

ผลกระทบของวิธีการสร้างภาพเอกซเรย์ต่อความถูกต้องของค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์และเลข  
อะตอมยังผลจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาแบบสองพลังงาน



วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาเทคโนโลยีนิวเคลียร์ ภาควิชาวิศวกรรมนิวเคลียร์  
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
ปีการศึกษา 2566

Impact of CT reconstruction algorithms on accuracy of electron density  
and effective atomic number from a dual-energy CT simulator



A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements  
for the Degree of Master of Science in Nuclear Technology  
Department of Nuclear Engineering  
Faculty Of Engineering  
Chulalongkorn University  
Academic Year 2023

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ผลกระทบของวิธีการสร้างภาพเอกซเรย์ต่อความถูกต้องของ ค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์และเลขอะตอมยังผลจาก เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาแบบสอง พลังงาน
โดย	น.ส.เกตุณภาพร เกตุประดิษฐ์
สาขาวิชา	เทคโนโลยีนิวเคลียร์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ดร.มนัสวี เลาะวิธี
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.โยธิน รักวงษ์ไทย

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้บัณฑิตวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่ง  
ของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต

..... คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์  
(ศาสตราจารย์ ดร.สุพจน์ เตชวรสินสกุล)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการ  
(รองศาสตราจารย์ ดร.ศุภยพงศ์ วงศ์แสวง)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก  
(ดร.มนัสวี เลาะวิธี)

..... อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.โยธิน รักวงษ์ไทย)

..... กรรมการ  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม)

..... กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย  
(ดร.จตุวัฒน์ ราชเรืองระบิน)

เกตุณภาพร เกตุประดิษฐ์ : ผลกระทบของวิธีการสร้างภาพเอกซเรย์ต่อความถูกต้องของค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาแบบสองพลังงาน . ( Impact of CT reconstruction algorithms on accuracy of electron density and effective atomic number from a dual-energy CT simulator) อ.ที่ปรึกษาหลัก : ดร.มนัสวี เลาะวิธี, อ.ที่ปรึกษาร่วม : ผศ. ดร.โยธิน รักวงษ์ไทย

ในระยะไม่กี่ปีที่ผ่านมา มีการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในหลายรูปแบบ หนึ่งในนั้นได้แก่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองพลังงาน (Dual-Energy Computed Tomography) ซึ่งมีความแม่นยำในการประมาณค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผล ทั้งสองค่านี้มีความสำคัญในด้านรังสีรักษาเป็นส่วนแบ่งของคุณลักษณะของเนื้อเยื่อ งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์เพื่อศึกษาความถูกต้องของการคำนวณค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพที่ประมวลผลด้วย Iterative reconstruction algorithm วิธีการทดลอง ขั้นตอนแรกจะสร้างหุ่นจำลองดิจิทัลโดยใช้โปรแกรม MATLAB R2021a อ้างอิงลักษณะเนื้อเยื่อจากหุ่นจำลอง GAMMEX 467 โดยมีประเภทเนื้อเยื่อตั้งต่อไปนี้ เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่น (Cortical bone) เนื้อเยื่อสมอง (Brain) เนื้อเยื่อไขมัน (Adipose) และเนื้อเยื่อเต้านม (Breast) ขั้นตอนที่สองสร้างซิโนแกรม (sinogram) โดยจำลองพลังงานของรังสีเอกซ์จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองพลังงานที่พลังงาน 80 และ 140 kVp โดยใช้ SPEKTR 3.0 MATLAB Toolbox ให้พลังงานทั้งสองผ่านหุ่นจำลองดิจิทัลที่สร้างขึ้นมาเก็บมุมของภาพทั้งหมด 180 มุม ขั้นตอนที่สามเพิ่มสัญญาณรบกวนลงในภาพซิโนแกรมโดยตั้งค่าการกระจายสัญญาณรบกวน 3 ระดับได้แก่ 2, 5 และ 10 ขั้นตอนที่สี่ทำการประมวลผลสร้างภาพตัดขวางจากภาพซิโนแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและมีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆ ด้วยวิธีการฉายภาพย้อนกลับแบบกรอง (Filtered back projection) และวิธีการวนซ้ำ (iterative algorithm) โดยใช้ TIGRE Toolbox แล้วคำนวณหาค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพที่ประมวลผลได้โดยใช้สมการ DEEDZ ผลการวิจัยพบว่าวิธีการประมวลผลแบบวิธีการวนซ้ำ ให้ค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนจากภาพซิโนแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและที่มีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆ ในเนื้อเยื่อทุกประเภทดีกว่าวิธีการฉายภาพย้อนกลับแบบกรอง ยกเว้น ภาพซิโนแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนในเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นเมื่อเปรียบเทียบกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนมาตรฐาน ผลการวิจัยในส่วนค่าเลขอะตอมยังผลพบว่าวิธีการประมวลผลแบบวิธีการวนซ้ำให้ค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพซิโนแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและที่มีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆ ในเนื้อเยื่อทุกประเภทดีกว่าวิธีการฉายภาพย้อนกลับแบบกรองเมื่อเปรียบเทียบกับค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐาน

สาขาวิชา เทคโนโลยีนิวเคลียร์

ปีการศึกษา 2566

ลายมือชื่อนิสิต .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาหลัก .....

ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาร่วม .....

# # 6370028621 : MAJOR NUCLEAR TECHNOLOGY

KEYWORD:

Ketnaporn Ketpradit : Impact of CT reconstruction algorithms on accuracy of electron density and effective atomic number from a dual-energy CT simulator. Advisor: MANASAVEE LOHVITHEE, Ph.D.  
Co-advisor: Asst. Prof. YOTHIN RAKVONGTHAI, Ph.D.

In recent years, computed tomography (CT) technology has been evolved in many aspects including the dual-energy CT (DECT). The advantages of the DECT over the conventional CT include better tissue separation, which can provide an accurate estimation of relative electron density ( $\rho_e$ ) for photon therapy and effective atomic number ( $Z_{eff}$ ) for proton therapy. The objective of this study is to investigate an impact of different CT reconstruction algorithms on  $\rho_e$  and  $Z_{eff}$  of DECT images that used filtered back projection and (FBP) iterative algorithms of different tissues i.e. adipose, breast, brain and cortical bone. Methods: A digital phantom was created to mimic the properties of human tissues following the Gammex 467 Tissue Characterization Phantom, representing tissues of cortical bone, brain, adipose and breast. Dual-energy X-ray spectra of high-energy (140 kVp) and low-energy (80 kVp) were simulated using the SPEKTR 3.0 Toolbox to imitate the X-ray spectra of DECT simulator. A projection in each angle was obtained from attenuated spectrum through the digital phantom. After obtaining 180 projections from 180 angles, a sinogram was formed by storing these projections in a composite image. Three levels of Gaussian noise (2, 5 and 10) were added to the sinograms. Cross-sectional images representing maps of attenuation for different tissues were generated by CT reconstruction algorithms from sinograms obtained from previous step. Two categories of CT reconstruction algorithms i.e. analytical and iterative algorithms available on the Tomographic Iterative GPU-based Reconstruction (TIGRE) Toolbox were used for CT image reconstruction. From the HU numbers extracted from the reconstructed DECT images of each algorithm,  $\rho_e$  and  $Z_{eff}$  of each tissue were computed using DEEDZ equations and compared with the reference values of the Gammex phantom. Results: Comparing  $\rho_e$  and  $Z_{eff}$  from DECT images of different tissues reconstructed using iterative algorithms and FBP algorithm, it was observed that the values from iterative algorithms were more closely related than those from FBP algorithm, when compared with the reference Gammex phantom. However, some exceptional cases occurred where results from FBP algorithm were closer to the reference values. These cases were: 1) The cases of  $\rho_e$  in cortical bone rod with no Gaussian noise and noise level 2. 2) The case of  $Z_{eff}$  in adipose rod with Gaussian noise level 10.

Field of Study: Nuclear Technology

Student's Signature .....

Academic Year: 2023

Advisor's Signature .....

Co-advisor's Signature .....

## กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ดร.มนัสวี เลาะวิธิ อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.โยธิน รักรวงษ์ไทย อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วมที่ได้ให้คำแนะนำ แนวคิด ตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ มาโดยตลอด จนงานวิจัยเล่มนี้เสร็จสมบูรณ์ รวมถึงผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ทวีป แสงแห่งธรรมและอาจารย์ในภาควิชาวิศวกรรมนิวเคลียร์ทุกท่านผู้ศึกษา จึงขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูง

ขอบคุณครอบครัวที่เป็นกำลังใจและให้การสนับสนุนในทุกด้านด้วยความหวังใญ่จนสามารถทำวิทยานิพนธ์สำเร็จ



เกตุณภาพร เกตุประดิษฐ์

จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
CHULALONGKORN UNIVERSITY

## สารบัญ

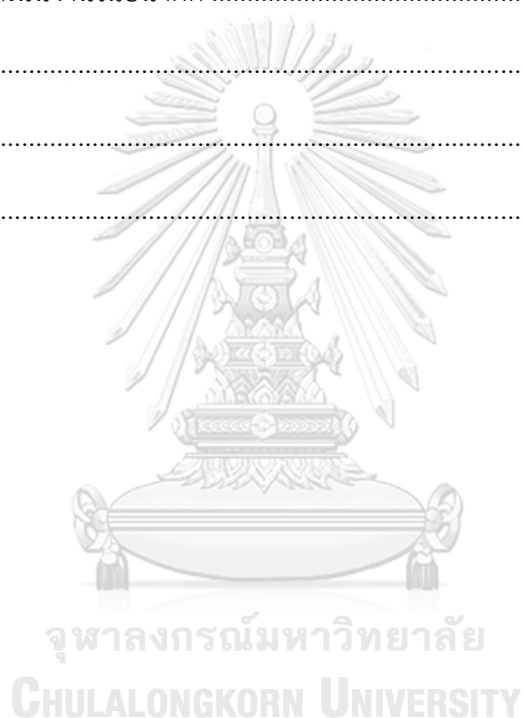
	หน้า
.....	ค
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
.....	ง
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	ง
กิตติกรรมประกาศ.....	จ
สารบัญ.....	ฉ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญรูปภาพ.....	ฎ
บทที่ 1 บทนำ .....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ .....	1
1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย .....	2
1.3 ขอบเขตการวิจัย.....	3
1.4 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงานวิจัย.....	3
1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	4
1.6 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	6
2.1 อนุภาคมูลฐาน .....	6
2.1.1 อะตอม .....	6
2.1.2 โปรตอน.....	6
2.2 ชนิดของรังสี.....	6
2.2.1 รังสีที่ไม่ทำให้ประจุแตกตัว .....	7

2.2.2	รังสีที่ทำให้ประจุแตกตัว .....	7
2.3	ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับรังสีเอกซ์.....	8
2.3.1	กระบวนการเกิดรังสีเอกซ์.....	8
2.3.2	รังสีที่ออกจากหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์ .....	9
2.3.3	อันตรกิริยาของรังสีเอกซ์กับตัวกลาง.....	10
2.4	เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์.....	18
2.4.1	องค์ประกอบของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์ .....	18
2.4.2	รูปแบบของลำรังสีเอกซ์.....	22
2.4.3	การเก็บข้อมูลเพื่อประมวลผลสร้างภาพ.....	23
2.4.4	วิธีการประมวลผลภาพตัดขวางสามมิติ .....	26
2.4.5	ภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์.....	40
2.5	เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์แบบสองพลังงาน .....	44
2.6	รังสีรักษา .....	45
2.6.1	การวางแผนการรักษา.....	45
2.6.2	ชนิดของการรักษาด้วยรังสี .....	49
2.6.3	เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา .....	50
2.6.4	การรักษาด้วยเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอน .....	50
2.6.5	การรักษาด้วยอนุภาคโปรตอน .....	51
บทที่ 3	วิธีการดำเนินการวิจัย .....	54
3.1	เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย.....	54
3.2	วิธีการดำเนินการวิจัย.....	54
3.2.1	การสร้างหุ่นจำลองดิจิทัล .....	55
3.2.2	การสร้าง Sinogram.....	55
3.2.3	การเพิ่มสัญญาณรบกวน .....	56



3.2.4 การประมวลผลสร้างภาพ .....	57
3.2.5 การคำนวณค่าเลขชี้ที่ .....	58
3.3.6 การคำนวณความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์.....	58
3.3.7 การคำนวณเลขอะตอมยังผล .....	58
บทที่ 4 ผลการทดลอง.....	59
4.1 ศึกษาความถูกต้องของค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับ สัญญาณรบกวนต่างๆ .....	59
4.1.1 ค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวน .....	59
4.1.2 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณ รบกวนในระดับ 2 .....	60
4.1.3 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณ รบกวนในระดับ 5 .....	61
4.1.4 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของ สัญญาณ รบกวนในระดับ 10 .....	63
4.2 ศึกษาความถูกต้องของค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับสัญญาณรบกวน ต่างๆ .....	64
4.2.1 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวน .....	64
4.2.2 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวน ในระดับ 2.....	65
4.2.3 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวน ในระดับ 5.....	66
4.2.4 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวน ในระดับ 10.....	67
บทที่ 5 สรุปผลการศึกษา.....	69
5.1 ผลการศึกษาความถูกต้องของค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับ สัญญาณรบกวนต่างๆ .....	69

5.2 ผลการศึกษาความถูกต้องของค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับสัญญาณ รบกวนต่างๆ.....	70
5.3 อภิปรายผลการศึกษา .....	71
5.4 ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะ .....	72
5.4.1 การจำลองสเปกตรัมของรังสีเอกซ์ .....	72
5.4.2 การสร้างหุ่นจำลองดิจิทัลโดยใช้โปรแกรม MATLAB R2021a .....	73
5.5 แนวทางการดำเนินงานในอนาคต .....	73
ภาคผนวก.....	74
บรรณานุกรม.....	81
ประวัติผู้เขียน .....	85



## สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 ตารางแสดงการตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆของวิธีการประมวลผลภาพแบบการวนซ้ำแบบ มี Regularization .....	58
ตารางที่ 2 ค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวน .....	59
ตารางที่ 3 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2 .....	60
ตารางที่ 4 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 .....	61
ตารางที่ 5 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10 .....	63
ตารางที่ 6 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวน .....	64
ตารางที่ 7 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2 .....	65
ตารางที่ 8 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 .....	66
ตารางที่ 9 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10 .....	68
ตารางที่ 10 วิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดและประสิทธิภาพน้อยที่สุดของเนื้อเยื่อทุกประเภท .....	71

## สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 1 สเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า .....	7
รูปที่ 2 กระบวนการผลิตรังสีเอกซ์ .....	9
รูปที่ 3 สเปกตรัมรังสีเอกซ์แบบต่อเนื่อง (Continuous X-ray Spectrum) .....	9
รูปที่ 4 อันตรกิริยาของรังสีเอกซ์กับตัวกลาง .....	11
รูปที่ 5 อันตรกิริยาโฟโตอิเล็กทริก คอมป์ตันและแบริโปรดักชันเพิ่มขึ้นที่ขึ้นกับเลขเชิงอะตอมของตัวกลางและพลังงานของรังสีแกมมา .....	12
รูปที่ 6 ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก.....	13
รูปที่ 7 ทิศทางการเคลื่อนที่ของแกมมาโฟตอนจากปรากฏการณ์คอมป์ตัน.....	14
รูปที่ 8 ปรากฏการณ์คอมป์ตัน .....	14
รูปที่ 9 การเกิดแบริโปรดักชันและแอนนิฮิเลชัน .....	16
รูปที่ 10 การนำแอนนิฮิเลชันไปใช้ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ .....	16
รูปที่ 11 การกระเจิงแบบโคเฮเรนต์ .....	17
รูปที่ 12 ปรากฏการณ์โฟโตดีสอินทริเกรชัน .....	17
รูปที่ 13 ภาพแสดงตำแหน่งของวงแหวนสลีป, หลอดเอกซเรย์และหัววัดเอกซเรย์ .....	19
รูปที่ 14 ภาพแสดงหลอดเอกซเรย์ .....	19
รูปที่ 15 ภาพแสดงตำแหน่งคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าผู้ป่วยและคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัด.....	20
รูปที่ 16 Parallel-beam geometry .....	22
รูปที่ 17 Fan-beam geometry.....	22
รูปที่ 18 Cone-beam geometry.....	23
รูปที่ 19 ขั้นตอนการเก็บชุดข้อมูลภาพฉายรังสีในมุมต่างๆทั้ง 360 องศาและกระบวนการประมวลผลเพื่อสร้างภาพใหม่สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ .....	24
รูปที่ 20 ภาพเรย์ซัม (Ray-Sum).....	25

รูปที่ 21	แผนภาพความหมายของสมการ Beer-Lambert Law .....	25
รูปที่ 22	การเก็บข้อมูลโปรเจกชันโปรไฟล์ใน 1 มุม .....	26
รูปที่ 23	ภาพโปรเจกชันและซีโนแกรม .....	26
รูปที่ 24	วิธีการสร้างภาพแบบแบ็กโปรเจกชัน (Back-Projection Method).....	27
รูปที่ 25	ประมวลผลภาพแบบ Back-Projection เกิดลักษณะคล้ายแหกของดาวรอบๆภาพของวัตถุ .....	29
รูปที่ 26	วิธีการประมวลผลภาพแบบ Filtered back-projection.....	29
รูปที่ 27	วิธีการประมวลผลภาพแบบการวนซ้ำ .....	30
รูปที่ 28	วิธีการประมวลผลภาพแบบ ASD-POCS .....	34
รูปที่ 29	กระบวนการสร้างภาพถ่ายเอกซเรย์ด้วยคอมพิวเตอร์ สามมิติชนิดลำรังสีแบบรูปตัด .....	41
รูปที่ 30	กระบวนการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ .....	43
รูปที่ 31	ขั้นตอนการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็ง .....	45
รูปที่ 32	ความสัมพันธ์และขอบเขตของก้อนมะเร็งสำหรับการฉายรังสี.....	47
รูปที่ 33	ลักษณะการเกิดอันตรกิริยาของอนุภาคโปรตอน .....	52
รูปที่ 34	แผนผังขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย .....	54
รูปที่ 35	ตำแหน่งของเนื้อเยื่อ (ก) ตำแหน่งของเนื้อเยื่อจากหุ่นจำลอง GAMMEX 467 (ข) ตำแหน่ง ของเนื้อเยื่อจากหุ่นจำลองดิจิตอล .....	55
รูปที่ 36	ภาพ Sinogram ที่พลังงาน 80 kVp .....	56
รูปที่ 37	ภาพ Sinogram ที่พลังงาน 140 kVp .....	56
รูปที่ 38	ภาพ Sinogram ที่มีสัญญาณรบกวนระดับต่างๆ (ก) มีค่าการกระจายสัญญาณรบกวน ระดับ 2, (ข) มีค่าการกระจายสัญญาณรบกวนระดับ 5 และ (ค) มีค่าการกระจายสัญญาณรบกวน ระดับ 10.....	57

## บทที่ 1 บทนำ

### 1.1 ความเป็นมาและความสำคัญ

ในปัจจุบันเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้มีบทบาทสำคัญเพราะเป็นหนึ่งในขั้นตอนการฉายรังสี การใช้รังสีรักษาต้องมีการวางแผนการรักษาเพื่อช่วยกำหนดปริมาณรังสีในบริเวณที่ต้องการรักษาให้แก่ผู้ป่วย โดยมีขั้นตอนหลัก ได้แก่ การจำลองการรักษา การวางแผนการรักษา และการฉายรังสี การจำลองการรักษานั้นถือเป็นหัวใจสำคัญของงานรังสีรักษา โดยใช้ภาพถ่ายทางรังสี เพื่อนำมาใช้วางแผนการรักษา ภาพถ่ายทางรังสีจะใช้บอกถึงตำแหน่ง ขนาด และขอบเขตของก้อนมะเร็ง และเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง

ในปัจจุบันมีแนวโน้มในการฉายรังสีในรูปแบบ 3 มิติ เพิ่มมากขึ้น และส่งผลให้การใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายมากขึ้นไปด้วย นอกจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะเป็นภาพที่ใช้ในการวาดขอบเขตการวางแผนการรักษาแล้ว ยังให้รายละเอียดเลขซีทีของเนื้อเยื่อซึ่งเป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีในตัวกลางซึ่งถูกแปลงเป็นปริมาณรังสีหรือใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีด้วยระบบวางแผนการรักษาโดยทั่วไปแล้ว อวัยวะภายในร่างกายมนุษย์มีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน ส่งผลให้เลขซีทีที่มีค่าแตกต่างกัน ยกตัวอย่างเช่นบริเวณทรวงอก ซึ่งประกอบไปด้วยอวัยวะที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน เช่น ปอด กระดูก และน้ำ ทำให้ความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีและค่าความสัมพันธ์ของความหนาแน่นอิเล็กตรอน (Relative Electron Density; RED) ที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษานั้นแตกต่างกันไปด้วย [1]

การฉายรังสีเป็นการให้รังสีพลังงานสูงเฉพาะเจาะจงไปที่ก้อนมะเร็ง เพื่อทำลายกลุ่มก้อนของเซลล์มะเร็งหรือต่อน้ำเหลืองข้างเคียงที่อาจมีการลุกลาม โดยเมื่อรังสีเอกซ์และแกมมา (โฟตอน) จากเครื่องฉายรังสีเข้าสู่ร่างกายผู้ป่วย ปริมาณรังสีจะค่อยๆ ลดลงแปรผันตามความลึกที่รังสีผ่าน ทำให้อวัยวะด้านหน้าและด้านหลังก้อนมะเร็งยังคงได้รับปริมาณรังสีอยู่ในระดับสูง [2]

ในปัจจุบันมีการใช้รังสีอีกกลุ่มหนึ่งที่เข้ามามีบทบาทในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งเพิ่มขึ้น ได้แก่ อนุภาคโปรตอนและคาร์บอนไอออน โดยเมื่อโปรตอนเคลื่อนที่เข้าไปในร่างกายผู้ป่วย โปรตอนจะเข้าไปทำอันตรกิริยากับอิเล็กตรอนในอะตอมและถ่ายเทพลังงานให้กับตัวกลางที่ละน้อยพร้อมลดความเร็วของโปรตอน ตัวกลางดูดกลืนปริมาณรังสีน้อยมาก จนกระทั่งโปรตอนเคลื่อนไปใกล้ระยะทางพิสัยของอนุภาค (range) โปรตอนจะถ่ายเทพลังงานจำนวนมากทำให้ตัวกลางมีการดูดกลืนปริมาณรังสีสูงสุด เกิดเป็น Bragg peak ขึ้นใกล้กับบริเวณที่โปรตอนหยุดลง โดยทั่วไปจะกำหนดให้

ตำแหน่งนี้เป็นตำแหน่งของก้อนมะเร็ง ทำให้อวัยวะปกติที่อยู่หลังก้อนมะเร็งไม่ได้รับรังสี ซึ่งต่างจากการใช้รังสีเอกซ์และแกมมา ที่ยังคงมีปริมาณรังสีหลังก้อนมะเร็งเหลืออยู่

อย่างไรก็ตามการใช้โปรตอนในรังสีรักษาก็มีข้อจำกัด โดยเฉพาะอย่างยิ่งเกี่ยวกับความถูกต้องแม่นยำของตำแหน่งผู้ป่วยและปริมาณรังสีที่วางแผนการรักษา เมื่อเกิดการเคลื่อนย้ายตำแหน่งเพียงเล็กน้อย จะสามารถทำให้อวัยวะข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีมากกว่าที่ควรจะเป็นหรืออาจจะกล่าวได้ว่าความคลาดเคลื่อนขององค์ประกอบเนื้อเยื่ออาจจะส่งผลทำให้อวัยวะได้รับรังสีเกินความจำเป็น ดังนั้นการวางแผนการรักษาจึงจะต้องใช้การคำนวณปริมาณรังสีที่ถูกต้องแม่นยำ เพื่อให้แน่ใจว่ามีการครอบคลุมอวัยวะเป้าหมายตามแผนการรักษาและไม่ส่งผลกระทบต่ออวัยวะข้างเคียง

การคำนวณ Stopping power ที่มาจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์พลังงานเดี่ยวเกิดความไม่แน่นอนในส่วนขององค์ประกอบของเนื้อเยื่อ ในปัจจุบันได้มีการนำเอาจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองพลังงานมาใช้งาน เนื่องจากมีการแยกองค์ประกอบของเนื้อเยื่อได้ดีกว่า และสามารถให้ข้อมูลในส่วนความหนาแน่นของอวัยวะและองค์ประกอบของเนื้อเยื่อได้ชัดเจนมากกว่า

โดยทั่วไปแล้ววิธีการประมวลผลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภทได้แก่ Analytical และการวนซ้ำ (iterative algorithm) โดยวิธีการแบบ Analytical เป็นวิธีที่ได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายในการวินิจฉัยของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยทั่วไปในปัจจุบัน เนื่องจากการใช้คณิตศาสตร์ในการคำนวณแบบตรงไปตรงมาไม่ซับซ้อนและใช้ระยะเวลาไม่นาน แต่ข้อเสียคือวิธีการนี้จะขจัดสัญญาณรบกวนได้ไม่ดีมาก ส่วนวิธีการวนซ้ำสามารถจัดการสัญญาณรบกวนได้ดีกว่าแต่มีข้อเสียคือมีค่าใช้จ่ายที่สูงกว่าและใช้ระยะเวลานานกว่าในการประมวลผลภาพ

ผู้จัดทำมีแนวคิดในการนำเอาวิธีการประมวลผลในรูปแบบ Analytical และการวนซ้ำมาเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการประมวลผลภาพที่ระดับสัญญาณรบกวนต่างๆ โดยใช้ภาพจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองพลังงาน และนำไปคำนวณหาความแม่นยำของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลเทียบกับค่าอ้างอิงเพื่อศึกษาและเปรียบเทียบวิธีการที่ได้ค่าความถูกต้องและแม่นยำมากที่สุด

