำเสนอการปรับปรุงการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอ็กซ์เรย์กรณี่หลอดเอ็กซ์เรย์อยู่ที่ตำแหน่งใดๆ ได้แบ่งการทดลองออกเป็น 2 ส่วน

ส่วนแรกเป็นการจำลองรูปแบบของการฉายเอ็กซ์เรย์ที่มุมใดๆ โดยใช้โมเดลของเชฟโลแกน (Shepp-Logan) แบบ 3 มิติ เป็นวัตถุ โดยมีการเปลี่ยนมุมในการฉายรังสีของหลอดเอ็กซ์เรย์ เมื่อทำการสร้างภาพตัดขวางกลับโดยใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ เทียบกับวิธีที่ปรับปรุงแล้วสามารถสรุปได้ดังนี้

1. ภาพตัดขวางที่เกิดจากการใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ จะเห็นว่าภาพตัดขวางมีสิ่งปลอมปนแบบตาวิว (Bull's eye artifact) ซึ่งเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นเสมอเมื่อหลอดเอ็กซ์เรย์ไม่ได้อยู่นานเดียวกันกับระนาบของหัววัดหรือระนาบของภาพ

2. ภาพตัดขวางที่เกิดจากการใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงแล้ว จะเห็นว่าสิ่งปลอมปนนั้นหายไป และเมื่อนำภาพตัดขวางของ ทั้ง 2 กรณีมาเทียบกับภาพต้นฉบับ สามารถแสดงได้รูปที่ 6.1



รูปที่ 6.1 เปรียบเทียบภาพตัดขวางของแบบจำลองเชฟโลแกน เมื่อใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ (บน) เมื่อใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง (ล่าง)

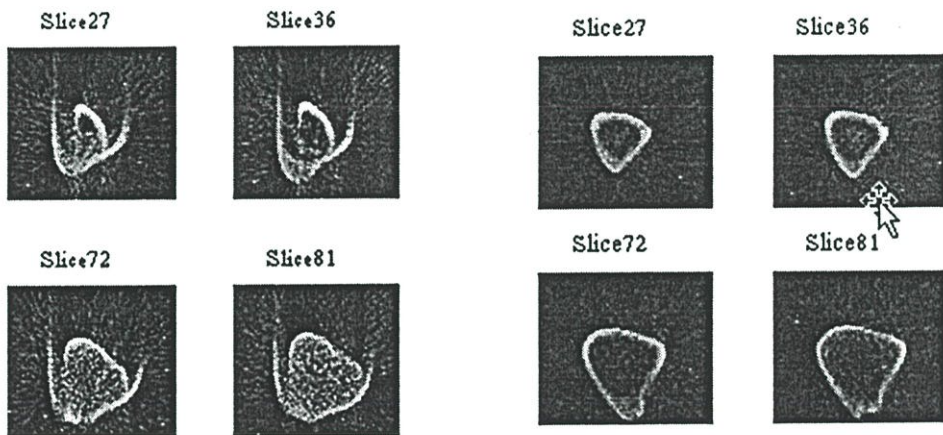
เมื่อนำภาพตัดขวางทั้ง 2 กรณีมาหาค่าเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของค่าเฉลี่ยกำลังสองทั้งก้อน ปริมาตรจะ ได้ผลดังนี้

ภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ  $MSE = 49.862\%$

ภาพตัดขวางโดยใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง  $MSE = 35.885\%$

จากผลดังกล่าวจะเห็นว่าเมื่อใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง จะทำให้เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดมีค่าลดลง

ส่วนที่สองเป็นการทดลองจริงกับกระดูกหมูใน โครงที่มีจุดอ้างอิงโดยทำการปรับหลอดเอ็กซ์เรย์ไปที่ตำแหน่งใดๆ เพื่อไม่ให้เกิดจุดกำเนิดของแกนอยู่ในแนวเดียวกันหัววัดเอ็กซ์เรย์ และเมื่อฉายเอ็กซ์เรย์จะใช้การหมุนของวัตถุเพื่อเก็บข้อมูล โปรเจกชันทุกๆองศาการหมุน แล้วจึงใช้ขั้นตอนการคำนวณการสร้างภาพตัดขวางชนิดลำแสงกรวย แบบ 3 มิติ แบบปรับปรุงแล้ว ผลที่ได้