## 1.2 วัตถุประสงค์ของการวิจัย

ศึกษาความถูกต้องของการคำนวณค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพที่ประมวลผลด้วย Iterative reconstruction algorithm

### 1.3 ขอบเขตการวิจัย

1.3.1 ศึกษาเงื่อนไขและการตั้งค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมเช่น ชนิดของ filter, relax parameter และ number of iteration สำหรับประมวลผลภาพด้วยวิธี Filtered back-projection และ Iterative algorithm โดยมีอะกอลิทึม SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS ,OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD, AwASD-POCS โดยใช้ TIGRE Toolbox : MATLAB

1.3.2 ศึกษาความถูกต้องของเลขซีที จากภาพที่ประมวลผลภาพด้วยวิธี Filtered back-projection และ iterative algorithm ที่สัญญาณรบกวนในระดับต่างๆ และเทียบกับค่าอ้างอิง Gammex 647 phantom

1.3.3 คำนวณหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพที่ประมวลผลภาพด้วยวิธี Filtered back-projection และ iterative algorithm ที่สัญญาณรบกวนในระดับต่างๆและเทียบกับค่าอ้างอิง Gammex 647 phantom

### 1.4 ขั้นตอนและวิธีการดำเนินงานวิจัย

1.4.1 ศึกษาข้อมูลและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1.4.2 จำลองพลังงานของรังสีเอกซ์จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองด้วยใช้ SPEKTR 3.0 Toolbox สร้างหุ่นจำลองดิจิทัลของอวัยวะต่างๆโดยใช้ข้อมูลอ้างอิงจากหุ่นจำลอง Gammex 467

1.4.3 สร้างข้อมูลโปรเจกชันของหุ่นจำลองกับรังสีที่พลังงาน 80 kVp และ 140 kVp

1.4.4 นำภาพโปรเจกชันที่สร้าง มาจำลองสัญญาณรบกวนที่ระดับต่างๆเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการประมวลผลภาพแบบต่างๆ

1.4.5 ทดลองประมวลผลสร้างภาพตัดขวางจากหุ่นจำลองด้วยวิธีการ Filtered back-projection และ iterative algorithm ได้แก่ SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS ,OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD, AwASD-POCS โดยใช้ TIGRE toolbox

1.4.6 คำนวณหาค่าเลขซีทีจากภาพตัดขวางที่พลังงาน 80 kVp และ 140 kVp เพื่อคำนวณหาค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผล

1.4.7 เปรียบเทียบค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผล ที่ได้จากการประมวลผลด้วยวิธีต่างๆ ที่ระดับสัญญาณรบกวนต่างๆ กับค่ามาตรฐาน แล้วคำนวณหาค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและค่าเฉลี่ย

1.4.8 สรุปผลการทำวิจัยพร้อมเสนอแนวทางการขยายผล



## 1.5 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

ได้ทราบถึงความถูกต้องของการคำนวณค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์และค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพที่ประมวลผลด้วย Iterative reconstruction algorithm

## 1.6 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1.6.1 Wouter van Elmpt, Guillaume Landry, Marco Das และ Frank Verhaegen คศ.2016 [3] ได้อธิบายถึงหลักการพื้นฐานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองพลังงานการคำนวณหาค่าความหนาแน่นอะตอมและเลขอะตอมยังผลเพื่อใช้งานด้านรังสีรักษาและประโยชน์ของการใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองพลังงาน โดยในงานวิจัยนี้ใช้สมการ  $\rho_e = a[(1 + \alpha)HU_H - HU_L/1000] + b$  โดยที่  $a$ ,  $b$  และ  $\alpha$  เป็นค่าคงที่ และ  $Z_{eff}$  โดยใช้สมการนี้  $(HU_L/1000 + 1)/(HU_H/1000 + 1) = (1 + AZ_{eff}^{m-1})/(B + CZ_{eff}^{m-1})$  โดยที่  $A$ ,  $B$ ,  $C$  และ  $m$  เป็นค่าคงที่

1.6.2 Guillaume Landry, Joao Seco, Mathieu Gaudreault และ Frank Verhaegen คศ.2016 [4] โดยงานวิจัยได้ศึกษาสมการในการคำนวณเลขอะตอมยังผลในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองพลังงานเพื่อนำไปใช้ในด้านรังสีรักษา เนื่องจากงานด้านรังสีรักษาต้องใช้ความแม่นยำสูงดังนั้นจึงต้องหาสมการที่คำนวณได้ค่าความถูกต้องที่แม่นยำ โดยงานวิจัยนี้มีการคำนวณ 2 แบบ วิธีแรกในการคำนวณคือวิธี Tissue Substitute Method (TSM) ใช้ความสัมพันธ์สัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นที่วัดจากพลังงานสูงและต่ำใช้คำนวณหาค่าเลขอะตอมยังผล สมการที่ใช้ได้แก่  $Z_{eff} = \sqrt[\beta]{\frac{\sum_i^n ((\omega_i Z_i)/A_i) * Z_i^\beta / \sum_i^n ((\omega_i Z_i)/A_i)}$  สำหรับการคำนวณที่วัสดุมีหลายองค์ประกอบส่วนสมการนี้ใช้คำนวณกับค่าอ้างอิงมาตรฐานโดยใช้หุ่นจำลอง Gammex 467 สมการคือ  $\mu_{80\text{ kVp},140\text{ kVp}} \approx (A_{80\text{ kVp}} + B_{80\text{ kVp}} Z_{eff}^{n-1} + C_{80\text{ kVp}} Z_{eff}^{m-1}) / (A_{140\text{ kVp}} + B_{140\text{ kVp}} Z_{eff}^{n-1} + C_{140\text{ kVp}} Z_{eff}^{m-1})$  โดยที่  $n$  และ  $m$  มีค่าอยู่ที่ 2.86 และ 4.62 และ  $A$ ,  $B$  และ  $C$  เป็นค่าคงที่วิธีการที่สองคือวิธี the Reference Tissue Method (RTM) จะมีวิธีการที่ซับซ้อนมากขึ้น เปรียบเทียบกับเนื้อเยื่ออ้างอิง และมีการเพิ่มพารามิเตอร์  $k_{1,\text{kVp}} = K^{SCA} / K^{KN}$  และ  $k_{2,\text{kVp}} = K^{PE} / K^{KN}$  เพื่อเพิ่มการแม่นยำ สมการมีดังนี้  $\sum[(\mu_{\text{kVp}}/\mu_{\text{water,kVp}}) (k_{1,\text{kVp}}, k_{2,\text{kVp}}) - (HU_{\text{kVp}}/1000) + 1]^2$  สรุปผลการทดลองวิธีการ TSM และ RTM สมการเชิงตรงที่ได้เปรียบเทียบกับมาตรฐานอยู่ที่ 0.99330 และ 0.9999 การเปรียบเทียบค่าเลขอะตอมยังผลกับข้อมูลมาตรฐานมีความคลาดเคลื่อน 0.3 หน่วย กับ 0.15 หน่วย วิธีการประมวลผลด้วย RTM จะมีความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า TSM

1.6.3 Masatoshi Saito และ Shota Sagara คศ.2017 [5] โดยงานวิจัยได้ศึกษาสมการในการคำนวณความหนาแน่นอะตอมและเลขอะตอมยังผลอย่างง่ายโดยสูตรมีชื่อเรียกว่า DEEDZ โดยสมการจะใช้ค่าเลขซีที่จากค่ามาตรฐานโดยใช้หุ่นจำลอง Gammex 467 เปรียบเทียบกับค่าเลขซีที่ได้จากการวัด โดยสมการในงานวิจัยนี้มีจำนวนค่าคงที่ของตัวแปรที่น้อยและผลที่ได้ยังแม่นยำ สมการที่ใช้ในการหาค่าความหนาแน่นอะตอมคือ  $\rho_e = [\Delta HU/1000] + 1$  โดย  $\Delta HU = (1 + \alpha)HU_H - \alpha HU_L$  โดยที่  $\alpha$  เป็นค่าคงที่ สมการที่ใช้ในการหาค่าเลขอะตอมยังผลคือ  $(Z_{eff}/Z_{eff,w})^m - 1 = \gamma_L((U_L/\rho_e) - 1)$  โดยที่  $m$  มีค่าอยู่ที่ 3-4 และ  $\gamma_L$  เป็นค่าคงที่ ผลสรุปการทดลองงานวิจัยนี้ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเปรียบเทียบเนื้อเยื่อของมนุษย์ตาม ICRU-46 โดยค่าเลขอะตอมยังผลของมาตรฐานมีค่าตั้งแต่ 5.83-16.11 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ได้ -3.1% โดยเนื้อเยื่อที่อวัยวะอื่นอยู่ที่ประมาณ -0.2% แต่ในส่วนอวัยวะของไทรอยด์อยู่ที่ -3.1% สาเหตุความคลาดเคลื่อนเนื่องจากไทรอยด์มีไอโอดีนเป็นองค์ประกอบเล็กน้อยโดยมีเป็นธาตุที่มีเลขอะตอมสูง แต่ในส่วนอวัยวะอื่นๆค่าเลขอะตอมยังผลมีความแม่นยำ



## บทที่ 2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

### 2.1 อนุภาคมูลฐาน

#### 2.1.1 อะตอม

อะตอมเป็นองค์ประกอบพื้นฐานที่เล็กที่สุดของวัตถุตัวกลาง ประกอบด้วยอนุภาคมูลฐานที่สำคัญคือนิวเคลียสที่มีโปรตอนประจุบวกกับนิวตรอนเป็นแกนกลางและล้อมรอบด้วยกลุ่มอิเล็กตรอนที่มีประจุลบเคลื่อนที่ไปรอบๆ มวลของอะตอมนั้นส่วนใหญ่มาจากมวลของนิวเคลียส ซึ่งมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ  $10^{-15}$  เมตร และเมื่อรวมกับกลุ่มอิเล็กตรอน อะตอมจะมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ  $10^{-10}$  เมตร คุณสมบัติของอะตอมนั้นสามารถอธิบายได้จากองค์ประกอบของนิวเคลียส (จำนวนโปรตอนและนิวตรอน) รวมไปถึงจำนวนและการจัดเรียงตัวของอิเล็กตรอนในวงโคจรรอบนิวเคลียส (orbital electron)

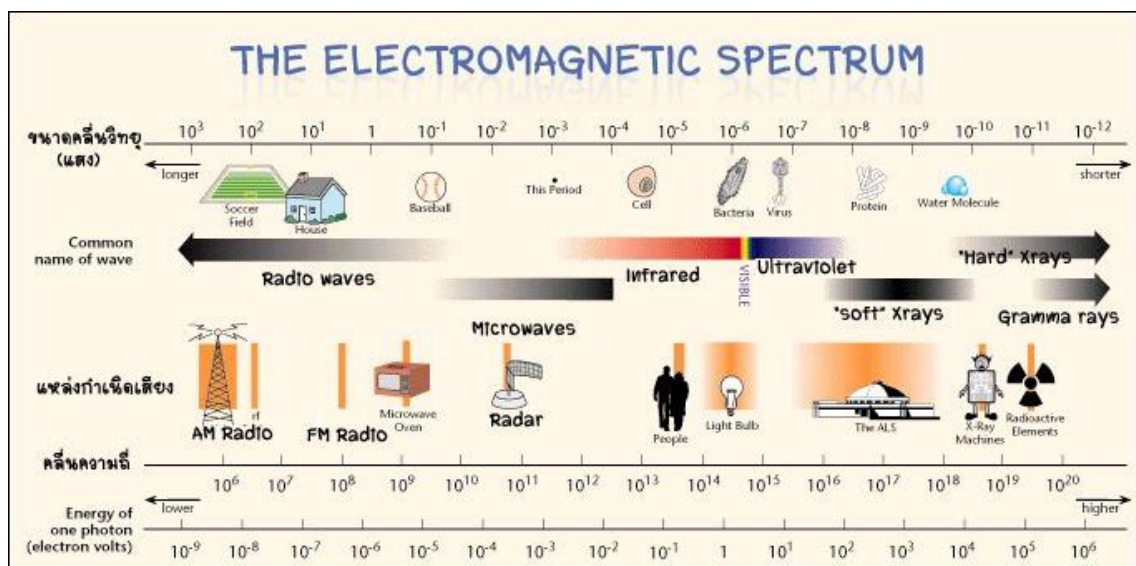
จากทฤษฎีอะตอมโบร์ (Bohr) ซึ่งได้รับความนิยมในการอธิบายโครงสร้างอะตอมของไฮโดรเจนระบุไว้ว่า อิเล็กตรอนจะเคลื่อนที่เป็นวงรอบนิวเคลียสในวงโคจรเฉพาะและมีโมเมนตัมเชิงมุมคงที่ อิเล็กตรอนจะรับหรือปล่อยพลังงานออกมาทุกครั้งที่มีการเปลี่ยนวงโคจรในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า โดยพลังงาน ( $E=hf$ ) ของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้านั้นมีค่าเท่ากับส่วนต่างของระดับชั้นพลังงานของวงโคจร [6]

#### 2.1.2 โปรตอน

โปรตอน คืออนุภาคมูลฐานของอะตอม คือเป็นองค์ประกอบของนิวเคลียสในอะตอมนั่นเอง โปรตอนจะรวมตัวกับนิวตรอนอยู่ตรงกลางของนิวเคลียส เรียกว่า “นิวคลีออน” โปรตอนมีคุณสมบัติทางประจุไฟฟ้าเป็นบวก มีค่าประจุมูลฐานเท่ากับ  $+1e$  มีน้ำหนักประมาณ  $1.67 \times 10^{-27}$  กิโลกรัมและมีขนาดของประจุ  $1.6 \times 10^{-19}$  คูลอมบ์ จำนวนโปรตอนที่มีอยู่ในอะตอมจะมีจำนวนเท่ากับอิเล็กตรอนในโมเลกุลที่เสถียร โปรตอนมีสัญลักษณ์เป็น  $p$  หรือ  $p^+$  มีคุณสมบัติทางประจุไฟฟ้าเป็นบวก และมีมวลน้อยกว่ามวลของนิวตรอนเพียงเล็กน้อยเท่านั้น เนื่องจากค่าความแตกต่างของมวลนั้นน้อยมาก คือโปรตอนมีขนาด 1.0073 amu และ นิวตรอนมีขนาด 1.0087 amu ในบางครั้งเราจึงถือว่าโปรตอนและนิวตรอนมีขนาดเท่ากัน คือ 1 amu ( 1 มวลอะตอม) ในนิวเคลียสของอะตอมใดๆจะต้องมีโปรตอนอย่างน้อยหนึ่งตัว

### 2.2 ชนิดของรังสี

รังสีคือพลังงานที่ปลดปล่อยออกมาในรูปแบบของอนุภาคหรือคลื่น ที่มีความยาวคลื่นและพลังงานแตกต่างกันไปตั้งรูปที่ 1 โดยรังสีที่เป็นอนุภาค เช่น รังสีแอลฟา รังสีบีตา รังสีนิวตรอน รังสีคอสมิก และ รังสีที่เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เช่น คลื่นวิทยุ แสงสว่าง รังสีอัลตราไวโอเล็ต รังสีความร้อน รังสีเอกซ์ รังสีแกมมา [4]



รูปที่ 1 สเปกตรัมของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า

โดยสามารถแบ่งชนิดของรังสีจากพลังงาน และความสามารถในการทำให้ประจุแตกตัว (Ionization) หรือกระบวนการที่ทำให้อะตอมที่เป็นตัวกลางทางไฟฟ้า กลายเป็นอะตอมที่มีประจุบวกหรือประจุลบ

รังสีแบ่งออกเป็น 2 ชนิด ได้แก่

#### 2.2.1 รังสีที่ไม่ทำให้ประจุแตกตัว

เป็นรังสีที่มีพลังงานไม่สูงมากพอที่จะทำให้พันธะทางเคมีแตกตัว ได้เพียงแต่ทำให้เกิดการสั่นของอะตอม รังสีประเภทนี้คือรังสีที่ใช้ในชีวิตประจำวัน ได้แก่ อัลตราไวโอเล็ต แสง (Visible light) อินฟราเรด ไมโครเวฟ และคลื่นวิทยุ [4]

#### 2.2.2 รังสีที่ทำให้ประจุแตกตัว

เป็นรังสีหรืออนุภาคที่มีพลังงานสูงมากพอที่จะทำให้อิเล็กตรอนในวงโคจรของอะตอมสสารหลุดออกมาได้ รังสีประเภทนี้ถูกนำมาใช้งานทางการแพทย์ ได้แก่ รังสีเอกซ์ รังสีแกมมา และอนุภาคต่างๆ เป็นต้น

รังสีที่ทำให้ประจุแตกตัว สามารถแบ่งออกเป็น 2 แบบ

2.2.2.1 รังสีที่ก่อให้เกิดการแตกตัวได้โดยตรง (Directly ionizing radiation) อนุภาคที่มีประจุสามารถถ่ายเทพลังงานให้กับอิเล็กตรอนในตัวกลางผ่านปฏิกิริยาทางไฟฟ้าได้โดยตรง ได้แก่ อิเล็กตรอน โปรตอน แอลฟา และไอออนหนัก (heavy ions)

2.2.2.2 รังสีที่ก่อให้เกิดการแตกตัวได้โดยอ้อม (Indirectly ionizing radiation) จะต้องถ่ายเทพลังงานให้กับอนุภาคที่มีประจุอ่อนและอนุภาคที่มีประจุนั้นจึงถ่ายเทพลังงานให้กับอิเล็กตรอนในตัวกลางต่อไป ประกอบด้วย โฟตอน (รังสีเอกซ์หรือรังสีแกมมา) และนิวตรอน โดยไม่ว่า

จะเป็นรังสีที่ก่อให้เกิดการแตกตัวได้โดยตรงหรือทางอ้อมแล้วสามารถนำมาใช้ในงานรังสีวินิจฉัย และใช้ในการรักษาโรคได้อีกด้วย [4]

### 2.3 ความรู้พื้นฐานเกี่ยวกับรังสีเอกซ์

รังสีเอกซ์ คือ คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าพลังงานสูง สามารถเกิดขึ้นจากสองกรณี คือ เกิดจากการเปลี่ยนแปลงชั้นพลังงานของอิเล็กตรอนภายในอะตอมเกิดเป็นรังสีเอกซ์ลักษณะเฉพาะ (Characteristic X-ray) และอิเล็กตรอนเข้าทำอันตรกิริยากับแรงคูลอมป์ของนิวเคลียส เกิดเป็นรังสีเอกซ์ชนิดเบรมส์ชตราลุง (Bremsstrahlung) ในปัจจุบันสามารถแบ่งช่วงพลังงานของรังสีเอกซ์ตามแรงดันไฟฟ้าได้ดังนี้

- 0.1 -20 kV รังสีเอกซ์พลังงานต่ำ (soft X-ray หรือ grenz)
- 20-120 kV รังสีเอกซ์ในช่วงวินิจฉัย (diagnostic)
- 120-300 kV รังสีเอกซ์พลังงาน orthovoltage
- 300 kV-1 MV รังสีเอกซ์พลังงาน intermediate
- 1 MV ขึ้นไป รังสีเอกซ์พลังงาน megavoltage ใช้ในงานรังสีรักษา

สมการที่ใช้ในการคำนวณพลังงานดังสมการที่ 2.1

$$E = hv = \frac{hc}{\lambda} \quad (2.1)$$

เมื่อ  $h$  คือ ค่าคงที่ของ Planck มีค่า  $6.626 \times 10^{-34}$  Js

$C$  คือ ความเร็วแสงมีค่าเท่ากับ  $3 \times 10^8$  m/s

เมื่อ 1 อิเล็กตรอนโวลต์ (eV) =  $1.602 \times 10^{-19}$  J ดังนี้

$$\begin{aligned} hc &= (1.99 \times 10^{-25}) \times \frac{1 \text{ eV}}{1.602 \times 10^{-19} \text{ J}} \\ &= (1.24 \times 10^{-6}) \text{ eV} \end{aligned}$$

ดังนั้น  $E = \frac{1.24}{\lambda}$

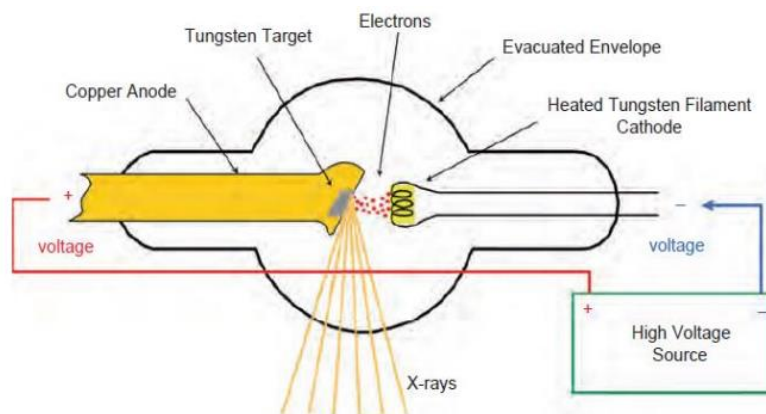
เมื่อ  $E$  คือ พลังงานของรังสีเอกซ์ในหน่วยอิเล็กตรอนโวลต์ (eV)

$\lambda$  คือ ความยาวคลื่นในหน่วยไมโครเมตร ( $\mu\text{m}$ )

#### 2.3.1 กระบวนการเกิดรังสีเอกซ์

เครื่องกำเนิดรังสีเอกซ์ (X-ray generator) จ่ายแรงดันไฟฟ้าและกระแสหลอดให้กับไส้หลอด ทำให้ไส้หลอด (Filament) เกิดความร้อน และเผาไหม้เกิดอิเล็กตรอนอิสระหลุดออกมา จากนั้นอิเล็กตรอนก็ถูกเร่งด้วยแรงดันไฟฟ้าทำให้มีความเร็วเพิ่มขึ้นและพุ่งไปชนกับเป้าที่เป็นขั้วแอโนดเกิดเป็นรังสีเอกซ์ โดยที่หลอดเอกซเรย์มีผนังเป็นแก้วและอยู่ภายใน Housing โดยภายในหลอดต้องเป็นสุญญากาศ เพื่อป้องกันมิให้เกิดการชนระหว่างโมเลกุลของอากาศและอิเล็กตรอนที่กำลังถูกเร่งระหว่างไส้หลอด และเป้า Housing มีลักษณะเป็นถังหุ้มหลอดเอกซเรย์

มีหน้าที่ป้องกันไม่ให้รังสีทะลุออกไปอย่างไร้ทิศทาง อีกทั้งยังมีการบรรจุน้ำมันภายในซึ่งช่วยป้องกัน Housing จากแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้ไส้หลอด และช่วยระบายความร้อนที่เกิดขึ้นที่ไส้หลอดเอกซเรย์ดังรูปที่ 2 [10]



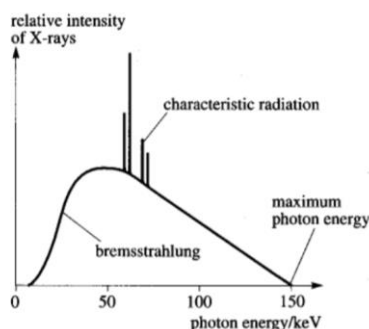
รูปที่ 2 กระบวนการผลิตรังสีเอกซ์

### 2.3.2 รังสีที่ออกจากหลอดกำเนิดรังสีเอกซ์

#### 2.3.2.1 เบรมส์ชตราลุง (Bremsstrahlung)

สืบเนื่องจากการให้ค่าแรงดันไฟฟ้าระหว่างขั้วแคโทดและแอโนด อิเล็กตรอนวิ่งเข้า สนามไฟฟ้าของนิวเคลียสของเป้า อิเล็กตรอนถูกเบี่ยงเบนทิศทางโดยแรงคูลอมบ์ที่เกิดจากนิวเคลียสของอะตอมหนัก (ทังสแตน) ทำให้ความเร็วของอิเล็กตรอนเปลี่ยนแปลง และเมื่อความเร็วของอิเล็กตรอนเปลี่ยนแปลงจะทำให้สูญเสียพลังงานในรูปของคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า เรียกว่า เบรมส์ชตราลุง (Bremsstrahlung) ซึ่งการเบี่ยงเบนทิศทางนี้ขึ้นอยู่กับแรงนิวเคลียส (เลขอะตอม) ของแอโนด

จากรูปที่ 3 [10]ความเร็วของอิเล็กตรอนขึ้นอยู่กับแรงดันไฟฟ้าของขั้วหลอด พลังงานของเบรมส์ชตราลุง (Energy of Bremsstrahlung) จะหลากหลายตั้งแต่ค่าสูงสุด (เมื่ออิเล็กตรอนเข้าใกล้สนามไฟฟ้าของนิวเคลียสอย่างมาก) ไปจนกระทั่งพลังงานต่ำสุด (เมื่ออิเล็กตรอนเบี่ยงเบนบนเส้นทางเพียงเล็กน้อยเท่านั้น)



รูปที่ 3 สเปกตรัมรังสีเอกซ์แบบต่อเนื่อง (Continuous X-ray Spectrum)

### 2.3.2.2 รังสีเอกซ์ลักษณะเฉพาะ (Characteristic X-ray)

หากอิเล็กตรอนที่เข้ามาภายในอะตอมเกิดการชนกับอิเล็กตรอนในวงโคจรชั้น K และ L shell ของเป้า และมีพลังงานสูงกว่าพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอนในชั้นพลังงานนั้นๆ จะทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกไปและอิเล็กตรอนวงโคจรถัดไปเข้ามาแทนที่ และให้พลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของรังสีเอกซ์ ซึ่งมีค่าพลังงานเฉพาะตามธาตุที่เป็นเป้า และเกิดรังสีที่มีพลังงานแน่นอน เรียกว่ารังสีเอกซ์ลักษณะเฉพาะ หากเป้าเป็นทังสเตน พลังงานของรังสีเอกซ์ลักษณะเฉพาะที่เกิดขึ้นจะประมาณ 59 keV และ 69 keV ซึ่งเรียกว่า  $K\alpha$  และ  $K\beta$  ตามลำดับ

โดยสรุป คือ รังสีเอกซ์ถูกผลิตขึ้นจากการที่อิเล็กตรอนพุ่งชนเป้าที่เป็นโลหะหนัก (Bombard) ประสิทธิภาพของการผลิตรังสีเอกซ์ขึ้นกับแรงดันไฟฟ้า และเลขอะตอมของเป้า โดยรังสีเบรมส์ตราลูมมีพลังงานต่อเนื่องซึ่งมีพลังงานสูงสุดเท่ากับแรงดันไฟฟ้าที่จ่ายให้กับขั้วหลอด ส่วนพลังงานต่ำสุดจะถูกดูดกลืนไปภายในหลอดเอกซเรย์ และรังสีเอกซ์ลักษณะเฉพาะจะเกิดขึ้นจากการที่อิเล็กตรอนจากไส้หลอดวิ่งไปชนอิเล็กตรอนในวงโคจร K และ L ของเป้าทำให้อิเล็กตรอนของเป้าหลุดจากวงโคจรและอิเล็กตรอนในวงโคจรชั้นนอก (L หรือ M) เข้ามาแทนที่พร้อมกับปลดปล่อยพลังงานส่วนเกินออกมาในรูปของรังสี โดยมีพลังงานเท่ากับผลต่างของพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอนในทั้งสองของวงโคจรดังสมการ ที่ 2.2 และ 2.3 [7]

$$K\alpha = E_K - E_L = 59.3 \text{ keV} \quad (2.2)$$

$$K\beta = E_K - E_M = 69.5 \text{ keV} \quad (2.3)$$

### 2.3.3 อันตรกิริยาของรังสีเอกซ์กับตัวกลาง

เมื่อโฟตอนชนวัตถุตัวกลางจะมีการดูดกลืน โดยการถ่ายเทพลังงานให้กับตัวกลางหรือมีการกระเจิงไปในทิศทางอื่นกลายเป็นรังสีทุติยภูมิ (Secondary radiation) หรือ มีการส่งผ่านผ่านไปในตัวกลางโดยไม่มีการเกิดอันตรกิริยาถือเป็นรังสีปฐมภูมิ (Primary radiation) เมื่อโฟตอนมีการดูดกลืนหรือกระเจิงอาจกล่าวได้ว่าการลดทอน (Attenuation) เกิดขึ้น จำนวนโฟตอนที่มีการส่งผ่านออกมาเมื่อผ่านตัวกลางใด ๆ แสดงดังรูปที่ 4 สามารถคำนวณหาได้จากสมการที่ 2.4

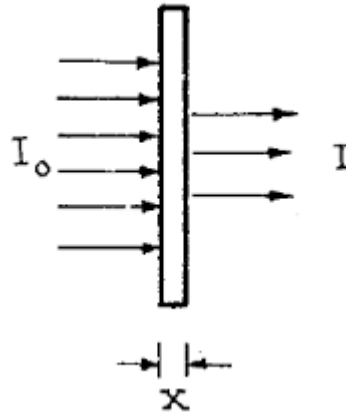
$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.4)$$

เมื่อ  $I$  คือ จำนวนโฟตอนหลังผ่านวัตถุตัวกลาง

$I_0$  คือ จำนวนโฟตอนก่อนผ่านวัตถุตัวกลาง

$\mu$  คือ ค่าสัมประสิทธิ์ลดทอนเชิงเส้น (linear attenuation coefficient)  $(\text{cm})^{-1}$

$x$  คือ ความหนาของวัตถุ (cm)



รูปที่ 4 อันตรกิริยาของรังสีเอกซ์กับตัวกลาง

เนื่องจาก  $e^{-\mu x}$  เป็นจำนวนที่แสดงถึงปริมาณโฟตอนที่วิ่งผ่านออกมาจากตัวกลาง ถ้า  $e^{-\mu x}$  มีค่าน้อย ปริมาณโฟตอนที่วิ่งผ่านออกมาจากตัวกลางก็จะมีจำนวนที่น้อย ดังนั้น  $e^{-\mu x}$  จึงเป็นตัวเลขที่แสดงถึงโอกาสในการเกิดการกระทำ ซึ่งก็คือโอกาสในการเกิดกระบวนการอันตรกิริยาต่างๆทั้งห้ากระบวนการ เขียนเป็นสมการได้ว่า

$$e^{-\mu x} = (e^{-wx})(e^{-\tau x})(e^{-\sigma x})(e^{-Kx})(e^{-\pi x}) \quad (2.5)$$

เมื่อ  $w, \tau, \sigma, K$  และ  $\pi$  เป็นสัมประสิทธิ์การลดทอนของกระบวนการการกระเจิงแบบโคฮีเรนต์ (Coherent scattering,  $w$ ) โฟโตอิเล็กทริก (Photoelectric,  $\tau$ ) การกระเจิงแบบคอมป์ตัน (Compton scattering,  $\sigma$ ) กระบวนการการผลิตคู่ (Pair production,  $K$ ) และกระบวนการโฟโตดีสอินทีเกรชัน (Photodisintegration,  $\pi$ ) ตามลำดับ ดังนั้นจะเขียนแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.6

$$\mu = w + \tau + \sigma + K + \pi \quad (2.6)$$

เนื่องจากสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น  $\mu$  เป็นผลรวมของสัมประสิทธิ์การลดทอนของกระบวนการต่างๆ จึงอาจจะเรียก  $\mu$  ว่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นรวม (total linear attenuation coefficient) โดยทั่วไป จะไม่พิจารณากระบวนการโคฮีเรนต์และกระบวนการโฟโตดีสอินทีเกรชัน ซึ่งเกิดขึ้นน้อยมาก ทำให้ประมาณค่า  $\mu$  ได้ดังสมการที่ 2.7

$$\mu = \tau + \sigma + \pi \quad (2.7)$$



ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนจะแปรผันกับพลังงานของรังสีและเลขอะตอมของตัวกลาง นอกจากนี้ยังขึ้นกับความหนาแน่นของตัวกลางอีกด้วย จะได้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวล (Mass attenuation coefficient) ดังสมการที่ 2.8

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (2.8)$$

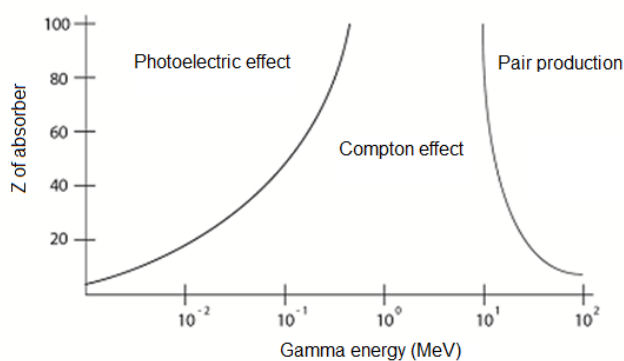
เมื่อ  $\mu$  คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (cm)<sup>-1</sup>

$\rho$  คือ ความหนาแน่นของตัวกลาง (g/cm<sup>3</sup>)

### อันตรกิริยาของรังสีเอกซ์กับตัวกลางที่สำคัญมีอยู่ 5 อันตรกิริยา

1. ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก (Photoelectric effect)
2. ปรากฏการณ์คอมป์ตัน (Compton scattering)
3. ปรากฏการณ์แฟร์โปรดักชัน (Pair Production)
4. ปรากฏการณ์การกระเจิงแบบโคเฮเรนต์ (Coherent scattering)
5. ปรากฏการณ์โฟโตดีอินทิเกรชัน (Photodisintegration)

โอกาสของการเกิดอันตรกิริยาแบบปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก (Photoelectric effect), ปรากฏการณ์คอมป์ตัน (Compton scattering) และปรากฏการณ์แฟร์โปรดักชัน (Pair Production) ขึ้นอยู่กับพลังงานของโฟตอนหรือเลขอะตอมของตัวกลางที่เข้ามาทำอันตรกิริยา ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริกเกิดเมื่อโฟตอนมีพลังงานต่ำ ปรากฏการณ์คอมป์เกิดเมื่อโฟตอนมีพลังงานปานกลาง ส่วนปรากฏการณ์แฟร์โปรดักชันเกิดเมื่อโฟตอนมีพลังงานสูง ดังรูปที่ 5 [7]

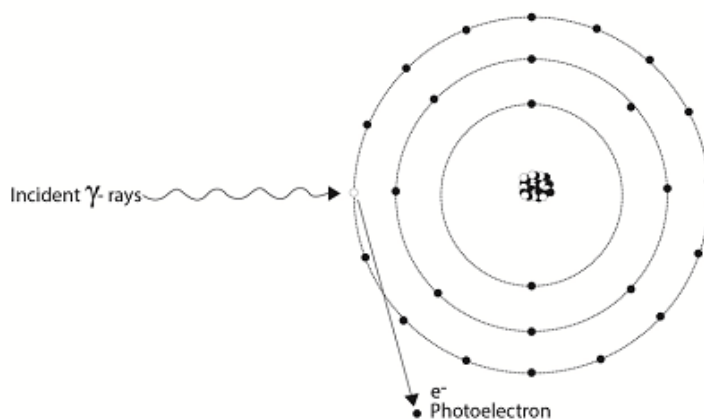


รูปที่ 5 อันตรกิริยาโฟโตอิเล็กทริก คอมป์ตันและแฟร์โปรดักชันเพิ่มขึ้นกับเลขอะตอมของตัวกลางและพลังงานของรังสีแกมมา

### 2.3.3.1 ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก (Photoelectric effect) [5]

ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริกเกิดขึ้น เมื่อแกมมาโฟตอนกระทบสาร แล้วถ่ายเทพลังงานทั้งหมดให้กับอิเล็กตรอนของสาร ทำให้อิเล็กตรอนนั้นหลุดออกจากอะตอม เรียกว่าโฟโตอิเล็กตรอน (Photoelectron) แสดงดังรูปที่ 6 [5] โดยมีพลังงาน ( $E_e$ ) เท่ากับผลต่างของแกมมาโฟตอน ( $h\nu$ ) กับพลังงานยึดเหนี่ยว (B.E.) ดังสมการที่ 2.9

$$E_e = h\nu - \text{B.E.} \quad (2.9)$$



รูปที่ 6 ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก

โฟโตอิเล็กตรอนมีคุณสมบัติเช่นเดียวกับอนุภาคบีตาที่มีพลังงานเท่ากัน จึงอาจทำให้เกิดอันตรกิริยาต่อไปได้อีก สำหรับรังสีแกมมาที่มีพลังงานสูง โฟโตอิเล็กตรอนจะมีทิศทางในแนวเดียวกับแกมมาโฟตอน และจะทำมุมกับทิศทางเดิม เมื่อรังสีแกมมามีพลังงานต่ำ อันตรกิริยานี้มักเกิดขึ้นกับอิเล็กตรอนในวง K และขึ้นอยู่กับพลังงานของรังสีแกมมา ( $E$ ) และเลขเชิงอะตอมของสาร ( $Z$ ) ซึ่งแสดงความสัมพันธ์ได้ดังสมการที่ 2.10 คือ

$$\text{โอกาสของการเกิดปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก} \approx \text{ค่าคงตัว} (Z^3/E^3) \quad (2.10)$$

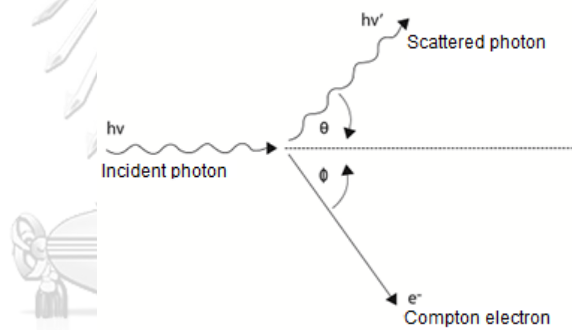
จากความสัมพันธ์ดังกล่าว เห็นได้ว่า ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริกจะเกิดมากขึ้น เมื่อรังสีแกมมามีพลังงานลดต่ำลง และในตัวกลางมีเลขเชิงอะตอมสูง โดยอันตรกิริยานี้มีความสำคัญเมื่อรังสีแกมมามีพลังงานน้อยกว่า 1 MeV กระทบกับตัวกลางที่มีเลขอะตอมสูงๆ แต่ถ้ารังสีแกมมามีพลังงานน้อยกว่าพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอนในอะตอมแล้ว อิเล็กตรอนก็จะไม่หลุดออกจากอะตอม ถ้ารังสีแกมมามีพลังงานมากกว่าพลังงานยึดเหนี่ยวของอิเล็กตรอนในอะตอม จะเกิดปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก หลังจากโฟโตอิเล็กตรอนหลุดออกไปแล้ว อิเล็กตรอนจากวงโคจรรอบนอกจะเข้ามาแทนที่ โดยการปล่อยพลังงานออกมาในรูปรังสีเอกซ์ ดังนั้น จึงสรุปได้ว่า

ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริกเป็นการดูดกลืนรังสีแกมมาทั้งหมดแล้วให้อิเล็กตรอนและรังสีเอกซ์ออกมา

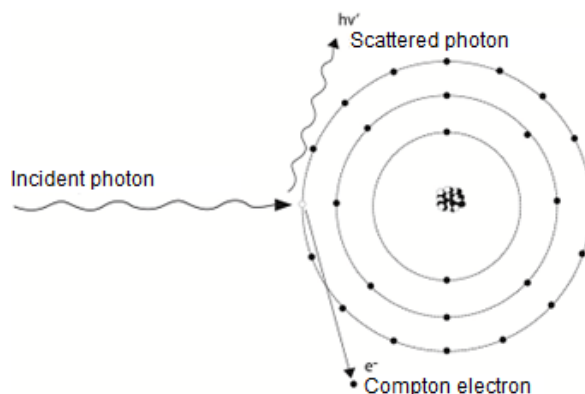
### 2.3.3.2 ปรากฏการณ์คอมป์ตัน (Compton scattering) [5]

ในปรากฏการณ์คอมป์ตัน แกมมาฟoton เข้าชนกับอิเล็กตรอนในอะตอมของสสารแบบยืดหยุ่น ในการชนนี้ ทั้งโมเมนตัมและพลังงานไม่สูญหาย โฟตอนจะเสียพลังงานบางส่วนให้กับอิเล็กตรอนทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากวงโคจรไปในทิศทางทำมุม  $\theta$  กับทิศทางการเคลื่อนที่เดิมของโฟตอน เรียกอิเล็กตรอนที่หลุดออกไปนี้ว่า คอมป์ตันอิเล็กตรอน (Compton electron) ส่วนโฟตอนที่พลังงานลดลงจะเปลี่ยนทิศทางการเคลื่อนที่ไป โดยทำมุม  $\theta$  กับทิศทางเดิม และมีความยาวคลื่นมากขึ้น ดังรูปที่ 7 และ 8 [5] โดยพลังงานของโฟตอนที่เข้าชน  $h\nu$  และพลังงานของโฟตอนที่สะท้อนออกไป  $h\nu'$  มีความสัมพันธ์ดังสมการที่ 2.11

$$h\nu' = \frac{h\nu}{\left[1 + \left(\frac{h\nu}{mc^2}\right)(1 - \cos\theta)\right]} \quad (2.11)$$



รูปที่ 7 ทิศทางการเคลื่อนที่ของแกมมาฟoton จากปรากฏการณ์คอมป์ตัน



รูปที่ 8 ปรากฏการณ์คอมป์ตัน

เมื่อ  $\lambda$  และ  $\lambda'$  เป็นความยาวคลื่นของโฟตอนที่เข้าชน และโฟตอนที่สะท้อนออกไป และ  $m$  เป็นมวลของอิเล็กตรอน ความยาวคลื่นของโฟตอนที่เปลี่ยนไป ( $\lambda - \lambda'$ ) สามารถคำนวณจากสมการที่ 2.12

$$\begin{aligned}\lambda - \lambda' &= c\left[\frac{1}{v} - \frac{1}{v'}\right] \\ \lambda - \lambda' &= \left[\left(\frac{h\nu}{mc^2}\right)(1 - \cos\theta)\right] \quad (2.12)\end{aligned}$$

ถ้า  $\theta = 90^\circ$ ,  $\cos\theta = 0$  ดังนั้น

$$\begin{aligned}\lambda - \lambda' &= \frac{h}{mc} \\ &= 0.0243 \text{ \AA}\end{aligned}$$

เรียกความยาวคลื่นนี้ว่า ความยาวคลื่นคอมป์ตัน (Compton wavelength) จะเห็นได้ว่าความยาวคลื่นที่เปลี่ยนไปขึ้นอยู่กับมุมสะท้อนของโฟตอน ไม่เกี่ยวข้องกับพลังงานของโฟตอนที่ตกกระทบปรากฏการณ์คอมป์ตันเกิดขึ้นได้ดีกับสสารที่มีค่าเลขอะตอมสูง และลดลงเมื่อพลังงานโฟตอนสูงขึ้น ซึ่งประมาณได้ตามสมการที่ 2.13 คือ

$$\text{โอกาสของการเกิดปรากฏการณ์คอมป์ตัน} = \text{ค่าคงตัว } (Z/E) \quad (2.13)$$

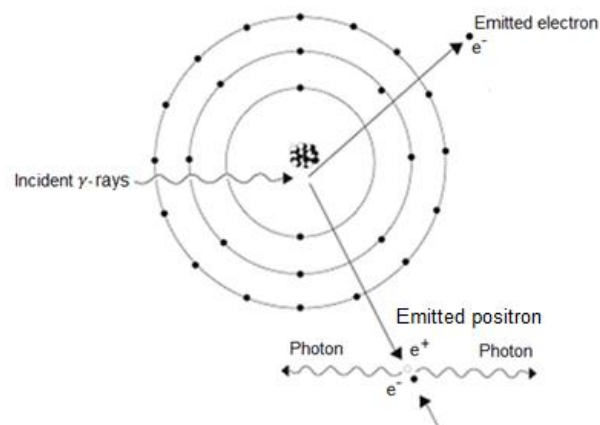
ข้อแตกต่างระหว่างปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก และปรากฏการณ์คอมป์ตัน ก็คือ ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริก เป็นการดูดกลืนโฟตอนทั้งหมดที่มาตกกระทบ ส่วนปรากฏการณ์คอมป์ตัน เพียงแค่ลดขนาดของพลังงานเดิมของโฟตอน โฟตอนที่มีพลังงานลดต่ำลงนี้อาจจะทำอันตรกิริยาโฟโตอิเล็กทริกได้อีกเนื่องจากอันตรกิริยานี้เกิดได้ง่ายขึ้น เมื่อโฟตอนมีพลังงานต่ำ

### 2.3.3.3 ปรากฏการณ์แพร์โปรดักชัน (Pair Production) [5]

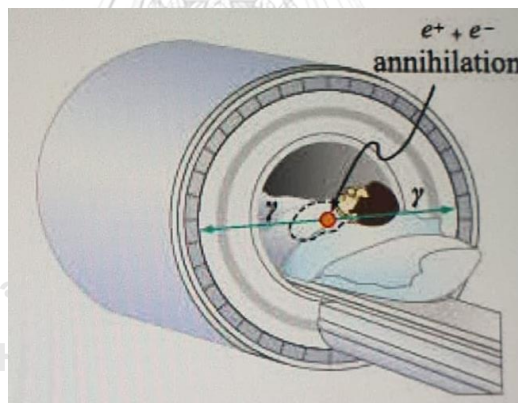
อันตรกิริยาแพร์โปรดักชันหรืออีกชื่อเรียกว่า อันตรกิริยาแบบผลผลิตคู่ เป็นแบบหนึ่งของการดูดกลืนแกมมาโฟตอน เกิดขึ้นได้เมื่อโฟตอนมีพลังงานอย่างน้อย 1.022 MeV วิ่งเข้าใกล้นิวเคลียสของอะตอม โฟตอนจะหายไป โดยใช้พลังงานไปในการสร้างอิเล็กตรอนกับโพสิตรอนขึ้นมากู่หนึ่ง เนื่องจากมวลของอิเล็กตรอนกับโพสิตรอนมีค่าเทียบเท่ากับพลังงาน 1.022 MeV ดังนั้น แกมมาโฟตอนต้องมีพลังงานไม่ต่ำกว่า 1.022 MeV จึงสามารถทำให้เกิดแพร์โปรดักชันได้ ถ้าแกมมาโฟตอนมีพลังงานมากกว่า 1.022 MeV พลังงานที่เกินส่วนใหญ่จะเปลี่ยนไปเป็นพลังงานจลน์ของอิเล็กตรอนและโพสิตรอน มีบางส่วนเท่านั้นที่ถ่ายให้กับนิวเคลียสของอะตอม โอกาสของการเกิดอันตรกิริยาแพร์โปรดักชันขึ้นอยู่กับพลังงานของรังสีแกมมา และเลขเชิงอะตอมของสสารตามสมการที่ 2.14 คือ

$$\text{โอกาสของการเกิดอันตรกิริยาแพร์โปรดักชัน} \approx \text{ค่าคงตัว } Z^2(E - 1.022) \quad (2.14)$$

หลังการเกิดแพร์โปรดักชัน โฟซิตรอนอาจจะรวมตัวกับอิเล็กตรอนอื่น แล้วให้โฟตอน 2 ตัว ซึ่งมีพลังงานแต่ละ 0.511 MeV เรียกว่า แอนนิลเลชัน (Annihilation) ดังรูปที่ 9 [5] แต่อย่างไรก็ตาม โฟตอนที่เกิดขึ้นมีพลังงานต่ำและกระจัดกระจายไปทุกทิศทาง ซึ่งมีการนำหลักการนี้ไปประยุกต์ใช้ใน Positron Emission Tomography (PET) ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์ ดังรูปที่ 10 [4]



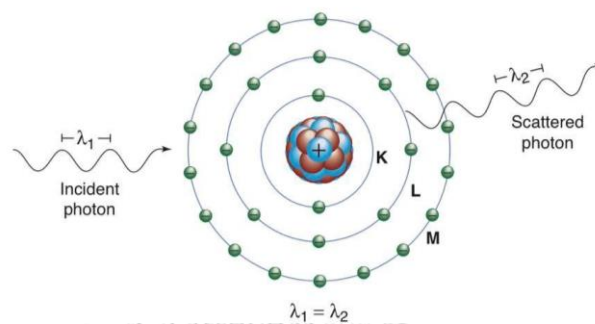
รูปที่ 9 การเกิดแพร์โปรดักชันและแอนนิลเลชัน



รูปที่ 10 การนำแอนนิลเลชันไปใช้ในงานเวชศาสตร์นิวเคลียร์

### 2.3.3.4 การกระเจิงแบบโคเฮเรนต์ (Coherent scattering)

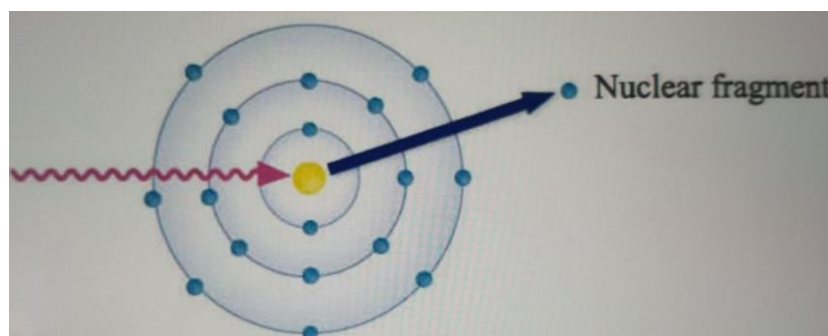
การกระเจิงแบบโคเฮเรนต์หรือเรียกอีกชื่อว่า Rayleigh scattering เป็นกระบวนการที่โฟตอนพุ่งเข้าชนอะตอมแล้วเกิดการสูญเสียพลังงานน้อยมาก จนอาจไม่นำมาคิดก็ได้ ทิศทางของโฟตอนที่ออกมาเกือบจะไม่เปลี่ยนหรือเปลี่ยนทิศทางไปเล็กน้อยดังภาพที่ 1 ส่วนมากเป็นการพุ่งเข้าชนอิเล็กตรอนในวงโคจรชั้นนอกของอะตอมซึ่งมีแรงยึดเหนี่ยวกับอะตอมเพียงเล็กน้อย ส่วนใหญ่จะเกิดขึ้นน้อยมาก อันตรกริยานี้ใช้กับเครื่องมือที่จะใช้วัดวัสดุหรือเนื้อเยื่อบริเวณที่เป็นเนื้อเยื่อ soft tissue ยกตัวอย่างเช่น เครื่องเอกซเรย์แมมโมกราฟีใช้ตรวจสอบอวัยวะบริเวณเต้านม [8]



รูปที่ 11 การกระเจิงแบบโคเฮเรนต์

### 2.3.3.5 ปรากฏการณ์โฟโตดีอินทิเกรชัน (Photodisintegration)

อันตรกริยาประเภทนี้พบได้น้อย โดยเกิดขึ้นกับโฟตอนที่มีพลังงานสูงกว่า 10 MeV เข้าทำอันตรกริยาโดยตรงกับนิวเคลียสของอะตอม ดังแสดงในรูปที่ 12 [4] ซึ่งอันตรกริยานี้ไม่ค่อยพบการเกิดในบริเวณเนื้อเยื่อ แต่มักจะเกิดในหัวฉายรังสีที่ประกอบด้วยวัสดุที่มีเลขอะตอมสูงในเครื่องฉายรังสีเอกซ์ที่มีพลังงานมากกว่า 10 MeV โดยอันตรกริยาประเภทนี้จะมีรังสีนิวตรอนและรังสีแกมมาหลุดออกมา [4]