แสดงดังรูปที่ 6.2

รูปที่ 6.2 เปรียบเทียบภาพตัดขวางของกระดูก เมื่อใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปกติ (ซ้าย) เมื่อใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุง (ขวา)

จากผลดังกล่าวจะเห็นว่าเมื่อใช้ขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงจะทำให้สิ่งปลอมปนแบบดาวลดลง

เพื่อทดสอบหาความผิดพลาดของขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงแล้ว จะใช้ค่าความผิดพลาดเชิงปริมาตรเมื่อเทียบกับปริมาตรจริง โดยการทดลองที่ใช้วัตถุทรงกลมสร้างภาพตัดขวางซึ่งสามารถหาค่าความผิดพลาดได้คือ

$$\begin{aligned} \text{ปริมาตรจริง} &= 46.14 \\ \text{ปริมาตรที่ได้จากภาพตัดขวาง} &= 46.19 \\ \text{ความผิดพลาดเชิงปริมาตร} &= 0.108\% \end{aligned}$$

จะเห็นว่าขั้นตอนแบ็คโปรเจกชัน 3 มิติแบบปรับปรุงสามารถสร้างภาพตัดขวางได้โดยมีความผิดพลาดเชิงปริมาตรที่มีค่าน้อย ซึ่งเมื่อนำข้อมูลไปสร้างโมเดล 3 มิติ จะให้ผลที่ดี

## หนังสืออ้างอิง

- [1] ชัยวิทย์ สีลาวัชณาไพบ. ฟิสิกส์ของรังสีเอกซ์. กรุงเทพมหานคร : สำนักพิมพ์โอเดียนสโตร์. 2528.
- [2] ปรีดา เต็มจิตรอารีย์ และ K. Nagaiwa. เอ็กซเรย์เทคโนโลยี. พิมพ์ครั้งที่4. กรุงเทพมหานคร: โรงพิมพ์ชุมนุมสหกรณ์การเกษตรแห่งประเทศไทย. 2533.
- [3] Khandpur R S. **Handbook of Biomedical Instrumentation**. Second Edition. New Delhi : Tata McGraw-Hill Publishing Company Limited. 2003.
- [4] สุชาติ เกียรติวัฒนเจริญ. “เครื่องมือและอุปกรณ์ทางรังสีวินิจฉัยระบบดิจิทัล.” [เอกสารประกอบการเรียนวิชาเครื่องมือและอุปกรณ์ทางรังสีวินิจฉัยระบบดิจิทัล]. เชียงใหม่. 2547.
- [5] รศ.ดร.สุชาติ ปิ่นทิวรุจน์. “X-ray Tube & X-ray Detector.” [เอกสารประกอบการเรียน วิชาระบบภาพทางการแพทย์]. กรุงเทพมหานคร. 2548.
- [6] Jerrold T. Bushberg, PH.D., **The Essential physics of medical imaging**. Philadelphia, USA : Lippincott William & Wilkins. 2002.
- [7] Andrew Webb, **Introduction to biomedical imaging**. Piscataway, NJ : IEEE Press. 2003.
- [8] พิทยา อิงพิณิจพงศ์. “การปรับปรุงคุณภาพของภาพตัดขวางจากภาพเอ็กซเรย์โดยใช้ อัลกอริธึมทางพีชคณิต”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรม อิเล็กทรอนิกส์บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง. 2546.
- [9] Atom P. Dhawa. **Medical Image Analysis**. USA : IEEE Press. 2003.
- [10] มานัส มงคลสุข. เอกซเรย์คอมพิวเตอร์โทโมกราฟฟี หลักการทางฟิสิกส์ เทคนิค และการควบคุมภาพ. ขอนแก่น : หจก.โรงพิมพ์คลังนานาวิทยา. 2546.
- [11] A. C. Kak and M. Slaney. **Principles of Computerized Tomographic Imaging**. NewYork : IEEE Press. 1988.
- [12] นายวิวัฒน์ วิทย์ชำนาญกุล. 2546. “การหาโครงร่างของวัตถุโดยใช้หลักการโทโมกราฟฟีกับภาพถ่าย”. วิทยานิพนธ์วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมอิเล็กทรอนิกส์ บัณฑิตวิทยาลัย, สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง.
- [13] Karl Wiesent, K. Barth, N. Navab, P. Durlak, T. Brunner, O. Schuetz, and W. Seissler. “Enhanced 3-D-Reconstruction Algorithm for C-Arm System Suitable for Interventional Procedures”. IEEE Transactions on Medical Imaging, VOL. 19, NO. 5 MAY 2000.