รูปที่ 12 ปรากฏการณ์โฟโตดีอินทิเกรชัน

## 2.4 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์

การถ่ายภาพแบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เป็นการใช้คอมพิวเตอร์เพื่อสร้างภาพในแนวตัดขวางของร่างกาย โดยการนำภาพที่ถ่ายด้วยรังสีเอกซ์ระนาบเดียวหลาย ๆ ภาพจากมุมต่างๆมาประกอบกัน และประมวลผลภาพสร้างโดยการนำใช้ CT reconstruction algorithm ภาพที่ได้จากเครื่อง CT scan จะแสดงแผนที่สัมประสิทธิ์การลดทอนรังสี (map of attenuation coefficient) ของอวัยวะภายในร่างกาย มีจุดประสงค์หลักในการใช้งานเพื่อตรวจหาความผิดปกติในเนื้อเยื่อ กระดูก หรือโครงสร้างของร่างกาย และใช้ช่วยในการบอกตำแหน่งที่แม่นยำในการนำเครื่องมือเข้าไปรักษา โดยเฉพาะเทคนิคการฉายรังสีเพื่อการรักษาซึ่งต้องการตำแหน่งของอวัยวะที่แม่นยำ ปัจจุบันเทคนิคการฉายจะมีทั้งแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ เทคนิคการฉายรังสีแบบ 2 มิติ เป็นการกำหนดขอบเขตการฉายรังสีจากข้อมูลด้านกายวิภาคที่สามารถเห็นได้จากภาพเอกซเรย์ทั่วไป แต่ภาพที่ได้นั้นเป็นภาพระนาบเดียว จึงไม่สามารถนำมาใช้ในการวางแผนการรักษาให้ครอบคลุมปริมาตรของรอยโรค ประกอบกับขอบเขตการฉายรังสีแบบ 2 มิติ นั้นมีลักษณะเป็นเรขาคณิตทั่วไป เช่น รูปสี่เหลี่ยมหรือ วงกลม จึงเป็นสาเหตุให้เนื้อเยื่อปกติข้างเคียงได้รับรังสีไปด้วย ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเทคนิคการฉายรังสีในรูปแบบ 3 มิติขึ้น ซึ่งเป็นการกำหนดขอบเขตการรักษาโดยใช้ภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

### 2.4.1 องค์ประกอบของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์

2.4.1.1 แกนทรี (Gantry) เป็นส่วนประกอบที่ใกล้ชิดตัวผู้ป่วยมากที่สุด ตรงกลางมีช่องกลมขนาดใหญ่ เส้นผ่าศูนย์กลางประมาณ 70-80 เซนติเมตร แกนทรี มีหลายส่วนประกอบดังนี้ [9]

#### ● วงแหวนสลิป (Slip ring)

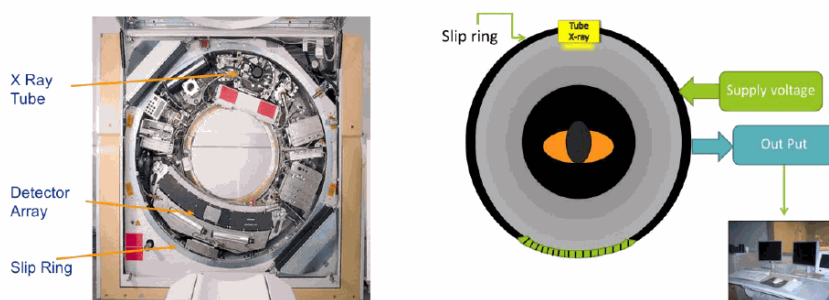
เป็นอุปกรณ์ทางกลศาสตร์ไฟฟ้า (Eletromechanics) ที่ทำมาจากตัวนำไฟฟ้า ทำหน้าที่นำไฟฟ้าเข้าสู่หลอดเอกซเรย์ได้อย่างต่อเนื่อง แม้ในขณะที่หลอดเอกซเรย์กำลังเคลื่อนที่ เมื่อพิจารณาตามลักษณะรูปร่างสามารถแบ่งได้ 2 แบบ คือ แบบกระบอกและแบบจาน ถ้าพิจารณาตามลักษณะการจ่ายกระแสไฟฟ้าเพื่อเลี้ยงระบบสามารถแบ่งได้ 2 แบบ คือ แบบศักย์ไฟฟ้าสูง (High-voltage slip ring) และแบบศักย์ไฟฟ้าต่ำ (Low-voltage slip ring)

แบบศักย์ไฟฟ้าสูง คือ แหล่งจ่ายไฟฟ้าจะเพิ่มความต่างศักย์ให้กระแสไฟฟ้าก่อนที่จะส่งต่อให้กับวงแหวนสลิป ดังนั้นกระแสไฟฟ้าที่ผ่านเข้าสู่วงแหวนสลิปจะมีความต่างศักย์สูง

แบบศักย์ไฟฟ้าต่ำ คือ กรณีที่ไฟฟ้าความต่างศักย์ต่ำผ่านเข้าสู่วงแหวนสลิป โดยที่แหล่งจ่ายไฟฟ้าจะรับกระแสไฟฟ้าจากวงแหวนสลิปแล้วแปลงเป็นไฟฟ้าความต่างศักย์สูงเพื่อป้อนให้หลอดเอกซเรย์ ดังนั้นขณะที่สแกน แหล่งจ่ายไฟฟ้าจะเคลื่อนที่แบบหมุนตามหลอดเอกซเรย์ไปด้วย

ในการสแกนถ่ายภาพนั้น เมื่อวงแหวนสลิป หลอดเอกซเรย์ และ องค์ประกอบอื่น ๆ เคลื่อนที่ อย่างต่อเนื่องและสม่ำเสมอ จะมีแปรงตัวนำ (Conducting brush) สัมผัสกับวงแหวนเพื่อช่วยในการถ่ายโอนพลังงานไฟฟ้าให้มีประสิทธิภาพ แปรงตัวนำที่ใช้มี 2 แบบ คือ แปรงตัวนำแบบลวดและแปรงตัวนำแบบแท่ง

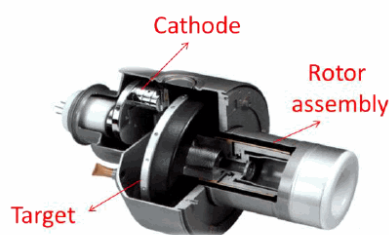
โดยรูปที่ 13 [7] จะแสดงตำแหน่งของวงแหวนสลิป, หลอดเอกซเรย์และหัววัดเอกซเรย์ ที่อยู่ภายในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์



รูปที่ 13 ภาพแสดงตำแหน่งของวงแหวนสลิป, หลอดเอกซเรย์และหัววัดเอกซเรย์

- หลอดเอกซเรย์ (X-ray tube)

โดยทั่วไปแล้วไส้หลอด (Filament) ในหลอดเอกซเรย์ในเครื่องเอกซเรย์ธรรมดา จะถูกเผาให้ร้อนด้วยกระแสไฟฟ้าทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากไส้หลอด และถูกเร่งด้วยความต่างศักย์สูงประมาณ 50-150 kV แต่ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ความต่างศักย์จะสูงมากอยู่ในช่วง 80-140 kV อิเล็กตรอนจะวิ่งชนเป้าบนจานแอนโนด ซึ่งกำลังหมุนด้วยความเร็วเชิงมุมประมาณ 10,000 รอบต่อนาที และมีจุดโฟกัสขนาดไม่เกิน 2 mm กระแสหลอดประมาณ 20-500 mA หลอดเอกซเรย์ต้องมีความจุความร้อนสูงและสามารถระบายความร้อนได้เร็ว โดยมีความจุความร้อนประมาณ 6 MHU (1 HU=1.4 J) ซึ่งมากกว่าหลอดเอกซเรย์ธรรมดาประมาณ 6 เท่า วัสดุที่ใช้ทำไส้หลอดควรมีจุดหลอมเหลวสูง นิยมใช้ทังสแตน (Tungsten) จานแอนโนดควรมีความจุความร้อนสูง และสามารถระบายความร้อนได้ดีมาก นิยมทำจากโลหะอัลลอยด์ของโรเดียม ทังสแตน และโมลิบดีนัม โดยรูปที่ 14 [7] จะแสดงถึงภายในของหลอดเอกซเรย์



รูปที่ 14 ภาพแสดงหลอดเอกซเรย์

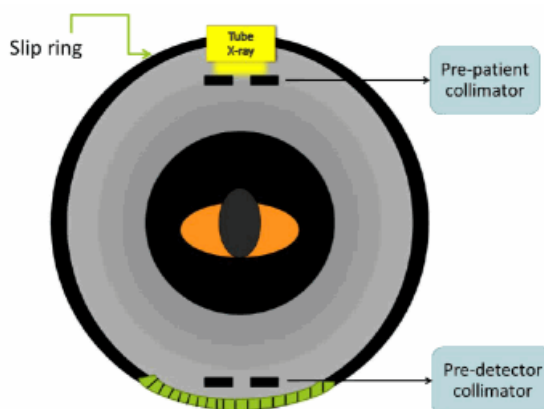


- การกรอง (Filtration)

ทำให้เอกซเรย์ที่ออกมามีพลังงานสม่ำเสมอและมีค่าเฉลี่ยสูงขึ้น

- คอลลิเมเตอร์ (Collimator)

ทำหน้าที่จำกัดลำเอกซเรย์ให้มีลักษณะและขนาดตามต้องการ ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีคอลลิเมเตอร์หลัก 2 ชนิด คือ คอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าผู้ป่วย (Pre-patient collimator) และ คอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัด (Pre-detector collimator) รูปที่ 15 แสดงตำแหน่งภายในของคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าผู้ป่วยและคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัด [7]



รูปที่ 15 ภาพแสดงตำแหน่งคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าผู้ป่วยและคอลลิเมเตอร์ชนิดหน้าหัววัด

- แหล่งจ่ายไฟฟ้าศักย์สูง (Generator)

เริ่มแรกมีการใช้หม้อแปลงไฟฟ้าชนิดสามเฟส ซึ่งมีขนาดใหญ่จึงต้องวางอยู่ภายนอกแกนทรี กระแสไฟฟ้าที่ได้จากหม้อแปลงชนิดนี้จะมีการกระเพื่อมของรูปคลื่นไฟฟ้าประมาณ 4 เฮอร์เซ็นต์ต่อมาได้มีการพัฒนาระบบแปลงไฟฟ้าศักย์สูงชนิดความถี่สูงขึ้น โดยมีความถี่อยู่ในช่วง 500-25,000 Hz หม้อแปลงมีขนาดลดลงสามารถติดตั้งไว้ภายในแกนทรีได้และมีประสิทธิภาพสูงกว่าหม้อแปลงรุ่นเก่า มีการกระเพื่อมของรูปคลื่นไฟฟ้าเพียง 1 เฮอร์เซ็นต์

- หัววัดเอกซเรย์ (Detector) มี 2 ชนิด ดังนี้

หัววัดเอกซเรย์แบบซิลทิเลชั่น (Scintillation detector) ซึ่งแยกย่อยได้อีก 2 ชนิดได้แก่ หัววัดแบบหลอดขยายกำลังแสง PMT (Crystal photomultiplier tube detector) และแบบหัววัดโฟโตไดโอด (Crystal photodiode detector)

#### 2.4.1.2 คอมพิวเตอร์ (Computer) ส่วนของฮาร์ดแวร์ (Hardware) ประกอบด้วย

- อุปกรณ์นำเข้า (Input device) ได้แก่ Keyboard, Disk, CD-ROM เป็นต้น ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ อุปกรณ์นำเข้าที่ใช้คือหัววัดเอกซเรย์ โดยข้อมูลส่วนใหญ่เป็นสัญญาณที่เกิดจากหัววัดเอกซเรย์ส่งเข้าสู่ระบบ (Data Acquisition System; DAS) เพื่อต่อไปยังหน่วยประมวลผลกลางหน่วยประมวลผลกลาง ประกอบด้วย Microprocessor หน่วยควบคุม (Control

unit) ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานของคอมพิวเตอร์ หน่วยคำนวณและตรรกะ (Arithmetic & Logical Unit : ALU) ทำหน้าที่ในการคำนวณทางคณิตศาสตร์และเปรียบเทียบข้อมูล และหน่วยความจำภายใน (Internal memory) มี 2 แบบ คือหน่วยความจำที่อ่านอย่างเดียว (Read Only Memory; ROM) กับหน่วยความจำที่เข้าถึงโดยการสุ่ม (Random Access Memory; RAM) โดย ROM มีหน้าที่ในการเก็บข้อมูลโปรแกรมการทำงานของระบบที่จำเป็นอย่างถาวรไม่สามารถเปลี่ยนแปลงและลบทิ้งได้ RAM ถูกออกแบบมาให้สามารถเก็บข้อมูลได้ชั่วคราวเพื่อให้หน่วยประมวลผลกลางนำไปประมวลผล

- อุปกรณ์ส่งออก (Output device) ได้แก่ การทำสำเนา (Hard copy) และการทำสำเนาชั่วคราว (Soft copy)

- ซอฟต์แวร์ (Software) ได้แก่ โปรแกรมคำสั่งต่าง ๆ ที่ได้เขียนขึ้นด้วยภาษาคอมพิวเตอร์เพื่อให้คอมพิวเตอร์สามารถทำงานได้ในบทบาทต่าง ๆ ตามที่ต้องการ ซอฟต์แวร์มี 2 แบบคือ ระบบปฏิบัติการ (Operating System : OS) และโปรแกรมประยุกต์ (Application software)

ระบบปฏิบัติการ ได้แก่ ไมโครซอฟต์ดอส (Microsoft DOS) ไมโครซอฟต์วินโดวส์ (Microsoft Windows) และยูนิกซ์ (UNIX) ระบบปฏิบัติการทำหน้าที่ควบคุมการทำงานทั้งหมดของฮาร์ดแวร์ในคอมพิวเตอร์ และควบคุมการทำงานของคอมพิวเตอร์ให้สามารถดำเนินการโปรแกรมอื่น ๆ ได้ด้วย

#### 2.4.1.3 คอนโซลและแสดงภาพ (Console and Monitor)

เป็นส่วนที่มีแป้นพิมพ์และจอมอนิเตอร์ ซึ่งสามารถควบคุมการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และสามารถแสดงภาพทางจอมอนิเตอร์ได้ สามารถเลือกปัจจัยในการสร้างภาพต่าง ๆ ให้เหมาะสม สั่งการให้คอมพิวเตอร์คำนวณสร้างภาพออกมา และยังสามารถจัดเตรียมข้อมูลผู้ป่วย รวมถึงการทำงานของเครื่องได้

#### 2.4.1.4 ที่เก็บข้อมูลและส่วนบันทึกภาพ

ที่เก็บข้อมูล (Hard disk) คือ การทำสำเนาชั่วคราว ได้แก่ การเก็บภาพหรือการเก็บข้อมูลแบบดิจิทัลในแผ่นดิสก์ ซึ่งจะเก็บข้อมูลได้มากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความจุความสามารถในการเก็บข้อมูล และในการเก็บภาพยังขึ้นกับขนาดของภาพด้วย

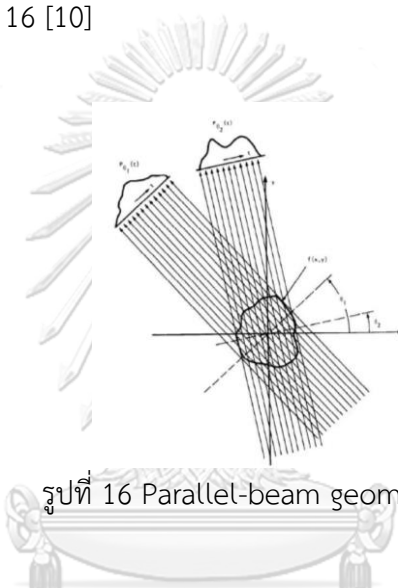
ส่วนบันทึกภาพ หมายถึง การทำสำเนาถาวร เช่น การบันทึกภาพระบบฟิล์มด้วย กล้องเลเซอร์ และกล้องบันทึกภาพหลายรูปแบบ (Multiformat video camera)

หลักการทำงานเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สแกนจะประกอบไปด้วยวงแหวนขนาดใหญ่ และมีเตียงวางผู้ป่วยอยู่ตรงกลาง หลอดกำเนิดรังสีเอกซ์หลายชุดจะวางเรียงกันบนวงแหวน และมีหัววัดรังสีเอกซ์วางอยู่ด้านตรงข้ามอีกด้านหนึ่งของผู้ป่วย ลำแสงรังสีเอกซ์รูปแบบต่างๆจะถูกปล่อยออกมา

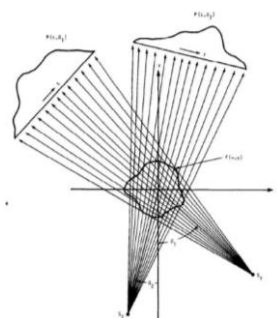
ขณะที่หลอดเอกซเรย์และหัววัดถูกหมุนไปรอบ ๆ ตัวผู้ป่วยที่นอนนิ่งอยู่ตรงกลาง เป็นการเก็บภาพเอกซเรย์จากมุมที่ต่างกันไปรอบร่างกายของผู้ป่วย เมื่อการหมุนแต่ละรอบเสร็จสิ้น ภาพตัดขวางหนึ่งภาพก็จะถูกสร้างขึ้น ซึ่งในการสแกนด้วยเครื่องซีทีที่จะไม่มีการบันทึกภาพที่ได้แต่ละภาพลงบนแผ่นฟิล์ม แต่จะนำภาพเหล่านี้มาสร้างเป็นภาพตัดขวาง 2 มิติโดยใช้คอมพิวเตอร์ ภาพที่ได้จะถูกเรียกว่า tomogram และเมื่อเอาภาพตัดขวางเหล่านี้หลาย ๆ ชิ้นมาวางซ้อนกันก็จะสามารถสร้างภาพ 3 มิติ ของโครงสร้างร่างกายและอวัยวะภายในได้ [7]

#### 2.4.2 รูปแบบของลำรังสีเอกซ์

2.4.2.1 Parallel-beam geometry ลำรังสีแบบขนาน (จุดตำแหน่ง) แต่ละลำรังสีจะขนานกันตัวรับภาพ ดังรูปที่ 16 [10]

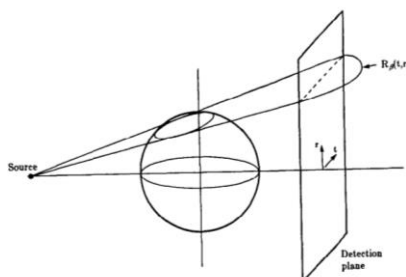


2.4.2.2 Fan-beam geometry ลำรังสีบานปลายแบบรูปพัด (เส้นโค้ง) จะมีต้นกำเนิดรังสีที่มีขนาดเล็ก และปล่อยรังสีเป็นรูปพัด ทะลุผ่านวัตถุและตกกระทบบกับหัววัดรังสีแบบ line detector ในฝั่งตรงข้ามดังรูปที่ 17 [8]



รูปที่ 17 Fan-beam geometry

2.4.2.3 Cone-beam geometry รังสีแบบกรวย (พื้นที่ส่วนโค้ง) ต้นกำเนิดรังสีจะปล่อยรังสีเป็นรูปกรวย ซึ่งจะทะลุผ่านและครอบคลุมวัตถุได้ทั้งหมดและตกกระทบกับตัวรับภาพแบบ 2 มิติ ในฝั่งตรงข้าม ดังรูปที่ 18 [8]



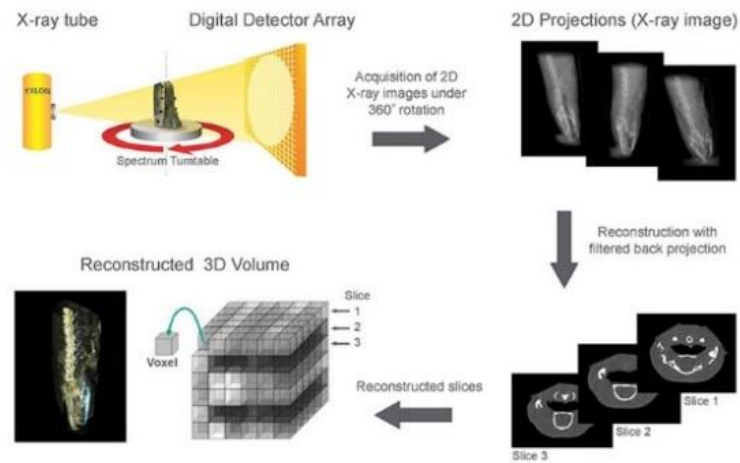
รูปที่ 18 Cone-beam geometry

#### 2.4.3 การเก็บข้อมูลเพื่อประมวลผลสร้างภาพ

##### 2.4.3.1 ขั้นตอนการประมวลผลภาพ [11]

เริ่มต้นจากรังสีที่ออกจากหลอดของรังสีไปกระทบกับวัตถุ แล้วเกิดอันตรกริยากับวัตถุทำให้มีการลดทอนรังสีลงตามความหนาและความหนาแน่นของวัตถุนั้นๆ จากนั้นไปกระทบตัวรับภาพที่ในมุมภาพแบบ 2 มิติ โดยภาพฉายแต่ละมุมที่แตกต่างกันถูกนำมารวบรวมประมวลผลใหม่เพื่อสร้างภาพภาคตัดขวางด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ ทำให้ได้เป็นรูปร่างในแนวมิติที่สามขึ้นมาได้ ชุดภาพฉายแต่ละชุดของแต่ละการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ได้มาจากการหมุนถ่ายภาพรอบชิ้นงานหรือตัวผู้ป่วย  $360^\circ$  ดังแสดงในรูปที่ 19 [9] เมื่อเก็บภาพจากมุมฉายที่แตกต่างกันจะทำให้ได้รับข้อมูลของวัตถุในมุมมองต่างๆมากขึ้น เมื่อนำมาประมวลผลสร้างภาพตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์แล้วจะลดปัญหาการซ้อนทับของข้อมูลที่มักเกิดขึ้นจากการพิจารณาภาพถ่ายทางรังสีที่มุมเดียว ดังนั้นการสร้างภาพแบบตัดขวางด้วยคอมพิวเตอร์ จึงมีบทบาทสำคัญในกระบวนการประมวลผลเพื่อการสร้างภาพจำลอง [9]

## Computed Tomography Principle



รูปที่ 19 ขั้นตอนการเก็บชุดข้อมูลภาพฉายรังสีในมุมต่างๆทั้ง 360 องศาและกระบวนการประมวลผล เพื่อสร้างภาพใหม่สำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

### 2.4.3.2 เรย์ซัม (Ray-Sum) [12]

เรย์ซัมหรือเรียกอีกอย่างหนึ่งว่าเรย์โปรเจกชัน (Ray-projection) หมายถึง อินทิกรัลเชิงเส้นตามเส้นทางของรังสีเอกซ์ที่ยิงผ่านเข้าไปในวัตถุ เรย์ซัมสะท้อนให้เห็นถึงการดูดกลืนรังสีเอกซ์ของตัวกลางตามเส้นทางที่รังสีเอกซ์เคลื่อนที่ผ่านไปดังแสดงในรูปที่ 20 [10] ถ้าเรย์ซัมมีค่ามากแสดงว่ามีการดูดกลืนรังสีเอกซ์มากและในทางกลับกันถ้าเรย์ซัมมีค่าน้อยแสดงว่ามีการดูดกลืนรังสีเอกซ์น้อย อธิบายได้โดยใช้ กฎของเบียร์แลมเบิร์ต (Beer-Lambert Law) ในสมการที่ 2.4 ถ้าหากแบ่งวัตถุที่มีความหนา  $X$  ให้เป็นชั้นย่อยที่มีความหนาเท่ากันคือ  $w_i$  ดังแสดงในรูปที่ 22 [9] ทำให้วิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นเฉพาะส่วนคือ  $\mu_i$  ของแต่ละชั้นย่อยนั้นได้ โดยที่สัมพันธ์กันกับค่าโดยรวมของความแตกต่างระหว่างปริมาณความเข้มรังสีตกกระทบ ( $I_0$ ) กับ ความเข้มรังสีเอกซ์ที่ตรวจวัดได้ ( $I_x$ ) ของเนื้อเยื่อที่มีความหนารวม ( $X$ ) ตามสมการที่ 2.15

$$I_x = I_0 e^{-\sum_{i=0}^n \mu_i * w_i} \quad (2.15)$$

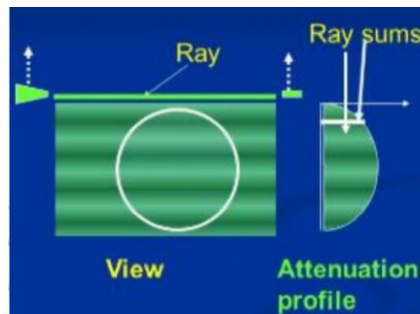
เมื่อ  $I_0$  คือ ความเข้มของรังสีเอกซ์จากแหล่งกำเนิด

$I_x$  คือ ความเข้มของรังสีเอกซ์ที่ส่องทะลุผ่านวัตถุที่ตรวจวัดได้

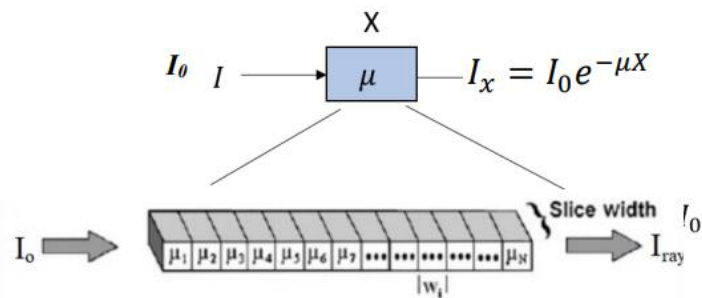
$w$  คือ ความหนาของวัตถุ

$\mu$  คือ ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรวมของวัตถุ

การแบ่งก้อนวัตถุเป็นก้อนย่อย โดยมีขนาดความหนาคือ  $w_i$  ซึ่งขึ้นอยู่กับขนาดของพื้นที่ที่ได้รับการตรวจวัดรังสีเอกซ์หรือวงรอบการสแกน (a scan circle) สัมพันธ์ถึงขนาดเมทริกซ์คือจำนวนแถวและคอลัมน์ของชั้นสไลด์สร้างภาพของการแบ่งส่วนย่อย ดังรูปที่ 21 ที่แสดงความหมายของสมการ Beer-Lambert Law ในกรณีที่มีมองวัตถุเป็นองค์ประกอบรวมและแสดงเป็นค่าสัมประสิทธิ์ การลดทอนรวมของวัตถุ และกรณีที่ยกวัตถุเป็นชั้นย่อย ๆ ที่มีสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นเฉพาะส่วนแตกต่างกัน