- [14] C.Lehr, C.-E. Liedtke. "3D Reconstruction of Volume Defects From Few X-ray Images". F. Solina and A. Leonardis (Eds.): CAIP'99. LNCS 1689, pp. 275-284, 1999. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 1999.
- [15] Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Steven L. Eddins. **Digital image processing using MATLAB**. Upper Saddle River NJ : Pearson/Prentice Hall. c2004.
- [16] Howard Anton. **Contemporary Linear Algebra**. USA : John Wiley & SonsJ Inc. 2003.

# World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006

August 27 – September 1, SEOUL, KOREA

## Content

### Introduction

- Welcome Messages of Congress
- Welcome Messages of Society
- Societies – IUPESM, IFMBE, IOMP
- Track Chairs
- Organizing Committee
- Partners and Sponsors
- Program

### Indices

- Author Index
- Subject Index

### Papers

- Symposia
- Tracks
- Joint Conferences

### Abstracts

- Plenary Session
- Symposia
- Tracks
- Joint Conferences
- Workshops
- Short Courses

# EXPERIMENTAL INVESTIGATION OF ARBITRARY-ORIENTATION CONE-BEAM X-RAY TOMOGRAPHY

T. Chanwimalueang, M. Sangworasil and C. Pintavirooj

Department of Electronics, Faculty of Engineering,  
Research Center for Communications Technology (ReCCIT)  
King Mongkut's Institute of Technology Ladkrabang, Bangkok, Thailand  
Email: Kpchuca@kmitl.ac.th

*Abstract*— X-ray Computed Tomography is a technique to reconstruct an image of trans-axial slab of the object from a series of x-ray radiographs taken at a prior-known angle. Sequences of x-ray radiographs are served as two-dimensional projection data for a 3D tomography. The most popular Feldkamp Algorithm which is based on Filtered Backprojection (FBP) approaches has shown to perform well for 3D reconstruction. In the case of limited view, however, Feldkamp Algorithm suffers from star artifact. In these scenarios, an algebraic reconstruction technique such as the Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART) is engaged for reconstructing tomograms. Conventional x-ray computed tomography was implemented on a c-arm x-ray apparatus where the x-ray source and detector is capable of rotating to capture radiograph at any specific angle. The implementation of conebeam -geometry reconstruction algorithm, however, requires that the center location of the detector is accurately identified. Any slightly-missed alignment of the x-ray source or the detector could result in the error of the position of the center and hence the error in reconstructed image. Consequently, x-ray radiography tomography is normally implemented on a c-arm x-ray apparatus where the correct orientation of x-ray tube with respect to x-ray detector is achievable. The aim of this paper is to implement the x-ray tomography on a non c-arm x-ray apparatus where the x-ray source can be in any orientation with respect to x-ray detector. To determine the orientation, we take the radiograph of the reference transparent object, say the plastic box, of which the coordinate of the landmark, say the corner point, is known. The shadowgram of the box is analyzed to extract the coordinate of landmark image and to determine the orientation matrix using classical direct linear transform method (DLT). Once the orientation is known, modified conebeam tomography is performed to derived 3D reconstruction volumetric data. The experimental results demonstrated the potential of such method.