รูปที่ 20 ภาพเรย์ซัม (Ray-Sum)



รูปที่ 21 แผนภาพความหมายของสมการ Beer-Lambert Law

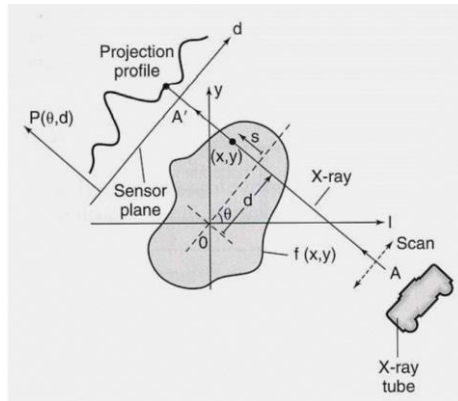
ในกรณีที่มีมองวัตถุแยกวัตถุเป็นชั้นย่อย ๆ

สมการที่ 2.15 สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของข้อมูลโปรไฟล์หรือโปรเจกชันได้

โดยการใช้ลอการิทึมธรรมชาติ (Natural logarithm) ดังสมการที่ 2.16

$$P(r, \phi) = -\ln \frac{I}{I_0} = \int_{r, \phi} \mu dx \quad (2.16)$$

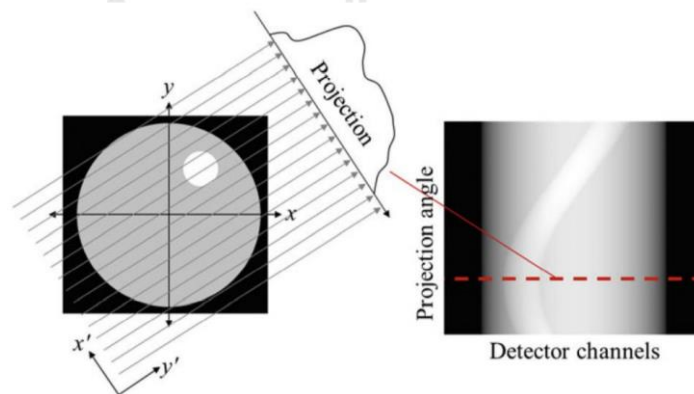
สมการที่ 2.16 แสดงโปรเจกชันโปรไฟล์ซึ่งคือเซตของเรย์ซัมที่นำมาเรียงต่อกัน โดยค่าเรย์ซัมที่ได้ใช้พิจารณาเทียบกับระยะทางที่หลอดเอกซเรย์และหัววัดเอกซเรย์เคลื่อนที่ ณ มุมของหลอดเอกซเรย์ตำแหน่งนั้น ๆ ดังแสดงในรูปที่ 22 [10]



รูปที่ 22 การเก็บข้อมูลโปรเจกชันโปรไฟล์ใน 1 มุม

ข้อมูลที่ได้ในแต่ละมุมจะเรียกว่าโปรเจกชัน (Projection) ซึ่งสามารถแสดงข้อมูลได้ใน 2 รูปแบบได้แก่

1. ข้อมูลโปรเจกชันโปรไฟล์แบบ 1 มิติ สามารถเก็บรวบรวมข้อมูลในแต่ละมุมได้เป็นภาพซินโนแกรม (Sinogram) ดังรูปที่แสดง 23 [10] ภาพซินโนแกรมจะบ่งบอกวงโคจร (Trajectory) ขององค์ประกอบภายในของวัตถุหรือร่างกายที่เคลื่อนไปในมุมต่างๆเป็นรูป Sine wave
2. ข้อมูลโปรเจกชันโปรไฟล์แบบ 2 มิติ (Planar image) ซึ่งเก็บจากตัวรับภาพแบบ 2 มิติ ที่มุมต่างๆ



รูปที่ 23 ภาพโปรเจกชันและซินโนแกรม

#### 2.4.4 วิธีการประมวลผลภาพตัดขวางสามมิติ

การประมวลผลภาพเป็นกระบวนการจัดการและวิเคราะห์รูปภาพให้เป็นข้อมูลในแบบดิจิทัล โดยใช้คอมพิวเตอร์ในการประมวลผลโดยวิธีการต่าง ๆ เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณสมบัติตามความต้องการทั้งในเชิงคุณภาพและปริมาณ มีหลากหลายรูปแบบได้แก่การปรับปรุงคุณภาพของภาพ (Image Enhancement) การปรับเปลี่ยนหรือแปลงรูปภาพทั้งขนาดและรูปร่าง (Image Transformation) การกรองภาพหรือการกำจัดสัญญาณรบกวนออกจากภาพ

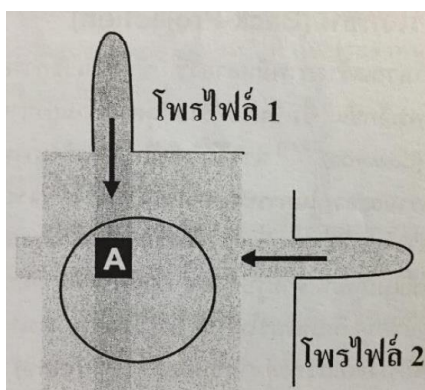
(Image Filters) การซ้อนทับภาพ (Image Registration) การคืนสภาพของภาพ (Image Restoration) การตัดแบ่งภาพหรือคัดเลือกส่วนที่ต้องการและการหาขอบภาพในวัตถุ (Image Segmentation and Edge Detection) การบีบอัดภาพ (Image Compression) และการสร้างภาพ 3 มิติ (3D Image Reconstruction) เป็นต้น

การประมวลผลภาพด้วยคอมพิวเตอร์ สามารถนำไปใช้ประโยชน์ได้หลากหลายด้าน เช่น ด้านอุตสาหกรรม ด้านเกษตรกรรมและด้านการแพทย์ เป็นต้น การประมวลผลภาพทางการแพทย์ (Medical Image Processing) ช่วยให้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญสามารถวิเคราะห์ภาพจำนวนมากได้อย่างรวดเร็วและเป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยโรคได้ดีขึ้น เช่นบริเวณของการเกิดมะเร็ง จะเห็นภาพของมะเร็งที่ชัดเจนยิ่งขึ้น ทำให้การตรวจวิเคราะห์เป็นไปอย่างรวดเร็วและมีคุณภาพ การประมวลผลภาพทางการแพทย์ที่จะกล่าวถึงเป็นส่วนใหญ่ในวิทยานิพนธ์นี้คือการสร้างภาพตัดขวางจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยวิธีการประมวลผลภาพ (Reconstruction algorithm) สามารถแบ่งออกได้ 2 ประเภทดังนี้

#### 2.4.4.1 Analytical reconstruction algorithms

- วิธีการประมวลผลภาพแบบแบ็กโพรเจกชัน (Back-Projection Algorithms) เป็นวิธีที่ง่ายที่สุด มีความยุ่งยากทางคณิตศาสตร์น้อยและได้รับความนิยมอย่างแพร่หลายที่สุด

การสร้างภาพแบบแบ็กโพรเจกชันเริ่มต้นจากการเก็บข้อมูลโพรเจกชันที่ประกอบด้วยเส้นที่แบบเลื่อนที่และการเคลื่อนที่แบบหมุน แสดงให้เห็นว่ามีการเก็บข้อมูลความเข้มของรังสีเอกซ์ ใน 2 ทิศทาง ได้ 2 โพรไฟล์คือ โพรไฟล์ 1 และ โพรไฟล์ 2 ดังรูปที่ 24 [10] ข้อมูลนี้ได้จากการยิงรังสีเอกซ์ทะลุผ่านชิ้นวัตถุบางๆ (Slice) และสมมติว่าสี่เหลี่ยมเล็กสี่เหลี่ยมเป็นบริเวณที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน ( $\mu$ ) สูงจะทำให้ในแต่ละโพรไฟล์ที่ได้ มีค่าเรย์ซัมสูงตรงตำแหน่งที่สอดคล้องกับสี่เหลี่ยมเล็กสี่เหลี่ยม



รูปที่ 24 วิธีการสร้างภาพแบบแบ็กโพรเจกชัน (Back-Projection Method)



เมื่อรังสีเอกซ์ลำแคบเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงไปในระนาบของตัวกลางใดๆ 1 ครั้งจะได้ 1 โพรไฟล์ ซึ่งประกอบด้วยเรย์ซัม หรือ  $P(r, \phi)$  จำนวนหนึ่ง ถ้าหมุนแนวรังสีเอกซ์ไปจากแนวเดิมทีละ 1 องศา จบครบ 180 องศา โดยที่แต่ละองศาให้รังสีเอกซ์ลำแคบเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรง ผลลัพธ์จะได้เป็น 180 โพรไฟล์ ซึ่งเป็นข้อมูลสำหรับนำไปสร้างภาพ การคำนวณสร้างภาพตามวิธีการนี้ไม่ได้คำนวณการจำแนกของสัมประสิทธิ์การลดทอนในระนาบที่สนใจ แต่เป็นการคำนวณการจำแนกของ  $\mu$  แทนโดยที่

$$\mu(X, Y) = \sum_{j=1}^m P(r_j, \phi_j) \Delta\phi \quad (2.17)$$

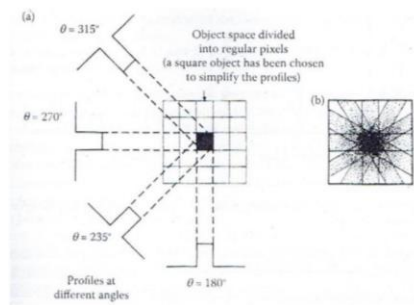
เมื่อ

$$r_j = x \cos \phi_j + y \sin \phi_j$$

โดย  $m$  คือ จำนวนโพรไฟล์ทั้งหมด,  $\phi_j$  คือมุมของโพรไฟล์ที่  $j$ ,  $\Delta\phi$  เรียกว่า ระยะห่างเชิงมุม (angular distance) ระหว่างโพรไฟล์ที่ค่าเท่ากับ  $\frac{\pi}{m}$  ส่วน  $\mu(X, Y)$  ไม่ใช่ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของตัวกลางจริงๆ แต่การพิจารณาการจำแนกของมันเป็นบนระนาบ  $x, y$  ที่เกิดขึ้นจะสามารถจำลองภาพขึ้นได้เหมือนจริงมาก

เพื่อความเข้าใจที่ชัดเจนขึ้น สมมติว่าการเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงครั้งแรกมุม  $\phi = 0^\circ$  จะได้โพรไฟล์ 1 ชุด หรือได้  $P(r, 0^\circ)$  และเก็บข้อมูลครั้งที่สองที่มุม  $\phi = 90^\circ$  ได้โพรไฟล์ที่ 2 หรือ  $P(r, 90^\circ)$  เมื่อโพรไฟล์ทั้งสองมาซ้อนทับกันอย่างเหมาะสม จะเห็นว่าตรงตำแหน่งที่สอดคล้องกับตำแหน่งของวัตถุ  $P(r, 0^\circ)$  และ  $P(r, 90^\circ)$  ที่มีค่าสูงมาก จะรวมกันหรือเสริมกันทำให้เห็นเด่นเป็นภาพของวัตถุขึ้น

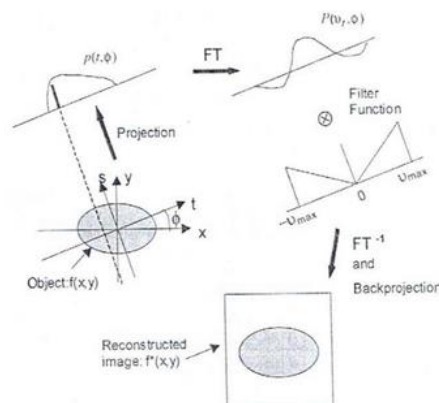
การสร้างภาพแบบแบ็กโพรเจกชันไม่ใช่วิธีการที่ดีในการนำข้อมูลที่หัววัดรังสีเอกซ์ บันทึกไว้มาสร้างภาพ เพราะแต่ละเรย์ซัมไม่ได้นำไปรวมกันเฉพาะตรงจุดที่มีความหนาแน่นสูงเท่านั้น แต่จะนำมารวมกันบนทุกๆ จุดตามเส้นทางของลำรังสีเอกซ์ เหตุนี้เองทำให้ภาพที่สร้างขึ้นไม่คมชัดเท่าที่ควร โดยตรงขอบภาพจะเห็นความผิดปกติของภาพเป็นแฉกรูปดาวเรียกว่า Star artifact ดังภาพที่ 25 [13] จะเห็นได้ชัดเจนว่า จุดที่อยู่นอกภาพวัตถุจะมีความหนาแน่นสูงซึ่งได้รับอิทธิพลโดยตรงจาก โพรไฟล์ A อย่างไรก็ตามแม้วิธีนี้จะมีข้อบกพร่องอยู่บ้างแต่ก็เป็นพื้นฐานของวิธีการสร้างภาพแบบที่ต้องใช้คณิตศาสตร์ขั้นสูงเข้าช่วย



รูปที่ 25 ประมวลผลภาพแบบ Back-Projection เกิดลักษณะคล้ายแหกของดาวรอบๆภาพของวัตถุ

● วิธีการประมวลผลแบบฟิลเตอร์แบ็กโพรเจกชัน (Filtered Back-projection Algorithms) เป็นการสร้างภาพคล้ายการสร้างภาพแบบแบ็กโพรเจกชัน แต่จะทำการกรองข้อมูลโพรไฟล์ด้วยวิธีการทางคณิตศาสตร์ก่อนทำการแบ็กโพรเจกชัน ทำให้สามารถแก้ปัญหาของการเกิดสิ่งผิดปกติกคล้ายแหกดาวรอบๆ ภาพในจากการสร้างภาพแบบแบ็กโพรเจกชันได้ ขั้นตอนดังนี้

1. นำเอา projection data (spatial domain) มาเปลี่ยนให้เป็น frequency domain โดยใช้ 1-dimensional Fourier Transform (FT)
2. นำเอา projection ที่อยู่ในรูป frequency domain มาคูณกับฟังก์ชัน filter ซึ่งเทคนิคนี้ใช้ ramp filter
3. จากนั้นนำเอา projection data ที่ filter แล้ว (frequency domain) มาเปลี่ยนเป็น spatial domain โดยใช้ inverse FT
4. และนำมาทำการ back projection
5. ทำซ้ำขั้นที่ 1-4 ให้ครบทุก projection หรือทุก view เมื่อทำจนครบทุก view นำค่าที่ได้มารวมกันในที่สุดจะได้ภาพที่สร้างขึ้นดังแสดงในรูปที่ 26 [11]

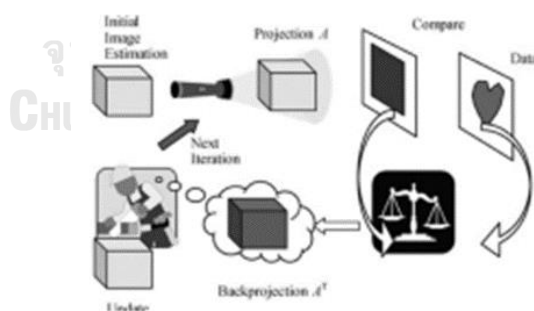


รูปที่ 26 วิธีการประมวลผลภาพแบบ Filtered back-projection

#### 2.4.4.2 การวนซ้ำ (iterative algorithm)

การวนซ้ำ เป็นการสร้างภาพที่คำนวณปริมาณรังสีที่มีความใกล้เคียงมากที่สุด โดยอาศัยหลักการพีชคณิตเชิงเส้น (linear algebra) มาจำลอง Projection data ทำให้ความผิดพลาดของข้อมูลต่ำ ได้ภาพที่มีความเหมือนจริงมากที่สุดแต่มีข้อเสียคือใช้เวลานานและมีกระบวนการคำนวณที่ซับซ้อน ขั้นตอนของการประมวลผลภาพแบบการวนซ้ำอธิบายได้ดังต่อไปนี้ และรูปที่ 27 [14] แสดงภาพขั้นตอนของการประมวลผลภาพแบบการวนซ้ำ

1. สมมติภาพขึ้นและให้ทุกพิกเซลในภาพมีค่านับวัดเท่ากันหมดที่นิยมใช้ก็คือให้มีค่าเป็น 0
2. จากนั้นคำนวณหาค่า projection data ของภาพที่สมมติขึ้น
3. นำเอา projection data ที่ได้จากภาพที่สมมติขึ้นมาเปรียบ projection data ที่ได้จากภาพถ่ายจากเครื่อง
4. คำนวณค่าที่แตกต่างของภาพทั้ง 2 ในแต่ละพิกเซล
5. นำเอาค่าแตกต่างมาทำ back projection แล้วนำไปแก้ไขค่าในแต่ละพิกเซลของภาพที่สมมติขึ้น
6. เริ่มรอบ (iteration) ใหม่โดยใช้ ภาพสมมติที่แก้ไขค่าที่ 1 และเริ่มทำขั้นตอน 2-5
7. ทำซ้ำๆจนกระทั่งค่าแตกต่าง 0 หรือเกือบเป็น 0 จึงหยุดทำการแก้ไขและจะได้ภาพที่สร้างขึ้นที่ใกล้เคียงภาพจริง



รูปที่ 27 วิธีการประมวลผลภาพแบบการวนซ้ำ

การประมวลผลภาพตัดขวางสามมิติแบบ Computed Tomography (CT) จะใช้คณิตศาสตร์โดยจัดการข้อมูลที่ได้รับให้อยู่ในรูปแบบของระบบสมการเชิงเส้น (System of simultaneous linear equations) ดังแสดงในสมการ 2.18 [15]

$$\sum_{n=1}^N A_{mn}X_n = b_m, m \in [1, M] \quad (2.18)$$

โดย  $x \in R^N$  คือค่าความเข้มของภาพผลลัพธ์ในการประมวลผลสร้างภาพซึ่งจะนิยามบน Reconstruction grid element ขนาดเท่ากับ  $N$ ,  $b \in R^M$  คือข้อมูลที่ได้จากการนับวัดรังสีจากการสแกนวัตถุหรือผู้ป่วย และ  $A$  คือเมตริกซ์ของระบบที่ทำการนับวัดรังสีและประมวลผลภาพ โดย  $A_{mn}$  คือ Weighting factor ที่บ่งบอกระยะทางที่รังสีแต่ละลำทะลุผ่านวัตถุในแต่ละ Voxel เมื่อนำข้อมูลมารวมกันจะได้เป็นเมตริกซ์ที่บ่งบอกคุณลักษณะเฉพาะของระบบ (เมตริกซ์  $A$ )

วิธีการประมวลแบบการวนซ้ำขั้นพื้นฐานมีด้วยกันหลักๆ 3 วิธีการเรียก ได้แก่ Simultaneous Iterative Reconstruction Technique (SIRT) , Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART) และ Ordered-Subset-SART (OS-SART) โดยแต่ละวิธีการจะแตกต่างกันที่จำนวนข้อมูลโปรเจกชันที่ใช้ในการอัปเดตภาพในแต่ละครั้ง รายละเอียดของแต่ละวิธีการมีดังนี้

- Simultaneous Iterative Reconstruction Technique (SIRT) เป็นวิธีการประมวลผลภาพการวนซ้ำที่อัปเดตภาพโดยใช้จำนวนโปรเจกชันทั้งหมดในคราวเดียว สมการที่ใช้คำนวณแสดงได้ในสมการต่อไปนี้ [16]

$$f_{ij}^{k+1} = f_{ij}^k + \frac{1}{k} \sum_{p=1}^k \frac{g_i - \sum_{i=1}^N f_{ij}^k}{N} \quad (2.19)$$

เมื่อ	$f_{ij}^{k+1}$	คือ จำนวนข้อมูลในพิกเซล ij ที่ iteration k+1
	$f_{ij}^k$	คือ จำนวนข้อมูลในพิกเซล ij ที่ iteration k
	$g_i$	คือ ข้อมูลโปรเจกชันจริง
	$N$	คือ จำนวนข้อมูลพิกเซลที่รังสีผ่าน
	$k$	คือ รอบการทำซ้ำในปัจจุบัน

รูปแบบการเขียนอัลกอริทึม (SIRT)

- 1 Initialisation ;
- 2  $X_0$  : an Initial image in  $R^N$  ;
- 3  $\lambda$  : relaxation parameter;
- 4  $M_n$  : number of non-zero elements in the column vector  $a_n$  ;
- 5 End of Initialisation Step ;
- 6 **While** convergence not reached do
- 7      $x_n^{k,0} = X_0$ ;
- 8      $\Delta x_n^{k,0} = 0$  ;

```

9   for m = 1:M do
10       $\Delta x_n^{k,m} = \frac{b_m - \sum_{n=1}^N x_n^{k,m-1} a_{mn}}{\sum_{n=1}^N a_{mn}^2} a_{mn};$ 
11       $\Delta x_n^{k,m+1} = \Delta x_n^{k,m} + \Delta x_n^{k,m-1};$ 
12   end for
13    $x_n^{k+1} = x_n^{k+M} + \lambda \frac{1}{M_n} \Delta x_n^{k,m};$ 
14   Until a stopping criterion is met
15 end While

```

● Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART) วิธีการนี้จะอัปเดตภาพโดยการใช้ข้อมูลโปรเจกชันทีละโปรเจกชันและทำซ้ำจนกระทั่งครบข้อมูลโปรเจกชันทั้งหมดที่มีตามสมการ 2.20 ทั้งหมด [17]

$$f_{ij}^{k+1} = f_{ij}^k + \frac{\sum_{p_j \in P\phi} \lambda \frac{p_j - \sum_{k=1}^N f_{ij}^k w_{ik}}{\sum_{k=1}^N w_{ik}}}{\sum_{p_j \in P\phi} w_{ij}} \quad (2.20)$$

เมื่อ  $f_{ij}^{k+1}$  คือ จำนวนข้อมูลในเซลล์ที่ ij ที่จะสร้าง  
 $f_{ij}^k$  คือ จำนวนข้อมูลในเซลล์ที่ ij เดิม  
 $p\phi$  คือ ข้อมูลโปรเจกชันจริงทั้งหมด  
 $p_j$  คือ จำนวนข้อมูลโปรเจกชันลำดับที่ j  
 $\lambda$  คือ relaxation parameter  
 $k$  คือ รอบการทำซ้ำในปัจจุบัน

รูปแบบการเขียนอัลกอริทึม SART

```

1 Initialisation ;
2  $X_0$  : an Initial image in  $R^N$ ;
3  $\lambda$  : relaxation parameter;
4 End of Initialisation Step ;
5 While convergence not reached do
6    $x_n^{k,0} = X_0;$ 
7   for p = 1 :  $M_p$ 
8      $\Delta x_n^{k,p} = \frac{b_p - \sum_{n=1}^N x_n^{k,p-1} a_{pn}}{\sum_{n=1}^N a_{pn}^2} a_{pn};$ 
9   end for
10   $x_n^{k+1} = x_n^{k,M} + \lambda \frac{\sum_{M_p=1}^M \Delta x_n^{k,Mp}}{\sum_{M_p=1}^M a_{M_p n}};$ 

```

11 Until a stopping criterion is met

12 end While

● Ordered-subset Simultaneous Algebraic Reconstruction Techniques (OS-SART) วิธีการนี้จะอัปเดตภาพโดยใช้ข้อมูลโปรเจกชันเป็นเซตย่อยจากจำนวนข้อมูลทั้งหมด โดยผู้ใช้สามารถกำหนดจำนวนข้อมูลในแต่ละเซตย่อยและลำดับในการอัปเดตในการอัปเดตภาพได้ วิธีการนี้ใช้หลักการคล้ายๆกับแบบ SART และมีขั้นตอนในการประมวลผลดังต่อไปนี้

รูปแบบการเขียนอัลกอริทึม OS-SART

1 Initialisation ;

2  $X_0$  : an Initial image in  $R^N$  ;

3  $\lambda$  : relaxation parameter;

4 End of Initialisation Step ;

5 While convergence not reached do

6  $x_n^{k,0} = X_0$ ;

7 for  $\beta = 1 : B$  do

8 
$$\Delta x_n^{k,\beta} = \frac{b_\beta - \sum_{n=1}^N x_n^{k,\beta-1} a_{\beta n}}{\sum_{n=1}^N a_{\beta n}^2} a_{\beta n}$$
;

9 end for

10 
$$x_n^{k+1} = x_n^{k,M} + \lambda \frac{\sum_{\beta=1}^M \Delta x_n^{k,M\beta}}{\sum_{\beta=1}^M a_{M\beta n}}$$
 ;

11 Until a stopping criterion is met

12 end While

#### 2.4.4.3 TV-Total Variation (TV) regularization

การประมวลผลสร้างภาพโดยใช้ TV norm เพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพให้ดีขึ้น เป็นที่ได้รับความนิยมโดยทั่วไปในงานที่เกี่ยวข้องกับการลดสัญญาณรบกวนในภาพ (Image denoising) โดยวิธีการนี้จะกำหนดให้ภาพผลลัพธ์ที่ต้องการสร้างมีลักษณะแบบ piecewise smooth วิธีการประมวลผลภาพ CT ที่ใช้หลักการนี้เป็นวิธีแรกได้แก่ วิธี Adaptive Steepest Descent Projection-onto-Convex Sets (ASD-POCS)

วิธีในตระกูลนี้จะให้ผลลัพธ์ที่ดีในกรณีที่ข้อมูลที่ได้รับมีสัญญาณรบกวนสูงหรือจำนวนภาพโปรเจกชันมีปริมาณน้อย ข้อจำกัดของวิธีการในตระกูลนี้คือจำนวนพารามิเตอร์ที่ต้องปรับจูนให้เหมาะสมมีปริมาณมาก ซึ่งมีผลโดยตรงต่อประสิทธิภาพของแต่ละวิธีการรวมทั้งผลลัพธ์ที่ได้