*Keywords*— Image Reconstruction, Backprojection, SART, Volume Rendering, and Radiograph

## I. INTRODUCTION

Three-dimensional (3D) visualization, including surface rendering and volume rendering, has been studied extensively for medical application for the past several years and applied to such various medical applications as volume measurement, surgical planning, automated image-guided surgery, and telepresence surgery. The 3D visualizations are well established as clinical tool for CT imaging [1-2]. Visualization techniques for MRI and PET have been explored in [3-4]. Recently, special techniques have been purposed for multi-modal image which is the combination of PET and MR data [5-6]. 3D-image reconstruction for 3D ultrasonic data has been investigated in [7-8] to visualize the left ventricle of heart and the mitral valve.

3D visualization from X-ray radiographs has drawn a lot of attention from many researchers [9-10]. The ultimate goal is to derive the stack of cross section from image reconstruction algorithm followed by rendering the stack of cross-sectional images, so-called volumetric data, to provide the 3D model. The scheme to inverse the projections to a cross section can be categorized into 2 classes, the transformation method [11] such as the FBP and the algebraic formulation [12] such as the ART. It is proved by [13] that, for the same limited number of projections, the algebraic formulation give the better result of cross section than that of the transformation method. It has been shown that the algebraic reconstruction is suitable for the X-ray radiography which has limited projections caused by the X-ray overdose problem [10].

Image reconstruction from projection used in [9], and [10] is based on the assumption that the beam geometry is parallel. In practice, however, the assumption is acceptable only in the case where the distance between x-ray tube and film (or detector) is relatively high. If this is not the case i.e. for (C-ARM x-ray Apparatus), cone-beam geometry must be applied. The implementation of cone-beam -geometry reconstruction algorithm, however, requires that the center

location of the detector is accurately identified. Any slightly-missed alignment of the x-ray tube or the detector could result in the error of the position of the center and hence the error in reconstructed image. Consequently, x-ray radiography tomography is normally implemented on a c-arm x-ray apparatus where the correct orientation of x-ray tube with respect to x-ray detector is achievable. The aim of this paper is to implement the x-ray tomography on a non c-arm x-ray apparatus where the x-ray tube can be in any orientation with respect to x-ray detector.

## II. FELDKAMP CONE-BEAM TOMOGRAPHY

The goal of image reconstruction is to obtain an image  $f(x,y)$  of a cross section of the object from these projections. The algorithm can also be classified based on the geometry of the beam into parallel-beam, fan-beam and cone-beam tomography. While the projection data for the parallel-beam and fan-beam tomography is a 1D vector, the projection data for the cone-beam tomography is a 2D array. The well-known algorithm for cone-beam tomography is called Feldkamp cone-beam tomography [11]. The Feldkamp algorithm based on a 3D filtered backprojeciton. The generalized cone beam image reconstruction is expressed as follows:

$$g(x,y,z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D^2}{(D-s)^2} \int_{-\infty}^{\infty} R(p,\zeta,\beta) h\left(\frac{Dt}{D-s} - p\right) \frac{D}{\sqrt{D^2 + p^2 + \zeta^2}} dp d\beta \quad (1)$$

where  $g(x, y, z)$  is a reconstructed volumetric data,  $D$  is the distance between the source and the Z-axis,  $\beta$  is the source rotation angle relative to the z axis,  $R(p, \zeta, \beta)$  is the cone-beam projection data,  $t = x \cos \beta - y \sin \beta$ ,  $s = -x \sin \beta - y \cos \beta$  and  $(p, \zeta)$  is the coordinate system of the detector plane. The generalized cone-beam reconstruction can be divided into the following steps:

1. Obtain the weighted projection data

$$R'(p, \zeta, \beta) = \frac{D}{\sqrt{D^2 + p^2 + \zeta^2}} R(p, \zeta, \beta)$$

2. Filter the weighted data

$$Q(p, \zeta, \beta) = R'(p, \zeta, \beta) * h(p)$$

3. Weight and backproject the filtered data

$$g(x, y, z) = \frac{1}{2} \int_0^{2\pi} \frac{D^2}{(D-s)^2} Q(p, \zeta, \beta) d\beta$$

## III. X-RAY TUBE ORIENTATION DETERMINATION

A digital x-ray radiograph undergoes a linear transformation from the 3D projective space to the 2D projective space which can be described by the equation:

$$\begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix} = K [I_3 | O_3] J \begin{bmatrix} R & -T \\ O_3^T & I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$\text{or} \quad \begin{bmatrix} u \\ v \\ w \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \quad \text{where } M = [KR | -KRT]$$

A scene point  $[x \ y \ z \ 1]^T$  is expressed in a world Euclidean co-ordinate system  $(X, Y, Z)$  (see figure 2) and  $[u \ v \ w]^T$  is the image of a scene point in pixel unit in x-ray tube Euclidean co-ordinate axes  $(u, v, w)$ .

Matrix  $K$  in equation (2) is the x-ray tube calibration matrix

$$K = \begin{bmatrix} fa & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & fb & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Where  $f$  is the focal length of the projection,  $a$  and  $b$  is the conversion factor from physical unit to pixel unit and  $(u_0, v_0)$  is the principal point of the projection.

Matrix  $R$  and  $T$  contributes to the extrinsic parameter of the x-ray tube. Rotation matrix  $R$  expresses three elementary rotation of x-ray tube Euclidean co-ordinate axes  $(u, v, w)$  with respect to the world Euclidean Coordinate system  $(X, Y, Z)$ - rotation along  $x$ ,  $y$  and  $z$  are termed pan, tilt and roll respectively. Translation vector  $t$  gives three elements of the translation of the origin of the world co-ordinate system with respect to x-ray tube co-ordinate system. For the general cone-beam tomography, the world coordinate system is assigned as the coordinate system of the object and assumed to be aligned in the same orientation of the x-ray tube coordinate system except translated by some translation. To obtain  $M$ , observe each known point  $X=[x \ y \ z \ 1]^T$  and its corresponding 2D image point  $[u \ v \ w]^T$  yield an equation

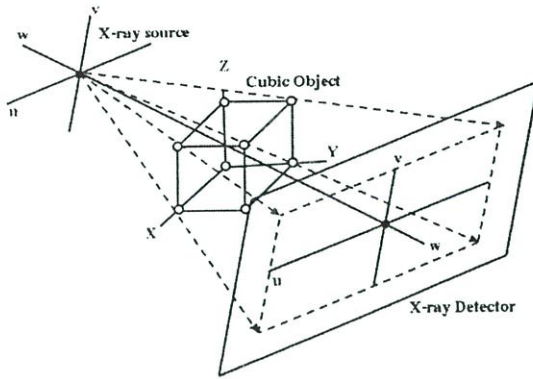


Fig. 1 X-ray tube coordinate system (u, v, w) and World coordinate system (X, Y, Z)

If  $n$  such points are available,  $A$  will be of size  $2n \times 12$ . To solve for  $M$ , perform Singular Value Decomposition (SVD) of  $A$  to derive  $A=UDV^T$ . The last column of  $V$  is the solution for  $M$ . To separate extrinsic parameter, observe that  $M$  can be written as  $M=[A|b]$  then  $T = -A^{-1}b$ . To determine  $R$ , we decompose  $A$  into a product of two matrices  $K$  and  $R$  using QR decomposition

$$\begin{bmatrix} x & y & z & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & -ux & -uy & -uz & -u \\ 0 & 0 & 0 & 0 & x & y & z & 1 & -vx & -vy & -vz & -v \\ & & & & & & & & & & & M \end{bmatrix} = 0$$

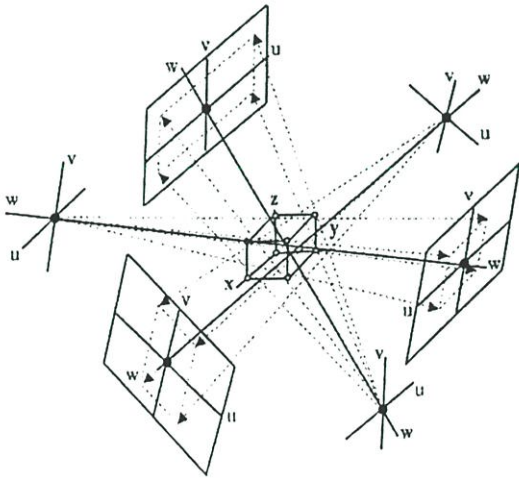


Fig. 2 Calibration setup for three orientation of x-ray tube.

$$\text{or} \quad AM=0 \quad (4)$$

In this paper, a shadowgram of standard box where the coordinate of the corner is known is analyzed to determine the internal and external parameter of the x-ray-tube model.