รูปแบบการเขียนอัลกอริทึม (ASD-POCS)

```

1 Initialisation ;
2 Set  $\varepsilon, \beta, \beta_{red}, ng, \alpha, \alpha_{red}, r_{max}$ ;
3  $\bar{X} = 0$ ;
4 End of Initialisation Step;
5 While Stopping criteria not met do
6    $\bar{X}_{prev} = \bar{X}$ ;
7   for  $n_{angles}$  do
8      $\bar{X} = \bar{X} + \beta v^{-1} A^T W (b - Ax)$ ; // SART update
9   end for
10   $\beta = \beta \times \beta_{red}$ ;
11   $\bar{X} = \max(0, \bar{X})$ ; // Enforce positivity constraint
12   $\bar{X}_{out} = \bar{X}$ ;
13   $\varepsilon_{current} = \|Ax - b\|$ ;
14   $dp = \|\bar{x} - \bar{x}_{prev}\|$ ; // Change in data constraint
15  IF First iteration then
16     $dtv = \alpha \times dp$  / Initialisation of TV
hyperparameter
17  end if
18   $\bar{X}_{prev} = \bar{X}$ ;
19  for number of sub-iteration = 1:ng do
20     $dx = \nabla_x \|X\|_{TV}$ ;
21     $\hat{dx} = \frac{dx}{\|dx\|}$ 
22     $\bar{x} = \bar{x} - dtv \times \hat{dx}$ ; // TV minimization update
23  end for
24   $dg = \|\bar{x} - \bar{x}_{prev}\|$ ; // Change in TV update
25  if  $(dg > r_{max} \times dp) < \text{and } \varepsilon_{current} > \varepsilon$  then)
26     $dtv = dtv \times \alpha_{red}$ 
27  end if
28   $\cos\theta = \frac{dp \cdot dg}{\|dp\| \cdot \|dg\|}$ ;

```



```

29  IF ( $\cos\theta < -0.9$  and  $\varepsilon_{current} < \varepsilon$ ) or  $\beta < 0.0005$  then
30      Stop ;                               // Check stopping criteria
31  end if
32  Until stopping criteria are met
33 end while

```

- Ordered Subsets Adaptive-Steepest-Descent Projection Onto Convex Sets (OS-ASD-POCS) วิธีการนี้จะคล้ายกับวิธีการ ASD-POCS แต่มีการเพิ่มขึ้นตอนการเลือกใช้ข้อมูลโปรเจกชันแบบ Ordered-subset โดยการเลือกใช้ข้อมูลโปรเจกชันเป็นเซตย่อยจากจำนวนข้อมูลทั้งหมด

- Bregman Adaptive-Steepest-Descent Projection Onto Convex Sets beta (B-ASD-POCS-beta) เป็นวิธีการประมวลผลภาพที่ใช้วิธีการ POCS-TV ร่วมกับ Bregman สมการที่ใช้ในการคำนวณภาพแสดงดังต่อไปนี้ [19]

$$\min \mu J(u) + \frac{1}{2} \|u - b\|_2^2 \quad (2.24)$$

$$b^{k+1} = b + (b^k - u^k) \quad (2.25)$$

$$u^{k+1} = \min \mu J(u) + \frac{1}{2} \|u - b^{k+1}\|_2^2 \quad (2.26)$$

รูปแบบการเขียนอัลกอริทึม

1 Initialisation ;  $f^0 = 0, g^0 = g, k = 0, \beta^0 = 1$ , decreasing

Factor  $c < 1$ , step-updating period T ;

2 POCS-TV: solving

$$\min \|f^k\|_{TV} \quad s.t. Mf^k = g^k, f^k \geq 0$$

by POCS-TV of  $N_p$  iterations;

3 Modified updating

$$g^{k+1} = g^k + \beta^k (g - Mf^k);$$

4 Stepsize updating:

$$B^{k+1} = \begin{cases} \beta^k, & \text{if } \text{mod}(k+1, T) = 0; \\ c\beta^k, & \text{otherwise} \end{cases};$$

5  $k=k+1$

- Adaptive-Weighted Total Variation (AwTV) norm เป็นพารามิเตอร์ทางคณิตศาสตร์ที่ใช้หลักการจาก TV norm แต่จะมีการเพิ่มค่าถ่วงน้ำหนักในการคำนวณ ซึ่งจะช่วย

ในการลดสัญญาณรบกวนของภาพออกและรักษาขอบของอวัยวะให้คมชัด สมการที่ใช้ในการคำนวณ AwTV norm คือ

$$\|X\|_{AwTV} = \sum_{ij} \sqrt{w_{(i)(i-1)(j)(j)}(x_{(i)(j)} - x_{(i-1)(j)})^2 + w_{(i)(i)(j)(j-1)}(x_{(i)(j)} - x_{(i)(j-1)})^2} \quad (2.27)$$

โดยที่  $w_{(i)(i-1)(j)(j)}$  และ  $w_{(i)(i)(j)(j-1)}$  สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ 2.28 และ 2.29 และ  $\delta$  คือค่าคงที่บอกความแข็งแรงในการลดขอบ

$$w_{(i)(i-1)(j)(j)} = \exp\left[-\left(\frac{x_{(i)(j)} - x_{(i-1)(j)}}{\delta}\right)^2\right] \quad (2.28)$$

$$w_{(i)(i)(j)(j-1)} = \exp\left[-\left(\frac{x_{(i)(j)} - x_{(i)(j-1)}}{\delta}\right)^2\right] \quad (2.29)$$

● Projection-Controlled Steepest Descent (PCSD) เป็นวิธีการที่สร้างขึ้นเพื่อพัฒนาคุณภาพและลดสัญญาณรบกวนโดยใช้จำนวนรอบของการทำซ้ำของวิธีการน้อยที่สุดและทำงานเร็วที่สุด วิธีการประมวลผลประเภทนี้ จะมีการกำหนดขนาดของการอัปเดตข้อมูลเพื่อลดสัญญาณรบกวนแบบอัตโนมัติ ดังสมการที่ 2.30

$$\eta = k \left( \frac{\nabla_p^{(w)}}{\nabla_p^{(1)}} \right) \quad (2.30)$$

$(\nabla_p^{(w)})$  โดยพิจารณาจากค่าความแตกต่างระหว่างภาพโปรเจกชันเก็บได้และภาพโปรเจกชันที่สร้างขึ้น สามารถคำนวณได้ตามสมการที่ 2.31

$$\nabla_p^{(w)} = \|Ax^{(w-1)} - b\| \quad (2.31)$$

และ  $\nabla_p^{(1)}$  คือสมการคำนวณสัญญาณรบกวนในการประมาณผลครั้งแรก

รูปแบบการเขียนอัลกอริทึม PCSD

- 1 Initialisation ;
- 2 Set  $\beta, \epsilon, ng, w_t$  and  $X^{(0)}$  ;
- 3 Set  $w = 0, \eta = 1, k = 1$
- 4 End of Initialisation Step;
- 5 **While** Stopping criteria not met **do**
- 6     for  $w = 1 : w_t$  **do**
- 7          $X_{ART} = X^{(w)}$  ;

```

8    $\nabla_p^{(w)} = \|Ax_{ART} - b\|$ ;
9   if  $((\nabla_p^{(w)})^2 > \epsilon)$  then
10       $x_{ART} + \frac{\beta_i}{\|a_i\|^2} (b_i - a_i x_{ART}) a_i^T$ ; // ART update
11   end if
12    $X_{POCS} = \max(X_{ART}; 0)$ ; // Enforce positivity constraint
13    $n = 0$ ; // Initialisation of TV sub-iteration
14    $X_{TV}^{(0)} = X_{POCS}$ ;
15   if  $(w > 0 \text{ and } (\nabla_p^{(1)})^2 > \epsilon)$  then
16       $\eta = k \left( \frac{\nabla_p^{(w)}}{\nabla_p^{(1)}} \right)$ ;
17   end if
18    $S^{(n)} = \left( \frac{\partial \|x^{(n)}\|_{TV}}{\partial x^{(n)}} \right)$ ;
19   for number of sub-iteration = 1:ng do
20       $x_{TV}^{n+1} = x_{TV}^n - \eta \times \frac{S^{(n)}}{\|S^{(n)}\|}$ ; // TV minimisation update
21   end for
22    $x^{(w)} = x_{TV}^n$ ;
23   Until stopping criteria are met
24 end while

```

● Adaptive-weighted Projection-Controlled Steepest Descent (AwPCSD) เป็นวิธีการที่พัฒนาขึ้นจากวิธี PCSD โดยใช้หลักการเดียวกัน แต่เปลี่ยนจากการใช้ TV norm เป็น AwTV norm เพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพ สมการที่ 2.32 แสดงการคำนวณ AwTV norm สำหรับภาพแบบ 3 มิติ

$$\|X\|_{AwTV} = \quad (2.32)$$

$$\sum_{ijk} \sqrt{w_{(i-1)(j)(k)}(x_{(i)(j)(k)} - x_{(i-1)(j)(k)})^2 + w_{(i)(j)(k-1)}(x_{(i)(j)(k)} - x_{(i)(j)(k-1)})^2 + w_{(i)(j)(k)(k-1)}(x_{(i)(j)(k)} - x_{(i)(j)(k-1)})^2}$$

โดยที่

$$w_{(i)(i-1)(j)(j)(k)(k)} = \exp\left[-\left(\frac{x_{(i)(j)(k)} - x_{(i-1)(j)(k)}}{\delta}\right)^2\right] \quad (2.33)$$

$$w_{(i)(i)(j)(j-1)(k)(k)} = \exp\left[-\left(\frac{x_{(i)(j)(k)} - x_{(i)(j-1)(k)}}{\delta}\right)^2\right] \quad (2.34)$$

$$w_{(i)(i)(j)(j)(k)(k-1)} = \exp\left[-\left(\frac{x_{(i)(j)(k)} - x_{(i)(j)(k-1)}}{\delta}\right)^2\right] \quad (2.35)$$

รูปแบบการเขียนอัลกอริทึม (AwPCSD)

1 Initialisation ;

```

2 Set  $x^0, \beta, \beta_{red}, \epsilon, n_g, \delta$ ;
3 Set  $w = 0, \eta = 1, k = 1$ 
4 End of Initialisation Step;
5 While Stopping criteria not met do
6   for  $w = 1 : w_t$  do
7      $X_{SART} = X^{(w)}$ ;
8      $\nabla_p^{(w)} = \|Ax_{SART} - b\|$ ;
9     if  $((\nabla_p^{(w)})^2 > \epsilon)$  then
10      for  $n_{angles}$  do
11         $x_{SART} = x_{SART} + \beta V^{-1} A^T W (\bar{b}_i - \bar{A}x)$ ;           // SART update
12      end for
13    end if
14     $X_{POCS} = \max(0, X_{SART})$ ;           // Enforce positivity constraint
15     $\beta = \beta \times \beta_{red}$ ;
16     $w_{(i)(i-1)(j)(j)(k)(k)} = \exp[-(\frac{x_{(i)(j)(k)} - x_{(i-1)(j)(k)}}{\delta})^2]$ ;
17     $w_{(i)(i)(j)(j-1)(k)(k)} = \exp[-(\frac{x_{(i)(j)(k)} - x_{(i)(j-1)(k)}}{\delta})^2]$ ;
18     $w_{(i)(i)(j)(j)(k)(k-1)} = \exp[-(\frac{x_{(i)(j)(k)} - x_{(i)(j)(k-1)}}{\delta})^2]$ ;
19     $n = 0$ ;           // Initialisation of TV sub-iteration
20     $X_{AwTV}^{(0)} = X_{POCS}$ ;
21    if  $(w > 0 \text{ and } (\nabla_p^{(1)})^2 > \epsilon)$  then
22       $\eta = k \left( \frac{\nabla_p^{(w)}}{\nabla_p^{(1)}} \right)$ ;
23    end if
24     $S^{(n)} = \left( \frac{\partial \|x^{(n)}\|_{AwTV}}{\partial x^{(n)}} \right)$ ;
25    for number of sub-iteration = 1:n_g do
26       $x_{AwTV}^{n+1} = x_{AwTV}^n - \eta \times \frac{S^{(n)}}{\|S^{(n)}\|}$ ;           // AwTV minimisation
27    end for
28  end for
29   $x^{(w)} = x_{AwTV}^{n_t}$ ;
30  Until stopping criteria are met

```

31 end while

● Adaptive-weighted Adaptive-Steepest-Descent Projection Onto Convex Sets (AwASD-POCS) เป็นวิธีการที่พัฒนาขึ้นจากวิธี AwTV-POCS แต่มีการดัดแปลงเล็กน้อยจากวิธีการ ASDPOCS แต่เปลี่ยนจากการใช้ TV norm เป็น AwTV norm เพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพ [20]

รูปแบบการเขียนอัลกอริทึม (AwASD-POCS)

```

1 While Stopping criteria not met do
2    $x = x + \beta \cdot SARTupdate$ 
3    $\beta = \beta \cdot \beta_{red}$ 
4   for  $n_g$  do
5      $x = x + \alpha \cdot AWTVupdate(\delta)$ 
6   end for
7   update  $\alpha, w, r, t, r_{max}, \alpha_{red}, \epsilon$ 
8   check stopping criterion  $w, r, t, x, b, \epsilon, \beta$ 
9 end while

```

## 2.4.5 ภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์

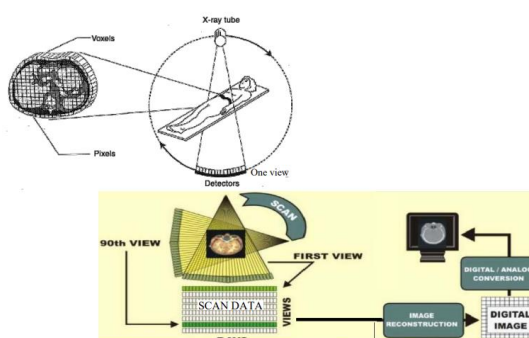
### 2.4.5.1 ภาพซีที (CT image)

เป็นการคำนวณหาการกระจายของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นในระนาบที่สนใจ รูปที่ 29 [9] แสดงถึงขั้นตอนที่สำคัญในกระบวนการสร้างภาพซีที เริ่มด้วยการสแกนเก็บข้อมูลจากวัตถุ (Data acquisition) ตามด้วยขั้นตอนการคำนวณสร้างภาพ ซึ่งประกอบด้วยขั้นตอนของการเปลี่ยนค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นให้เป็นเลขซีทีด้วย

● พิกเซล (Pixel) การสร้างภาพด้วยการคำนวณค่าเลขซีทีของตัวกลางในระนาบที่สนใจ ทำโดยการนำเลขซีทีมาเรียงกันตามตำแหน่งที่สอดคล้องกับสมบัติการลดทอนรังสีขององค์ประกอบภายในตัวกลาง ภาพซีทีที่สร้างขึ้นจึงประกอบด้วยเซลล์เล็กๆ และเป็นภาพดิจิทัล เซลล์เหล่านั้นมีลักษณะเป็นระนาบ 2 มิติรูปทรงสี่เหลี่ยมจัตุรัสจำนวนมาก เซลล์เล็กๆแต่ละเซลล์ที่ประกอบกันเป็นภาพนี้เรียกว่า พิกเซล (Pixel) เรียงเป็นระเบียบทั้งในแนวนอนและแนวตั้ง และภายในเซลล์เล็กๆเหล่านั้นจะบรรจุค่าเลขซีที ซึ่งสามารถแสดงภาพเป็นเลขซีที และเมื่อเปลี่ยนค่าเลขซีทีให้เป็นความดำความขาวก็จะปรากฏเป็นภาพเหมือนภาพเอกซเรย์ทั่วไป โดยทั่วไปบริเวณที่มีเลขซีที

สูงมากที่สุดจะแสดงความขาวมากที่สุด ในทางกลับกัน บริเวณที่มีเลขซีทีต่ำที่สุดจะแสดงความดำมากที่สุด

● วอกเซล (Voxel) โดยทั่วไปภาพซีทีที่มีความหนาขนาดหนึ่ง พิจารณาจากเรขาคณิตของการสแกนเก็บข้อมูลจากวัตถุ ลำรังสีเอกซ์ที่ทะลุผ่านวัตถุมีขนาดหนึ่ง ดังนั้นขนาดความหนาของลำรังสีเอกซ์จึงควรเท่ากับขนาดความหนาของชิ้นงานภาพซีที เมื่อตั้งพิกเซลใดพิกเซลหนึ่งออกมาจะพบเป็นรูปทรงเรขาคณิตแบบ 3 มิติ ที่มีผิวปิดล้อมด้วยสี่เหลี่ยมจัตุรัส รูปทรงทางเรขาคณิตนี้เรียกว่า วอกเซล (Voxel) ซึ่งเป็นส่วนสำคัญที่ประกอบขึ้นเป็นภาพตัดขวางสามมิติและนำไปใช้เพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ในปัจจุบัน



รูปที่ 29 กระบวนการสร้างภาพถ่ายเอกซเรย์ด้วยคอมพิวเตอร์ สามมิติชนิดลำรังสีแบบรูปตัด

#### 2.4.5.2 พารามิเตอร์ที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นอกจากมีความสำคัญทางด้านภาพที่ใช้ในการวาดขอบเขตสำหรับการวางแผนการรักษาแล้ว ยังให้รายละเอียดเลขซีทีของเนื้อเยื่อซึ่งเป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีในตัวกลางที่ถูกแปลงเป็นปริมาณรังสีหรือใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีด้วยระบบวางแผนการรักษา โดยค่าพารามิเตอร์ต่างๆที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่สามารถนำไปคำนวณมีดังนี้ [16]

● เลขซีที (CT number) ภาพซีทีเป็นภาพลักษณะเฉพาะที่มีความแตกต่างจากภาพเอกซเรย์ทั่วไป เพราะภาพซีทีเป็นภาพที่แสดงการกระจายเชิงเส้นในระนาบหนึ่งของวัตถุ ซึ่งคำนวณจากค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของส่วนต่างๆ เมื่อเทียบกับน้ำตามนิยามในสมการต่อไปนี้

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 \quad (2.33)$$

เมื่อ  $HU$  คือ เลขซีทีหรือเลขเฮาสฟิลด์ (Hounsfield number)

$\mu_x$  คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของโฟตอนในตัวกลางใดๆ

$\mu_w$  คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของน้ำ

● ค่าความแตกต่างของเลขซีที ค่าความแตกต่างของเลขซีทีที่ใช้สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์แบบสองพลังงาน มีสมการในการคำนวณดังต่อไปนี้

$$\Delta HU = (1 + \alpha)HU_H - \alpha HU_L \quad (2.34)$$

เมื่อ  $\Delta HU$  คือ เลขซีทีหรือเลขเฮาส์ฟิลด์ (Hounsfield Unit)

$HU_H$  คือ เลขซีทีของพลังงานเอกซเรย์สูง

$HU_L$  คือ เลขซีทีของพลังงานเอกซเรย์ต่ำ

$\alpha$  คือ Weighting factor

● ความหนาแน่นอิเล็กตรอน (Electron density;  $\rho_e$ )

การวางแผนการรักษาด้วยรังสีจะต้องมีการเปลี่ยนเลขซีทีเป็น ความหนาแน่นอิเล็กตรอน และสร้าง Calibration curve ซึ่งเป็นกราฟที่แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่สัมพันธ์กับน้ำ (Electron density relative to water) และค่าความหนาแน่นทางกายภาพ (Physical density) ในหน่วย  $g/cm^3$  สำหรับใช้ในการคำนวณการกระจายของปริมาณรังสีให้ถูกต้อง มีสมการในการคำนวณดังต่อไปนี้

$$\rho_e = \frac{\Delta HU}{1000} + 1 \quad (2.35)$$

เมื่อ  $\rho_e$  คือ ความหนาแน่นของอิเล็กตรอน

$\Delta HU$  คือ ค่าความแตกต่างของเลขซีทีจากสมการ 2.34

● ค่าเลขอะตอมยังผล (Effective atomic number ;  $Z_{eff}$ )

การคำนวณหา Bragg peak หรือบริเวณที่โปรตอนหยุดลง ในการรักษาด้วยรังสีโปรตอนนั้น ค่าเลขอะตอมยังผลเป็นค่าตัวแปรสำคัญในสมการ เมื่ออนุภาคได้เคลื่อนที่เข้าสู่ตัวกลางมีการเสียพลังงานให้ตัวกลางโดยพลังงานหยุดจะขึ้นอยู่กับค่าเลขอะตอมยังผล โดยมีสมการคำนวณค่าเลขอะตอมยังผลดังต่อไปนี้

$$\left(\frac{Z_{eff}}{Z_{eff,W}}\right)^m - 1 = \gamma_L \left(\frac{u_L}{\rho_e} - 1\right) \quad (2.36)$$

เมื่อ  $Z_{eff,W}$  คือ ค่าเลขอะตอมยังผลของน้ำ

$\gamma_L$  คือ ค่าคงที่ตามสัดส่วนที่พลังงานเอกซเรย์ต่ำ

$m$  คือ ค่าคงที่ประมาณ 3-4

$u_L$  คือ เลขซีทีของพลังงานเอกซเรย์ต่ำซึ่งสามารถคำนวณได้ดังนี้

$$U_L = \frac{HU_L}{1000} + 1 \quad (2.37)$$

#### 2.4.5.3 สัญญาณรบกวนในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ [21]

สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นสิ่งที่เลี่ยงไม่ได้ โดยสัญญาณที่เกิดขึ้นส่งผลให้คุณภาพของภาพลดต่ำลงและอาจไม่เพียงพอต่อการวินิจฉัย เนื่องจาก การแปลผลและตีความหมายอาจผิดไปจากความเป็นจริงได้ รูปที่ 30 แสดงกระบวนการทำงานของ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อให้ได้มาซึ่งภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะเห็นได้ว่ามีหลาย องค์ประกอบของการทำงานที่สามารถก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนแบบต่างๆ ซึ่งอาจมีผลต่อคุณภาพ ของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้



รูปที่ 30 กระบวนการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ในส่วนต่อไปนี้จะอธิบายประเภทต่างๆของสัญญาณรบกวนที่มีผลต่อคุณภาพของภาพ

- สัญญาณรบกวนทางสถิติ (Statistical Noise)

สัญญาณรบกวนทางสถิติหรือควอนตัมนอยส์ (Quantum noise) เป็น สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นเนื่องจากจำนวนของรังสีเอกซ์ที่นับวัดได้ที่หัววัดมีความแปรปรวน อันเนื่องมาจากความไม่สม่ำเสมอของลำรังสีที่ตกกระทบยังหัววัดรังสี รวมทั้งปริมาณที่ตกกระทบมักมี จำนวนจำกัดแม้ว่าลำรังสีตั้งต้นจากแหล่งกำเนิดรังสีจะถูกกำหนดให้เหมาะสมตามมาตรฐานแล้วก็ตาม ซึ่งเหตุการณ์ดังกล่าวเป็นข้อจำกัดและถือเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นเสมอ ดังนั้นแนวทางในการเลี่ยง ผลกระทบที่อาจเกิดขึ้นของควอนตัมนอยส์ คือ การเพิ่มจำนวนของปริมาณลำรังสี หรือ ปริมาณรังสีที่ ปล่อยออกมาจากแหล่งกำเนิดรังสี

- สัญญาณรบกวนทางอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Noise)

การเก็บข้อมูลโดยอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ต่างๆของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะอยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้า จากนั้นจึงแปลงสัญญาณจากอนาลอกเป็นดิจิทัล ความแปรปรวนอาจ เกิดขึ้นได้เนื่องจากมีสัญญาณไฟฟ้ารบกวนจากอุปกรณ์ในแต่ละชิ้น ซึ่งเป็นเหตุให้เกิดสัญญาณรบกวน และมีผลต่อคุณภาพของภาพได้

- สัญญาณรบกวนเนื่องจากข้อผิดพลาดในการแปลงค่า (Round-off Errors)

ข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นเนื่องด้วยข้อจำกัดของจำนวนบิตต่อการแสดงผลของ ค่าเลขซีที ในกรณีที่ต้องแปลงค่าของจุดสองจุดที่มีค่าต่างกันเป็นหลักทศนิยม เนื่องจากต้องมีการปัดค่า เพื่อให้สามารถแสดงผลได้ ส่งผลให้ข้อมูลเกิดความแตกต่างกัน เช่น 2.4 และ 2.6 เมื่อต้องปัดค่าที่ สอดคล้องกับจำนวนบิต ค่าที่ได้คือ 2 และ 3 ตามลำดับ การปัดค่าจะเห็นผลเด่นชัดในกรณีที่จำนวน



บิตของข้อมูลมีค่าน้อยแต่เมื่อใช้จำนวนบิตเพิ่มขึ้น การผิดพลาดเนื่องจากการปิดเศษจะลดลง ปัจจุบันพบว่า การแสดงผลของหน่วยแสดงของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีจำนวนบิตที่สูงพอจะทำให้ความผิดพลาดดังกล่าวลดน้อยลงอย่างเห็นได้ชัด ความผิดพลาดดังกล่าวเกิดขึ้นในส่วนของหน่วยแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

- สัญญาณรบกวนเนื่องจากความผิดปกติบนภาพ (Artifactual Noise)

การสร้างภาพใหม่ของเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อให้เกิดสิ่งผิดปกติบนภาพได้หลายลักษณะ โดยสิ่งผิดปกติอาจถูกมองว่าเป็นสัญญาณรบกวนบนภาพได้ ลักษณะของความผิดปกติมีหลายแบบซึ่งเป็นรูปแบบเฉพาะตัว เช่น ความผิดปกติที่มีลักษณะเป็นเส้น (Streak Artifacts), การเกิดปริมาณรังสีมากกว่าที่ควรเป็น (Beam Hardening), การเกิดความมัวบนภาพเนื่องจากตัวกลางมีความหนาแน่นแตกต่างกันมาก (Partial Volume Effect) เป็นต้น ความผิดปกติเหล่านี้จะเกิดขึ้นด้วยสาเหตุที่แตกต่างกันแต่การเกิดขึ้นจะไม่ได้เกิดแบบสุ่ม เหมือนอย่างการเกิดของควอนตัมมอยส์ นั่นคือ เมื่อมีการฉายภาพและสร้างภาพซ้ำอีกครั้งในตำแหน่งเดิมจะพบว่าค่าความผิดปกติที่เกิดขึ้นเหมือนกันทั้ง 2 ครั้ง โดยไม่เปลี่ยนแปลง