#### IV. EXPERIMENTS AND RESULTS

The process of Feldkamp cone-beam tomography with x-ray tube in arbitrary orientation is divided into 2 steps; (i) calibration step and (ii) modified reconstruction step.

In the first step, a series of radiograph of reference object with x-ray tube in arbitrary orientation are captured (shown in figure 3). The reference object is a cube. The original of world coordinate is the lower corner of the cube and hence the corner coordinate of cube is easily determined... In each position of the x-ray tube, the 3D coordinates with respect to the world coordinate and their correspond image coordinates with reference to image coordinate system (which passes through the center of image) are used to compute the projection matrix  $M$  as described in the previous section. In the next step, the reference cube is then replaced with object to be reconstructed. The series of radiograph of the object are then captured with the same series of x-ray tube position. These radiographs are served as projection data for modified Feldkamp cone-beam tomography. In the modified Feldkamp cone-beam tomography, the 3D reconstruction volume is reoriented using the extracted rotation matrix  $R$  such that the Z axis of world co-ordinate system is aligned with the w axis of x-ray tube co-ordinate system (see Figure 2). The normal process of Feldkamp is then performed on the reoriented volumetric data to derive a stack of cross-section images.

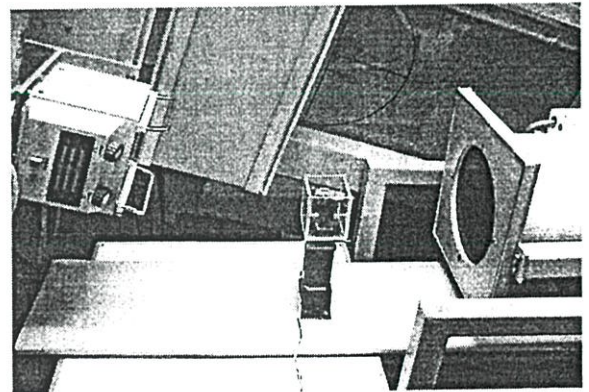


Fig. 3 Experiment setup for three orientation of pig bone with rotating platform.

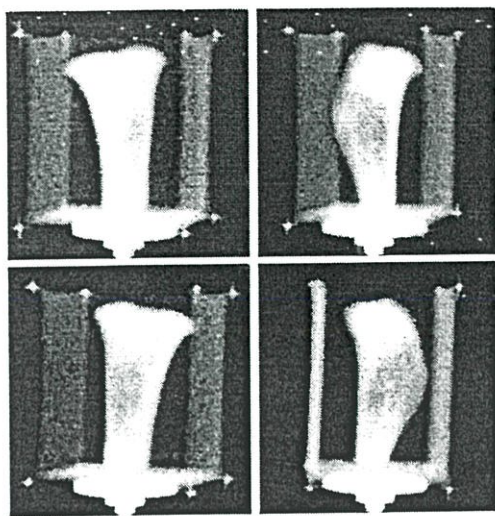


Fig. 4 Sample of projection data for arbitrary x-ray tube orientation.