- สัญญาณรบกวนเนื่องจากโครงสร้างของวัตถุ (Structural Noise)

ค่าเลขซีทีที่แปรปรวนในอวัยวะเดียวกันเกิดขึ้นเนื่องจากความไม่สม่ำเสมอของโครงสร้างของอวัยวะเอง ซึ่งเราเรียกการแปรปรวนนี้ว่าสัญญาณรบกวนเนื่องจากโครงสร้างของวัตถุ (Structural Noise) โดยอวัยวะส่วนใหญ่จะมีการแปรปรวนในโครงสร้างของอวัยวะเอง เช่น ตับ ซึ่งเป็นอวัยวะที่มีความไม่สม่ำเสมอในโครงสร้างของตับและยังพบได้ในกรณีที่มีการคาบเกี่ยวกันระหว่าง 2 อวัยวะเช่น การฉายภาพผ่านกระดูกซี่โครงที่อยู่เหนือปอด พบว่าความแตกต่างของโครงสร้างทั้ง 2 อวัยวะทำให้เกิดการแปรปรวนขึ้นในบริเวณที่ซ้อนทับกัน

## 2.5 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์แบบสองพลังงาน

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์แบบสองพลังงาน (Dual Energy CT Scanner ; DECT) ถูกพัฒนามาช่วยงานในด้านภาพทางการแพทย์ที่ใช้เครื่องเอกซเรย์พลังงานเดียว (Single-Energy X-ray CT Scanner) อาจไม่เพียงพอต่อการวินิจฉัยที่ครอบคลุมยกตัวอย่างเช่น วิเคราะห์หาชนิดของนิ่ว เนื่องจากนิ่วแต่ละชนิดมีธาตุองค์ประกอบที่ต่างกันทำให้การใช้รังสีเอกซ์แบบพลังงานเดียวอาจจะไม่เพียงพอหรือนิ่วบางชนิดไม่สามารถมองเห็นได้โดยใช้รังสีเอกซ์แบบพลังงานเดียว [22]

การรักษาด้วยรังสีโปรตอน เป็นการใช้อนุภาคโปรตอนในการรักษาซึ่งก็มีข้อจำกัดอย่างเช่น เมื่อเกิดการเคลื่อนย้ายตำแหน่งเพียงเล็กน้อย อาจทำให้อวัยวะข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีมากกว่าที่ควรจะเป็นหรือความคลาดเคลื่อนขององค์ประกอบเนื้อเยื่ออาจจะส่งผลทำให้อวัยวะได้รับรังสีเกิน

ความจำเป็น เครื่องเอกซเรย์แบบสองพลังงานสามารถลดความคลาดเคลื่อนที่กล่าวนี้ได้และสามารถวิเคราะห์รายละเอียดองค์ประกอบเนื้อเยื่อได้ดีกว่า [23]

หลักการของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์แบบสองพลังงานจะมีการปล่อยพลังงานมาให้สองช่วง ซึ่งแตกต่างจากเครื่องเอกซเรย์พลังงานเดียวที่มีการปลดปล่อยพลังงานมาแค่หนึ่งช่วง

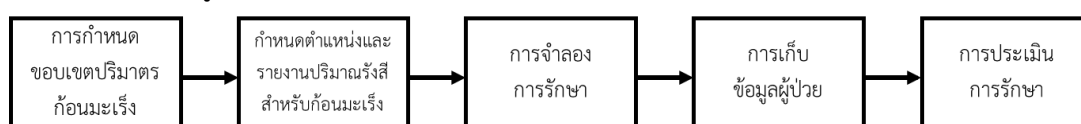
หลักการของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์แบบสองพลังงานเริ่มต้นจากข้อเท็จจริงที่ว่าค่าการดูดกลืนพลังงานเอกซเรย์ (Attenuation Coefficient) ของวัตถุใดๆ จะขึ้นอยู่กับค่า Effective atomic number ( $Z_{eff}$ ) ของวัตถุนั้นๆ และการเกิดอันตรกิริยาต่างๆ ของรังสีเอกซ์กับวัตถุนั้นๆ โดยอันตรกิริยาที่เกิดขึ้นส่วนใหญ่ได้แก่ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริกและการกระเจิงคอมป์ตัน

จากหลักการที่โฟตอนทำอันตรกิริยากับวัตถุที่มีค่าเลขอะตอมต่างกัน จะเกิดปรากฏการณ์ที่แตกต่างกัน และวัตถุแต่ละชนิดยังมี Attenuation Coefficient ต่างกันเมื่อมี  $Z_{eff}$  ต่างกัน จากคุณสมบัติดังกล่าวเมื่อใช้พลังงานของรังสีเอกซ์ที่แตกต่างกัน 2 ค่าตามหลักการของ DECT จะทำให้ได้ข้อมูลที่แตกต่างกันสำหรับประเภทของเนื้อเยื่อต่างๆ ทำให้สามารถวิเคราะห์หาชนิดของรอยโรคในอวัยวะได้อย่างถูกต้องและแม่นยำมากยิ่งขึ้น

## 2.6 รังสีรักษา

### 2.6.1 การวางแผนการรักษา

ปกติการฉายรังสีระยะไกลจะกำหนดให้รังสีเข้าในหลายทิศทางเพื่อให้ปริมาณรังสีมีความสม่ำเสมอภายในก้อนมะเร็งและลดปริมาณรังสีในเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงให้น้อยที่สุด โดย The International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) รายงานที่ 50 ได้กำหนดให้ปริมาณรังสีภายในก้อนมะเร็งมีความสม่ำเสมออยู่ในร้อยละ 95 ถึง 107 ของปริมาณรังสีที่กำหนด มีปัจจัยหลายอย่างที่ทำให้การกระจายของปริมาณรังสีภายในก้อนมะเร็งมีความแตกต่างกันไป ในส่วนนี้จะอธิบายถึงการกำหนดขอบเขตปริมาตรก้อนมะเร็ง (Volume definition) การเก็บข้อมูลผู้ป่วยสำหรับการวางแผนการรักษา การวางแผนการรักษาทางคลินิกสำหรับการฉายรังสีระยะไกล รวมถึงการประเมินแผนการรักษาในผู้ป่วยตามลำดับโดยรูปที่ 31 จะแสดงขั้นตอนการวางแผนการรักษาผู้ป่วยมะเร็ง [4]



รูปที่ 31 ขั้นตอนการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็ง

### 2.6.1.1 การกำหนดขอบเขตปริมาตรก้อนมะเร็ง [4]

ปริมาตรของก้อนมะเร็งเป็นสิ่งสำคัญที่จะต้องกำหนดขึ้นมาก่อน เพื่อใช้ในการวางแผนการรักษาและเพื่อเป็นประโยชน์ในการรายงานความถูกต้องของปริมาณรังสีภายในก้อนมะเร็ง รวมทั้งเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง ซึ่ง ICRU รายงานที่ 50 และ 62 ได้กำหนดความหมายขอบเขตของก้อนมะเร็งหลัก ๆ ที่สัมพันธ์กับการวางแผนการรักษาแบบสามมิติ ได้แก่

- Gross Tumor Volume (GTV) คือก้อนมะเร็งซึ่งกำหนดได้จากการตรวจร่างกายและเห็นจากภาพถ่ายทางรังสี ซึ่งได้แก่ก้อนมะเร็งปฐมภูมิ และต่อมน้ำเหลืองที่พบการลุกลามจากมะเร็ง ตลอดจนอวัยวะอื่นที่มีการลุกลามที่ตรวจพบได้

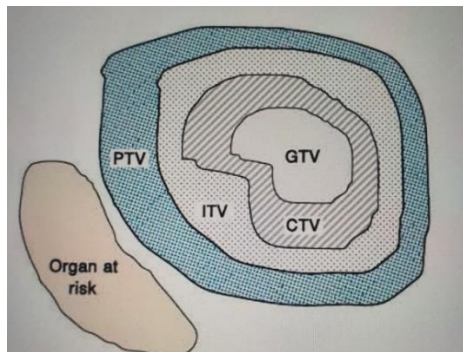
- Clinical Target Volume (CTV) คือ GTV รวมถึงขอบเขตข้างเคียงที่สงสัยว่าจะมีการลุกลามแต่อาจไม่สามารถมองเห็นได้จากภาพถ่ายทางรังสี ซึ่งแพทย์ทางรังสีรักษาจะต้องเข้าใจธรรมชาติของโรค และอุบัติการณ์ที่จะมีการลุกลามไปยังต่อมน้ำเหลืองข้างเคียง ผู้ป่วยที่ได้รับการผ่าตัดก้อนมะเร็งไปแล้ว บริเวณที่ได้รับการผ่าตัด (tumor bed) จัดเป็น CTV แพทย์รังสีรักษาจะต้องนำข้อมูลจากภาพถ่ายรังสีก่อนผ่าตัด รายงานการผ่าตัด และรายงานทางพยาธิวิทยามาช่วยในการกำหนดขอบเขตของ CTV

- Internal Target Volume (ITV) คือขอบเขตที่กว้างออกไปของ GTV และ/หรือ CTV เพื่อชดเชยต่อการเปลี่ยนตำแหน่งของก้อนมะเร็งซึ่งเกิดจากการเปลี่ยนแปลงทางสรีรวิทยาของผู้ป่วย (internal margin) ซึ่งได้แก่การเปลี่ยนแปลงตำแหน่งที่เกิดจากการหายใจ การเต้นของหัวใจ การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะ ลำไส้ใหญ่และลำไส้เล็ก การกลืนน้ำลาย เป็นต้น นอกจากนี้ ITV ยังชดเชยความผิดพลาดที่เกิดจากการจัดผู้ป่วยฉายรังสีในแต่ละวัน (setup margin) ด้วย [14]

- Planning Target Volume (PTV) คือขอบเขตของ CTV ที่ขยายกว้างออกไปเป็นบริเวณที่ได้รับผลกระทบทั้งหมดที่อาจเกิดขึ้น และทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการฉายรังสีไว้เรียบร้อยแล้ว เช่น ความคลาดเคลื่อนจากการจัดท่าผู้ป่วย ความคลาดเคลื่อนจากเครื่องฉายรังสีเอง รวมถึงความคลาดเคลื่อนในระหว่างทำการฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วย (Intra-fraction) เป็นต้น แต่ไม่รวมถึงความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่เกิดจากคุณลักษณะของรังสีเช่นบริเวณเงามัวของรังสี (penumbra) และบริเวณเพิ่มขึ้นของปริมาณรังสีบริเวณก่อนหน้าก้อนมะเร็ง (buildup region)

- Organ At Risk (OAR) คืออวัยวะปกติข้างเคียงซึ่งมีความไวต่อปริมาณรังสี อาจจะได้รับปริมาณรังสี และทำให้เกิดภาวะแทรกซ้อนขึ้นกับผู้ป่วยในภายหลัง จึงจำเป็นต้องจำกัดปริมาณรังสีให้อยู่ในปริมาณที่ยอมรับได้สำหรับอวัยวะนั้น ๆ ซึ่งอาจทำได้โดยการปรับเปลี่ยนทิศทาง การเข้าของรังสี หรือปรับปริมาณรังสีในก้อนมะเร็งให้ลดลง เป็นต้น [1]

โดยความแตกต่างและความสัมพันธ์ของแต่ละขอบเขตของก้อนมะเร็งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 32 [4]



รูปที่ 32 ความสัมพันธ์และขอบเขตของก้อนมะเร็งสำหรับการฉายรังสี

#### 2.6.1.2 การกำหนดตำแหน่งและรายงานปริมาณรังสีสำหรับก้อนมะเร็ง [4]

ICRU รายงานที่ 50 และ 62 ได้กำหนดให้มีการบันทึกและรายงานผลของปริมาณรังสีเพื่อให้เป็นไปในหลักการเดียวกันโดยกำหนดให้ต้องรายงานค่าปริมาณรังสี ได้แก่ ปริมาณรังสี ณ จุดอ้างอิง ICRU (ICRU reference point) ปริมาณรังสีสูงสุดในก้อน PTV และปริมาณรังสีต่ำสุดสูงสุดในก้อน PTV ส่วนการรายงานข้อมูลอื่นเพิ่มเติม เช่น ปริมาณรังสีเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน รวมถึงปริมาณรังสีในอวัยวะที่มีความเสี่ยง สามารถรายงานเพิ่มเติมได้เช่นกัน

สำหรับการกำหนดจุดอ้างอิง ICRU สามารถกำหนดได้ด้วยเกณฑ์ดังนี้

- เป็นจุดที่สามารถคำนวณปริมาณรังสีได้อย่างถูกต้อง ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีอย่างรวดเร็ว

- อยู่ภายในก้อน PTV

- เป็นจุดรวมของรังสีที่มาจากหลายทิศทาง

นอกจากการกำหนดตำแหน่งปริมาณรังสีภายในก้อนมะเร็งแล้ว ยังจำเป็นที่จะต้องระบุปัจจัยต่าง ๆ ที่สำคัญที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีในรายงาน ได้แก่ พลังงาน ระยะทางจากแหล่งกำเนิดถึงผิวผู้ป่วย (Source-to-Surface Distance; SSD) หรือระยะทางจากแหล่งกำเนิดถึงจุดหมุน (Source to Axis Distance; SAD) ขนาดของรังสี อุปกรณ์ที่ใช้ร่วมเพื่อปรับแต่งรังสี การแก้ค่าความแตกต่างของเนื้อเยื่อภายในร่างกาย ปริมาณรังสีต่อครั้ง เป็นต้น

#### 2.6.1.3 การจำลองการรักษา [4]

กระบวนการจำลองการรักษาเป็นกระบวนการสำคัญซึ่งเป็นกระบวนการเก็บข้อมูลภาพผู้ป่วยเพื่อใช้ในการวางแผนการรักษา ข้อมูลผู้ป่วยจะต้องถูกต้องและเหมาะสมเพื่อให้การฉายรังสีบรรลุวัตถุประสงค์ แต่เดิมนั้นวัตถุประสงค์ของกระบวนการจำลองการรักษา คือเพื่อให้มั่นใจว่าการฉายรังสีมีความถูกต้องและครอบคลุมก้อนมะเร็งตามที่ตั้งใจไว้ แต่ปัจจุบันการจำลองการรักษายังมีบทบาทครอบคลุมถึงปัจจัยดังต่อไปนี้

- การกำหนดการจัดทำผู้ป่วยในการฉายรังสี รวมถึงการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยอย่างเหมาะสม

- การกำหนดตำแหน่งก้อนมะเร็งและอวัยวะปกติข้างเคียง

- การสร้างภาพทางรังสีอ้างอิงเพื่อใช้เป็นภาพเปรียบเทียบในการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี

- การกำหนดและตรวจสอบขอบเขตของลำรังสี

เงื่อนไขของกระบวนการจำลองการรักษา คือ อุปกรณ์ยึดตรึงและการจัดทำผู้ป่วยจะต้องเสมือนกับการฉายรังสีจริงซึ่งการจัดทำและการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยนั้นขึ้นอยู่กับลักษณะกายภาพของผู้ป่วย มีวัตถุประสงค์เพื่อยึดตรึงผู้ป่วยให้อยู่กับที่ในระหว่างการรักษา โดยเจ้าหน้าที่สามารถจัดให้ผู้ป่วยอยู่ในท่าเดิมได้ถึงแม้จะย้ายผู้ป่วยจากเครื่องหนึ่งไปยังอีกเครื่องหนึ่ง เช่น จากเครื่องจำลองการรักษาไปยังห้องฉายรังสี หรือระหว่างเครื่องฉายรังสีด้วยกันเอง อุปกรณ์สำหรับการยึดตรึงผู้ป่วยมีหลายแบบให้เลือกใช้ขึ้นอยู่กับบริเวณที่จะฉายรังสีและระดับความต้องการความแม่นยำในการฉายรังสีแต่ละเทคนิค

ในการจำลองการรักษา ระบบภาพที่ใช้สำหรับวางแผนการรักษามีหลายหลากประเภทดังนี้

- เครื่องจำลองการรักษาแบบ 2 มิติ (Conventional simulator) เป็นเครื่องจำลองลักษณะการทำงานและรูปร่างมาจากเครื่องฉายรังสี สามารถถ่ายได้ทั้งภาพเอกซเรย์และภาพ Fluoroscopy เพื่อใช้ดูภาพรังสีขณะที่มีการเคลื่อนไหวอวัยวะภายในได้ ข้อจำกัดของเครื่องจำลองการรักษาชนิดนี้คือจะแสดงภาพเอกซเรย์แบบระนาบเดียวเท่านั้น

- เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา (CT- simulator) เป็นการพัฒนามาจากเครื่องแบบ 2 มิติสมัยใหม่ โดยมีการประมวลผลภาพเป็นลักษณะ 3 มิติเพื่อการซ้อนทับของอวัยวะภายในภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษาถือเป็นภาพมาตรฐาน สำหรับนำไปวางแผนการรักษา เนื่องจากค่าเลขซีทีในหน่วย (Hounsfield Unit; HU) ที่ได้ มีความสัมพันธ์กับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนในเครื่องวางแผนการรักษา ทำให้สามารถนำภาพที่ได้ไปแก้ค่าความแตกต่างของการดูดกลืนจากผลของความแตกต่างเนื้อเยื่อในร่างกายได้อย่างถูกต้อง

- เครื่องจำลองการรักษาแบบสนามแม่เหล็ก (MR- simulator) เครื่องประเภทนี้มีคุณสมบัติเด่นที่สามารถให้รายละเอียดและแยกแยะความแตกต่างระหว่างเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ ได้ดี โดยไม่มีการใช้รังสี ทำให้เห็นขอบเขตก้อนมะเร็งได้ชัดเจนมากเมื่อเทียบกับภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพผู้ป่วยบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ไช สันหลัง บริเวณอุ้งเชิงกราน แต่ภาพประเภทนี้จะมีข้อจำกัดหลัก 2 ประการ คือ ภาพที่ได้มีความผิด

รูป โดยเฉพาะบริเวณขอบของภาพ และไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างความ ขาว-ดำ จากภาพกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ ทำให้ไม่สามารถนำภาพที่ได้ไปแก้ค่าการดูดกลืนปริมาณรังสีที่ผ่านเนื้อเยื่อชนิดต่างๆ ได้อย่างถูกต้อง ปัจจุบันจึงจำเป็นต้องสร้างภาพเอกซเรย์ร่วมด้วย และใช้หลักการซ้อนทับภาพของทั้ง 2 ชุดข้อมูล โดยแพทย์สามารถวาดตำแหน่งก้อนมะเร็งจากเครื่องจำลองการรักษาแบบสนามแม่เหล็ก ภาพจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะนำไปใช้ในการวางแผนการรักษา

#### 2.6.1.4 การเก็บข้อมูลผู้ป่วย [4]

พารามิเตอร์ข้อมูลผู้ป่วยที่จำเป็นต้องใช้ในการวางแผนการรักษามีความหลากหลายแตกต่างกันออกไปขึ้นอยู่กับคุณสมบัติของเครื่องวางแผนการรักษา เริ่มตั้งแต่การวางแผนการรักษาอย่างง่ายโดยใช้วิธีการคำนวณด้วยมือจนกระทั่งเป็นการวางแผนการรักษาที่มีความซับซ้อนซึ่งจำเป็นต้องอาศัยข้อมูลภาพทางรังสีจากเครื่องถ่ายภาพทางรังสีหลายประเภทร่วมกัน ซึ่งในปัจจุบันใช้เทคโนโลยีการสร้างภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และเครื่องมือหลักในการจำลองการรักษาเพื่อเก็บข้อมูลภาพผู้ป่วยเพื่อใช้ในการวางแผนการรักษา

#### 2.6.1.5 การประเมินการรักษา [4]

ภายหลังจากนักฟิสิกส์การแพทย์ได้คำนวณแผนการรักษาด้วยมือหรือวางแผนการรักษา ด้วยระบบคอมพิวเตอร์เรียบร้อยแล้ว รังสีแพทย์จะเป็นผู้ประเมินแผนการรักษาโดยใช้ข้อมูลต่างๆ ได้แก่ เส้นปริมาณรังสี (isodose curve) ปริมาณรังสีแนวระนาบและแนวพื้นผิว (orthogonal planes and isodose surfaces) สถิติของปริมาณรังสี (dose statistics) และกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและปริมาตร (dose-volume histograms)

### 2.6.2 ชนิดของการรักษาด้วยรังสี

รังสีที่ใช้ในการทำลายเซลล์มะเร็ง เป็นประเภท รังสีไอออไนซ์ (ionizing radiation) ซึ่งเป็นรังสีที่สร้างไอออนขึ้นมาหรืออนุภาคที่มีประจุทางไฟฟ้า และสะสมพลังงานไว้ในเซลล์ของเนื้อเยื่อที่เคลื่อนผ่านพลังงานที่สะสมนี้สามารถทำลายเซลล์มะเร็งหรือทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางพันธุกรรมได้ โดยที่รังสีพลังงานสูงจะเข้าไปทำลายสารพันธุกรรม (deoxyribonucleic acid; DNA) ของเซลล์ และหยุดความสามารถในการแบ่งตัวของเซลล์ได้ ถึงแม้ว่ารังสีอาจทำลายเซลล์ปกติข้างเคียงไปด้วย แต่อย่างไรก็ตามเซลล์ปกติมักจะซ่อมแซมตัวเองได้อย่างรวดเร็ว การรักษาด้วยรังสีนี้มี 2 แบบ ได้แก่

2.6.2.1 รังสีรักษาระยะไกล (External beam radiation therapy) คือ การรักษาด้วยรังสีที่ถูกส่งมาจากแหล่งกำเนิดรังสีภายนอกตัวผู้ป่วย โดยใช้รังสีที่มีพลังงานสูง เช่น โฟตอน โปรตอน หรือ รังสีอนุภาค ส่งไปยังตำแหน่งของก้อนมะเร็ง

2.6.2.2 รังสีรักษาระยะใกล้ (brachytherapy) คือ การรักษาด้วยรังสีที่ถูกส่งมาจากแหล่งกำเนิดรังสีภายในร่างกายของผู้ป่วย โดยแหล่งกำเนิดรังสีจะอยู่ใกล้กับบริเวณที่ต้องการรักษา มักรักษาในระบบสืบพันธุ์เพศหญิง และมะเร็งต่อมลูกหมาก เป็นต้น [4]

### 2.6.3 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

ดังที่กล่าวไปข้างต้นการรักษาผู้ป่วยด้วยรังสีต้องมีการจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาก่อน เพื่อให้ได้ข้อมูลภาพมาใช้ในการกำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงในแบบ 3 มิติและสามารถช่วยให้การรักษาถูกต้องแม่นยำมากยิ่งขึ้นเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษามีลักษณะการทำงานเหมือนกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทั่วไปแต่มีลักษณะที่แตกต่างจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทั่วไป ดังนี้

- เติงมีลักษณะแบนราบเหมือนในห้องฉายรังสี เพื่อให้ผู้ป่วยนอนในท่าเดียวกันกับการฉายรังสีในแต่ละครั้งและสามารถรองรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการจัดทำผู้ป่วยได้

- เลเซอร์ภายนอกอุโมงค์เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษามักติดตั้งที่เพดาน และผนังห้อง สามารถยึดอยู่กับที่หรือเคลื่อนตำแหน่งได้ โดยเลเซอร์แบบเคลื่อนที่สามารถช่วยให้การขีดเส้นบนตัวผู้ป่วยทำได้ง่ายมากยิ่งขึ้น

- ขนาดของอุโมงค์มีขนาดใหญ่กว่าเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทั่วไป เนื่องจากต้องให้ผู้ป่วยและอุปกรณ์ยึดตรึง (immobilization devices) สามารถเข้าไปได้

- ซอฟต์แวร์พิเศษที่ช่วยในการวางแผนการรักษา สามารถจัดวางตำแหน่งลำรังสีและออกแบบการรักษา โดยใช้ซอฟต์แวร์การจำลองเสมือน (Virtual simulation software) เมื่อสิ้นสุดกระบวนการจำลองการรักษาก็ได้ข้อมูลภาพ Digital Reconstructed Radiography (DRR) และ ข้อมูลตำแหน่งการจัดทำผู้ป่วย

### 2.6.4 การรักษาด้วยเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอน

#### 2.6.4.1 เครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอน (Linear Accelerator ; Linac)

เครื่องที่ใช้ในการเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนให้มีพลังงานจลน์ตั้งแต่ช่วง 4-25 MeV โดยใช้คลื่นไมโครเวฟในช่วงความถี่ 10 MHz (L band) – 10 MHz (X band) โดยส่วนใหญ่มักใช้ในช่วง 2856 MHz (S band) โดยในทางรังสีรักษาเครื่องเร่งอนุภาคสามารถผลิตลำอิเล็กตรอนและรังสีเอกซ์ (โฟตอน) ซึ่งในบางเครื่องมีรังสีเอกซ์ในช่วงพลังงานต่ำ (4 หรือ 6 MeV) ในขณะที่บางเครื่องอาจมีทั้งรังสีเอกซ์และอิเล็กตรอนที่หลากหลายพลังงาน

การรักษาด้วยเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนเป็นการฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนที่นิยมมากที่สุดในปัจจุบัน และวิธีการคำนวณปริมาณรังสีจะต้องใช้เลขซีทีและเปลี่ยนแปลงไปเป็น ความหนาแน่นอิเล็กตรอน และสร้าง Calibration curve ดังนั้นภาพที่ได้จากการจำลองการรักษามีส่วนสำคัญมากในการคำนวณปริมาณรังสี