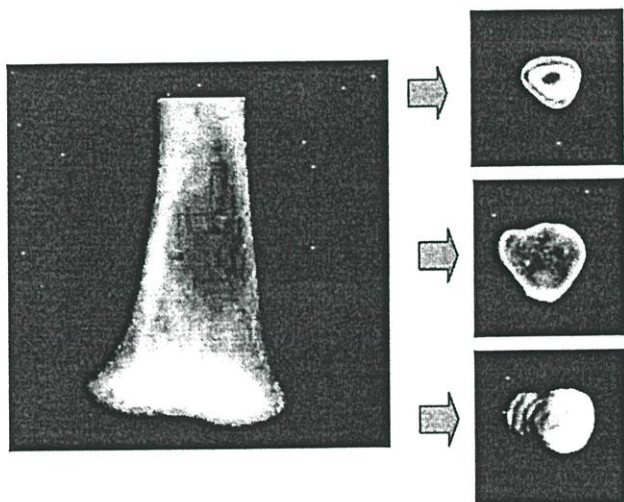


Fig. 5 Sample of reconstruction image

Figure 4 shows a sample of 2D projection data taken with x-ray tube in arbitrary orientation. Observe that the projection of ellipsoidal shape projection data is distorted to some certain degree depending upon the tilt angle of the x-ray tube with respect to axes of world coordinate system. The samples of reconstructed image in some slices are shown in figure 5. Evidently, reconstruction result is very satisfactory.

## V. CONCLUSIONS

The concept of x-ray computed tomography with x-ray tube in arbitrary orientation is presented in this paper. The purposed methods exploit the idea of camera modeling to extract the orientation of the 3D reconstructed volumetric data with respect to the x-ray tube coordinate system. The Feldkamp cone-beam is then implemented on the reoriented volumetric data to derive a stack of cross-section image. The result and a potential can be use for a real application.

## REFERENCES

1. D.C. Hemmy, et. al., "Three-dimensional Reconstruction of Craniofacial Deformation using Computed Tomographic," *Neurosurgery*, vol. 13, pp. 534-541, 1983
2. W.G. Totty, and N.W. Vannier, "Analysis of Complex Musculoskeleton Anatomy using Three-dimensional Surface Reconstruction," *Radiology*, vol. 150, pp. 173-177, 1984.
3. L. Axel, et. al., "Three-dimensional Display of NMR Cardiovascular Images," *Comput. Assist. Tomography*, vol.7, pp. 172-174, 1983.
4. N.W. Vannier, et. al., "Three-dimensional Magnetic Resonance Imaging of Congenital Heart Diseases," *Radiographics*, vol. 8, no. 5, pp. 857-871, 1988.
5. D.N. Levin, et. al., "Integrated Three-dimensional Display of MR and PET Images of the Brain," *Radiology*, vol. 172, pp. 783-789, 1989.
6. N.J. Valentino, "Volume Rendering of Multimodal Image: Application of MRI and PET image of the Human Brain," *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. 10, no. 4, pp. 554-561, 1991.
7. R. Pini, et. al., "Echocardiographic Three-dimensional Visualization of the Heart," *NATO ASI Series*, vol. F60, 3D imaging in Medicine, Hohne, K. H. et. al., Eds., Berlin: Springer-Verlag, 1990.
8. M. Verlande, et. al., "3D Reconstruction of the Beating Left Ventricle and Mitral Valve based on Multiplanar tee," in *Proc. Computers in Cardiology*. New York: IEEE Computer Society Press, 1991.
9. C. Pintavirooj, C. Ninkaew, M. Sangworasil, and K. Hamamoto, "3D Visualization from Radiograph," *ISCIT2001*, pp. 307-310, Nov. 2001.
10. P. Ungpinitpong, C. Pintavirooj, P. Leartprasert, and M. Sangworasil, "Improved 3D Visualization from X-Ray Radiograph Using Algebraic Reconstruction Technique," *ISCIT2002*, Oct. 2002.
11. A.C. Kak, "Tomographic Imaging with Diffracting and Non-Diffracting Sources," *Array Signal Processing*, S. Haykin, Ed. Eaglewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1985.
12. S. Kaczmarz, "Angenaherte Auflosung Von Systemen Linearer Gleichungen," *Bull. Acad. Pol. Sci. Lett. A*, vol. 6-8A, pp. 355-357, 1937.
13. H. Guan, and R. Gordon, "Computed Tomography using Algebraic Reconstruction Techniques (ART) with Different Projection Access Schemes: A Comparison Study Under Practical Situations," *Phys. Med. Biol.*, No.41, pp.1727-1746, 1996.

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-นามสกุล	นายธีระศักดิ์ จันทร์วิเมลียง
วัน เดือน ปีเกิด	3 ธันวาคม พ.ศ. 2521
ที่อยู่	24/1-2 หมู่ 10 ถ.แจ้งสนิท ต.ชนบท อ.ชนบท จ.ขอนแก่น 40180
ประวัติการศึกษาและการทำงาน	
	2542 ฝึกงานที่การไฟฟ้าฝ่ายผลิตแห่งประเทศไทยเขตภาคตะวันออกเฉียงเหนือ จ.ขอนแก่น
	2544 – 2548 ผู้ช่วยวิจัยในโครงการ “การสร้างเครื่องสแกนภาพโดยเทคนิคการถ่ายภาพแม่เหล็กแบบสนามต่ำ (Construction of a low field magnetic resonance imaging) ที่ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากเนคเทค (NECTEC)
	2548-2549 ผู้ช่วยวิจัยในโครงการ “การสร้างภาพ 3 มิติ ของกระดูกจากภาพถ่ายรังสีเอ็กซเรย์และจากฟลูออโรกราฟ” ที่ภาควิชาอิเล็กทรอนิกส์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ สถาบันเทคโนโลยีพระจอมเกล้าเจ้าคุณทหารลาดกระบัง ได้รับการสนับสนุนทุนวิจัยจากเนคเทค (NECTEC)
	2549-2550 ผู้ช่วยวิจัยในโครงการ “การสร้างเครื่องอิเล็กทรอนิกส์สำหรับแยกดีเอ็นเอ” ที่คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยธรรมศาสตร์

### ผลงานวิจัยที่ได้รับการตีพิมพ์

1. T. Chanwimalueang, Y.Pititherapad, M. Sangworasil, C. Pintavirooj and P. Tosranon , “Miniature Computed Tomography Application in 3D Modeling with Conebeam Geometry” , International Conference On Biomedical Engineering 2005 (ICBME 2005), 7 – 10 December 2005, Suntec Singapore International Convention & Exhibition Centre, Singapore

2. T. Chanwimalueang . M. Sangworasil and C. Pintavirooj, "Experimental Investigation of Arbitrary-Oreintation Conebeam X-ray Tomography". World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006 (WC 2006). Agust 27-September 1 2006. COEX Seoul Korea
3. Y. Pititheerapab, T. Chanwimalueang, C. Pintavirooj and P. Tosranon, "Miniatured Computed Tomography System and Calibration", IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications 2006 (ICIEA 2006) Singapore
4. D.Sueseenak, T. Chanwimalueang, W. Narkbuekaew, and C. Pintavirooj . "Cone-Beam X-Ray Tomography with Arbitrary-Orientation X-ray Tube", IEEE Conference on Industrial Electronics and Applications 2006 (ICIEA 2006) Singapore
5. Y. Pititheerapab, T. Chanmalueang, T.Rerksngaem, and C. Pintavirooj, "X-Ray Detector with CMOS Sensor Camera Application of Calcium Density Measurement", International Symposium on Communications and Information Technologies 2006 (ISCIT 2006) ,Bangkok Thailand ,October 2006
6. T. Angsuwatanakul, T. Chanwimalueang, C. Pintavirooj and M. Sangworasil , "Improved-Resolution X-ray Array Detector Applied for SART Fanbeam" ,International Symposium on Communications and Information Technologies 2006 (ISCIT 2006) ,Bangkok Thailand ,October 2006
7. D. Sueaseenak, T. Chanwimalueang, K. Wong-ek, N. Laoopugsin and C. Pintavirooj, "Classification of Muscular Contraction Using EMG Topological Mapping", Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology 2007 (ECTI 2007), May 9-12,2007 Mae Fah Luang University Chiang Rai, Thailand
8. C. Thomas, I. Thomas and T. Chanwimalueang, "KKU-NECTEC MRI System", NSTDA, Annual Conference 2005 , Nectec Thailand