### 2.6.5. การรักษาด้วยอนุภาคโปรตอน

การรักษาด้วยอนุภาคเช่นโปรตอนมีคุณลักษณะทางฟิสิกส์ที่สำคัญคือให้ปริมาณรังสีสูงสุดที่ระยะปลายพิสัยเรียกว่า Bragg peak โดยความลึกนั้นแตกต่างกันขึ้นอยู่กับพลังงานของอนุภาคอนุภาคพลังงานสูง ตำแหน่งของ peak จะอยู่ลึกกว่าพลังงานที่ต่ำกว่า หากเปรียบเทียบคุณลักษณะทางฟิสิกส์ระหว่างอนุภาคและรังสีเอกซ์พบว่า อนุภาคมีข้อดีในเรื่องของการลดปริมาณรังสีลงทันทีจากตำแหน่งที่มีการถ่ายเทพลังงานสูงสุด ทำให้ช่วยลดปริมาณรังสีต่ออวัยวะข้างเคียงได้ดี ขณะที่รังสีเอกซ์มีการกระจายของปริมาณรังสีอยู่โดยรอบทั้งทางเข้าและทางออกของรังสี การรักษาด้วยอนุภาคโปรตอนมีการกระจายของปริมาณรังสีครอบคลุมเฉพาะบริเวณรอยโรคเท่านั้น ซึ่งการรักษาด้วยอนุภาคนี้มีประโยชน์อย่างมากสำหรับทางคลินิก มีการแบ่งกลุ่มลักษณะของโรคที่เหมาะสมต่อการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอนเปรียบเทียบกับการใช้รังสีเอกซ์เป็น 5 กลุ่มได้แก่

1. กลุ่มที่มีข้อบ่งชี้ในการเลือกใช้โปรตอนที่ชัดเจน (definite indication) คือมะเร็งในผู้ป่วยเด็กได้แก่มะเร็งที่ต้องได้รับการฉายรังสีที่สมองและไขสันหลัง มะเร็งกล้ามเนื้อลาย มะเร็งจอตา เนื้องอกที่สมอง เนื่องจากผู้ป่วยเด็กมีความเสี่ยงในการเกิดมะเร็งทุติยภูมิ (secondary cancer) ภายหลังมากกว่าผู้ใหญ่ เพราะมีชีวิตยืนยาวกว่า เนื่องจากการใช้โปรตอนสามารถลดผลข้างเคียงจากรังสีไปยังอวัยวะปกติอื่นๆ
2. กลุ่มที่เพิ่มโอกาสในการหายขาดจากโรค (improve curability) ได้แก่ มะเร็งในตับ มะเร็งบริเวณฐานกะโหลก มะเร็งตา มะเร็งโพรงจมูก มะเร็งกระดูกและเนื้อเยื่อ
3. กลุ่มที่เพิ่มความปลอดภัย (improve safety) สามารถลดผลข้างเคียงจากการรักษาเนื่องจากสามารถลดปริมาณรังสีต่ออวัยวะสำคัญที่อยู่ใกล้ก้อนมะเร็ง เช่น มะเร็งปอด มะเร็งหลอดอาหาร
4. กลุ่มที่ไม่ชี้เฉพาะ (unknown) เช่น มะเร็งสมอง ตับ อ่อน กระเพาะปัสสาวะ มดลูก และมะเร็งที่ต้องการฉายรังสีซ้ำ
5. กลุ่มที่ให้ผลการรักษาไม่แตกต่างจากการใช้รังสีเอกซ์ ได้แก่ มะเร็งปอดระยะเริ่มต้น และมะเร็งต่อมลูกหมาก

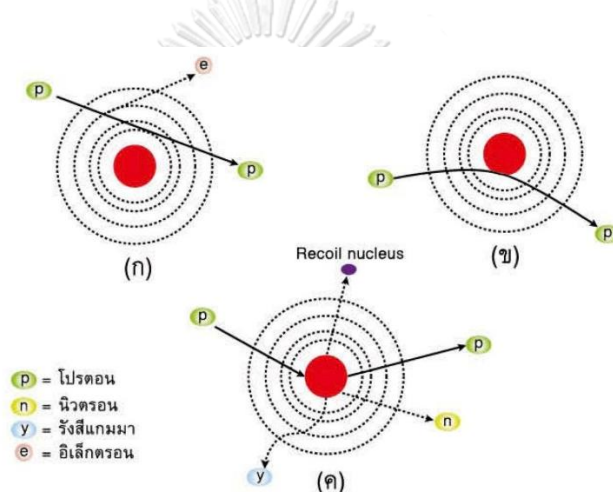
#### 2.6.5.1. อันตรกิริยาของอนุภาคโปรตอน [4]

อนุภาคโปรตอนมีคุณสมบัติทางฟิสิกส์แตกต่างจากรังสีเอกซ์และอิเล็กตรอนจากสมมติฐานอนุภาคมีการเคลื่อนที่ค่อนข้างเป็นเส้นตรง เนื่องจากน้ำหนักของอนุภาคโปรตอนมีมวลมากกว่าอิเล็กตรอนถึง 1,832 เท่า ทำให้ระหว่างการเคลื่อนที่ที่มีการกระเจิงออกทางด้านข้างน้อยกว่าอิเล็กตรอน เมื่ออนุภาคเคลื่อนที่เข้าไปในตัวกลาง อนุภาคจะทำอันตรกิริยากับตัวกลางดังนี้



- การเกิดอันตรกิริยาแรงคูลอมบ์กับอิเล็กตรอนในอะตอมทำให้เกิดการสูญเสียพลังงานอย่างไม่ยืดหยุ่นจากการเกิดอันตรกิริยา อิเล็กตรอนเพิ่มระดับพลังงานจากการถูกกระตุ้น (excitation) และหลุดออกจากอะตอมแตกตัวเป็นประจุ (ionization) ดังรูปที่ 33 ตำแหน่ง (ก)
- อันตรกิริยากับนิวเคลียส เมื่ออนุภาคเข้าใกล้นิวเคลียสทำให้อนุภาคเกิดการเบี่ยงเบนทิศทาง (coulomb elastic scattering with nucleus) ดังรูปที่ 33 ตำแหน่ง (ข)
- ปฏิกริยาทางนิวเคลียร์ อนุภาคถูกเปลี่ยนเป็นอนุภาคตัวใหม่ด้วยอันตรกิริยาการชนกับนิวเคลียสแบบไม่ยืดหยุ่น (non - elastic nuclear interaction) และทำให้เกิดรังสีเบรมสตราลุง (Bremsstrahlung) ดังรูปที่ 33 ตำแหน่ง (ค)

โดยลักษณะการเกิดของอันตรกิริยาทั้งสามแบบจะแสดงในรูปที่ 37



รูปที่ 33 ลักษณะการเกิดอันตรกิริยาของอนุภาคโปรตอน

ตลอดระยะทางที่อนุภาคเคลื่อนที่ผ่านตัวกลางในการเคลื่อนที่จะเกิดการสูญเสียพลังงานให้กับตัวกลาง โดยอัตราพลังงานที่สูญเสียไปของอนุภาคตามระยะทางคือพลังงานหยุด (stopping power) แสดงในสมการที่ 2.38

$$\frac{s}{\rho} = - \frac{dE}{\rho dx} \quad (2.38)$$

เมื่อ	$dE$	คือ พลังงานเฉลี่ยของพลังงานที่เสียไป
	$dx$	คือ ระยะทางที่อนุภาคเคลื่อนที่ผ่าน
	$s$	คือ stopping power

สมการที่เป็นที่ยอมรับในการคำนวณค่าพลังงานหยุดในตัวกลางของอนุภาคในการนำมาใช้การคำนวณปริมาณรังสีและอธิบายคุณลักษณะทางฟิสิกส์ของอนุภาคคือสมการของเบเต้ และบลอคซ์ที่ได้รวมถึงการเกิดปฏิกิริยาทางควอนตัมฟิสิกส์ดังแสดงในสมการที่ 2.39

$$\frac{s}{\rho} = - \frac{dE}{\rho dx} \sim \frac{Kn_o(z_{eff})^2}{\beta^2 [\ln(\frac{2m_e c^2 \beta^2}{I(1-\beta^2)}) - \beta^2]} \quad (2.39)$$

เมื่อ  $K$  คือ ค่าคงที่

$n_o$  คือ ความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในตัวกลาง (electron density)

$Z_{eff}$  คือ ประจุมมูลของอนุภาคที่เคลื่อนที่ (effective charge of projectile ions)

$\beta$  คือ ความเร็วของโปรเจคไทล์ในหน่วยของความเร็วแสง ( $\beta = \frac{v}{c}$ )

$I$  คือ พลังงานไอออไนซ์เซชันเฉลี่ยของอะตอม

$m_e$  คือ มวลระยะพักของอิเล็กตรอน

จากสมการที่ 2.39 เมื่ออนุภาคได้เคลื่อนที่เข้าสู่ตัวกลางอนุภาคจะมีการเสียพลังงานให้กับตัวกลาง โดยพลังงานหยุดจะขึ้นอยู่กับ  $(\frac{Z_{eff}}{v^2})^2$  เมื่อความเร็วลดลง พลังงานที่สูญเสียในตัวกลาง  $(\frac{dE}{\rho dx})$  จะมีค่าเพิ่มมากขึ้นแบบ logarithm และเมื่ออนุภาคมีการเคลื่อนที่ผ่านอะตอมตัวกลางทำให้เกิดการถ่ายเทพลังงานให้กับตัวกลางจนถึงสูงสุด (sharp rise) และลดลงทันที (fall) ในระยะพิสัย (range) สุดท้ายของการเคลื่อนที่ของอนุภาค เรียกคุณลักษณะนี้ว่า Bragg peak [4]

### บทที่ 3 วิธีการดำเนินการวิจัย

#### 3.1 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย

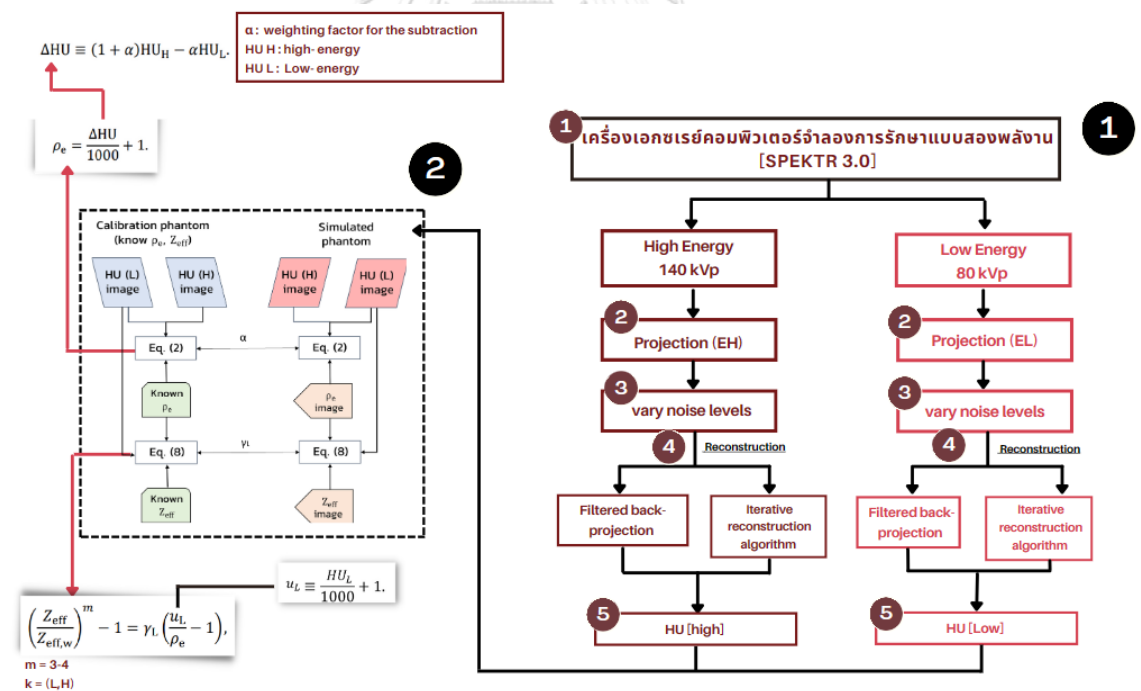
3.2.1 คอมพิวเตอร์ Republic Of Gamers (ROG) ตัวประมวลผล Intel(R) Core(TM) i7-8750H CPU @ 2.20GHz 2.21 GHz การ์ดจอ NVIDIA GeForce GTX รุ่น 1050 Ti

#### 3.2.2 โปรแกรมใน MATLAB

- MATLAB R2021a
- SPEKTR 3.0 Toolbox [24]
- Tomographic Iterative GPU-based Reconstruction (TIGRE) Toolbox [25]

#### 3.2 วิธีการดำเนินการวิจัย

ขั้นตอนการดำเนินงานวิจัยจะมี 2 ส่วนหลักๆโดยส่วนแรกจะเป็นการดำเนินงานในส่วนการสร้างภาพและส่วนที่สองจะเป็นการนำภาพที่ประมวลผลได้มาคำนวณหาค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลโดยแผนผังการดำเนินการวิจัยสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 34

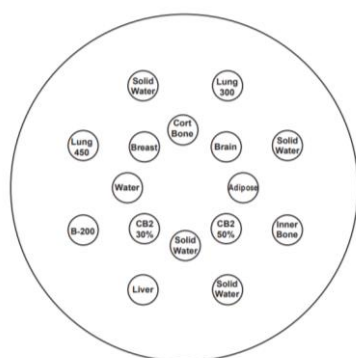


รูปที่ 34 แผนผังขั้นตอนการดำเนินงานวิจัย

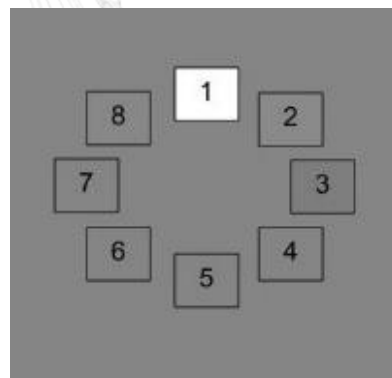
### 3.2.1 การสร้างหุ่นจำลองดิจิตอล

ขั้นตอนแรกเริ่มต้นจากการสร้างหุ่นจำลองดิจิตอลโดยใช้โปรแกรม MATLAB R2021a อ้างอิงลักษณะเนื้อเยื่อจากหุ่นจำลอง GAMMEX 467 ดังภาพที่ 36 (ก) โดยในหุ่นจำลอง GAMMEX 467 มีประเภทเนื้อเยื่อทั้งหมด 12 ประเภท และมีช่องของเนื้อเยื่อทั้งหมด 16 ช่อง ในงานวิจัยนี้ ผู้จัดทำได้สร้างหุ่นจำลองดิจิตอลโดยเลือกมาทั้งหมด 8 ช่องและมีเนื้อเยื่อดังต่อไปนี้ เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่น (Cortical bone) เนื้อเยื่อสมอง (Brain) และเนื้อเยื่อไขมัน (Adipose) และเนื้อเยื่อเต้านม (Breast) และเนื้อเยื่อน้ำ (Water)

องค์ประกอบของหุ่นจำลองดิจิตอลจะมีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 33 เซนติเมตร ขนาดของช่องสำหรับแต่ละเนื้อเยื่อมีขนาด 2.8 x2.8 ตารางเซนติเมตร ขนาดของพิกเซลเท่ากับ 1 มิลลิเมตร โดยรอบช่องทั้ง 8 ประกอบด้วยเนื้อเยื่อของน้ำโดยตำแหน่งของเนื้อเยื่อในหุ่นจำลองดิจิตอลโดยมีทั้งหมด 8 ช่อง มีเนื้อเยื่อดังนี้ เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่น เนื้อเยื่อสมอง และ เนื้อเยื่อไขมัน ในตำแหน่งที่ 1-3 ตามลำดับและตำแหน่งที่ 4 -7 คือ น้ำ และ ตำแหน่งที่ 8 คือเนื้อเยื่อเต้านม ดังภาพที่ 35 (ข)



(ก)



(ข)

รูปที่ 35 ตำแหน่งของเนื้อเยื่อ (ก) ตำแหน่งของเนื้อเยื่อจากหุ่นจำลอง GAMMEX 467

(ข) ตำแหน่งของเนื้อเยื่อจากหุ่นจำลองดิจิตอล

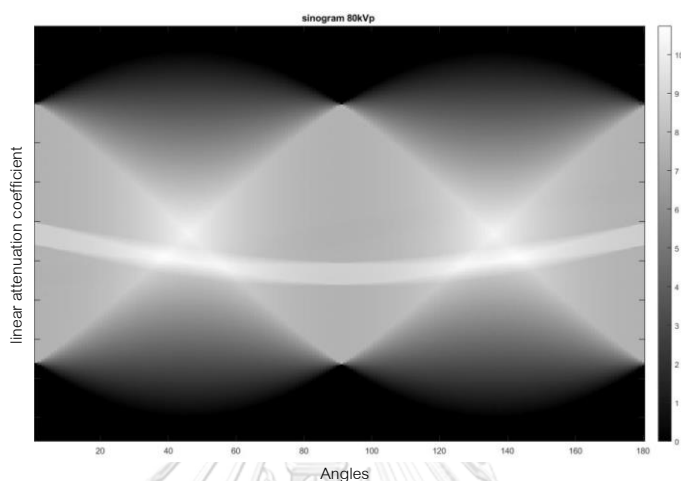
### 3.2.2 การสร้าง Sinogram

ขั้นตอนที่สองเป็นการสร้าง Sinogram เพื่อนำไปประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆโดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

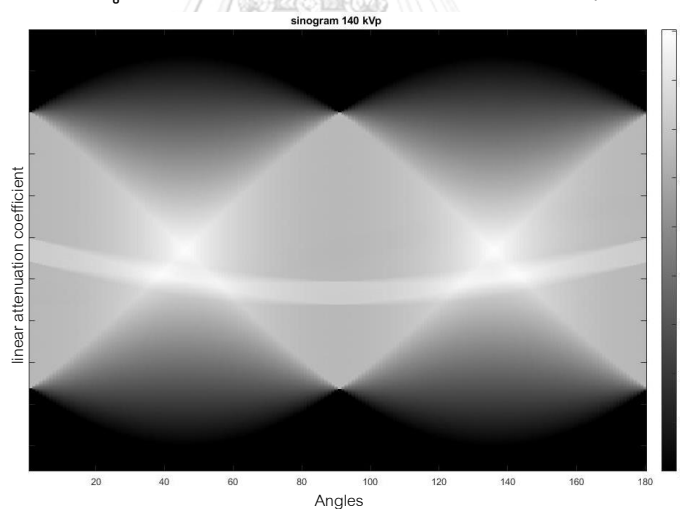
จำลองพลังงาน X-ray แบบ DECT โดยกำหนดพลังงานสูงที่ 140 kVp และพลังงานต่ำที่ 80 kVp ใช้ Toolbox SPEKTR 3.0 ในการสร้างพลังงาน X-ray ให้พลังงานทั้งสองผ่านหุ่นจำลองดิจิตอลที่สร้างขึ้นมาโดยอ้างอิงจากสมการของ Beer-Lambert's law

การสร้างโปรเจกชัน เก็บค่าพลังงานทะลุผ่านหุ่นจำลองดิจิทัลโดยกำหนดให้  
ครอบคลุมมุมตั้งแต่ 0 ถึง 360 องศา แต่ละมุมจะขยับที่มุมละ 2 องศา

การสร้าง Sinogram นำโปรเจกชันในแต่ละมุมที่เก็บได้มาสร้างเป็น Sinogram ทั้ง  
พลังงาน 80 kVp และ 140 kVp และนำเอา Sinogram นี้ไปใช้ในการประมวลผลสร้างภาพในลำดับ  
ถัดไป ดังรูปที่ 36 และ 37



รูปที่ 36 ภาพ Sinogram ที่พลังงาน 80 kVp



รูปที่ 37 ภาพ Sinogram ที่พลังงาน 140 kVp

### 3.2.3 การเพิ่มสัญญาณรบกวน

ขั้นตอนที่สามเป็นการเพิ่มสัญญาณรบกวน (Gaussian noise) เพื่อทดสอบวิธีการ  
ประมวลผลภาพโดยจะใช้โปรแกรม TIGRE Toolbox มีค่าการกระจายสัญญาณรบกวนของ  
Gaussian noise 3 ระดับ ได้แก่ 2, 5 และ 10 โดยค่าการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2  
คือค่าเฉลี่ยของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 0 และความแปรปรวน (Variance) เท่ากับ 2 ต่อมา  
ค่าการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 คือค่าเฉลี่ยของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 0 และความ



ตาราง 1 ตารางแสดงการตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆของวิธีการประมวลผลภาพแบบการวนซ้ำแบบมี Regularization

วิธีการประมวลผล	alpha	TViter	Lambda	Lambda	ratio	Verbos	delta	beta	Beta-	Bregm
			da	dared		e			red	a-niter
ASD-POCS	0.002	25	1	0.9999	0.94	1	-	-	-	-
OS-ASD-POCS	0.002	25	1	0.9999	0.94	1	-	-	-	-
B-ASD-POCS-beta	0.002	25	1	0.9999	0.94	1	-	0.5	0.7	10
AwPCSD	0.002	1	1	0.9999	0.94	1	0.00055	-	-	-
AwASD-POCS	0.002	20	1	0.9999	0.94	1	0.00055	-	-	-

### 3.2.5 การคำนวณค่าเลขซีที

ขั้นตอนที่ห้าเป็นการนำเอาภาพที่ประมวลผลด้วยวิธีต่างๆจากขั้นตอนที่สี่มาคำนวณหาค่าเลขซีทีโดยจะวัดค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆในส่วนบริเวณเนื้อเยื่อต่างๆเทียบกับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของน้ำในส่วนเนื้อเยื่อประเภทน้ำ คำนวณหาค่าเลขซีทีตามสมการที่ 2.33 โดยค่าเลขซีทีที่ได้จะมีค่าเลขซีทีที่มาจากประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและที่มีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆจากพลังงาน 80 และ 140 kVp

### 3.3.6 การคำนวณความหนาแน่นอิเล็กตรอน

ขั้นตอนที่หกนำค่าเลขซีทีที่มาจากประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและที่มีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆจากพลังงาน 80 และ 140 kVp จากขั้นตอนที่ห้ามาคำนวณหาค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอน โดยใช้สมการที่ 2.34 และ 2.35

### 3.3.7 การคำนวณเลขอะตอมยังผล

ขั้นตอนที่เจ็ดนำค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่ได้จากขั้นตอนที่หกและค่าเลขซีทีที่มาจากประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและที่มีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆจากพลังงาน 80 kVp มาคำนวณหาค่าเลขอะตอมยังผล โดยใช้สมการที่ 2.36 และ 2.37

## บทที่ 4 ผลการทดลอง

### 4.1 ศึกษาความถูกต้องของค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับสัญญาณรบกวนต่างๆ

#### 4.1.1 ค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวน

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้มาจากการประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆจากภาพซินแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนจำนวน 1 ภาพ โดยค่าที่ได้คำนวณมาจากภายใน ROI ของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท

ตารางที่ 2 ค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวน

ประเภทเนื้อเยื่อ	ความหนาแน่นมาตรฐาน	FBP	SIRT	SART	OS-SART	ASD-POCS	OSASD-POCS	BASD-POCS beta	Aw-PCSD	AwASD-POCS
Adipose	0.933	0.913± 0.001	0.945± 0.006	0.937± 0.002	0.938± 0.002	0.941± 0.003	0.947± 0.008	0.937± 0.002	0.940± 0.004	0.936± 0.005
Brain	1.035	1.017± 0.003	1.034± 0.009	1.039± 0.003	1.038± 0.004	1.037± 0.005	1.030± 0.006	1.039± 0.004	1.041± 0.001	1.037± 0.006
Cortical bone	1.78	1.935± 0.035	2.092± 0.145	2.267± 0.021	2.256± 0.056	2.275± 0.019	2.259± 0.045	2.277± 0.019	2.039± 0.028	2.040± 0.011
Breast	0.962	1.026± 0.001	1.006± 0.009	1.007± 0.003	1.006± 0.004	1.005± 0.005	1.005± 0.005	1.006± 0.003	1.013± 0.003	1.012± 0.006

จากตารางที่ 2 พบว่าในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อไขมัน (Adipose) มีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพแบบ FBP, SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS, OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD และ AwASDPOCS มีค่าดังนี้ 0.020, 0.012, 0.004, 0.005, 0.008, 0.014, 0.004, 0.007 และ 0.003 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อสมอง (Brain) มีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.0184, 0.0012, 0.0038, 0.0031, 0.0025, 0.0046, 0.0043, 0.0061 และ 0.0018 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่น (Cortical bone) มีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.155, 0.312, 0.487, 0.476, 0.495, 0.479, 0.497, 0.259 และ 0.260 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อเต้านม (Breast) มีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่น



อิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.0637, 0.0435, 0.0448, 0.0443, 0.0433, 0.0428, 0.0438, 0.0509 และ 0.0496 ตามลำดับ

จากข้อมูลทั้งหมดพบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ AwASDPOCS SIRT, FBP และ OSASDPOCS ตามลำดับ มีค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ประมวลผลมาจากภาพซีโนแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนใกล้เคียงกับมาตรฐานมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลแบบอื่นๆ

#### 4.1.2 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2

ตารางที่ 3 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้มาจากการประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2 จำนวน 9 ภาพที่ได้จากการทำซ้ำ 9 noise realizations โดยค่าที่ได้คำนวณมาจากภายใน ROI ของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท

ตารางที่ 3 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2

ประเภทเนื้อเยื่อ	ความหนาแน่นมาตรฐาน	FBP	SIRT	SART	OS-SART	ASD-POCS	OSASD-POCS	BASD-POCS beta	Aw-PCSD	AwASD-POCS
Adipose	0.933	0.907± 0.026	0.936± 0.003	0.931± 0.024	0.934± 0.014	0.939± 0.011	0.941± 0.007	0.931± 0.013	0.933± 0.018	0.928± 0.025
Brain	1.035	1.021± 0.011	1.035± 0.001	1.041± 0.011	1.041± 0.008	1.042± 0.008	1.035± 0.004	1.041± 0.008	1.038± 0.003	1.039± 0.017
Cortical bone	1.78	1.979± 0.256	2.089± 0.063	2.329± 0.336	2.285± 0.219	2.286± 0.173	2.241± 0.066	2.282± 0.168	2.072± 0.286	2.065± 0.262
Breast	0.962	1.027± 0.0008	1.006± 0.0013	1.009± 0.0019	1.008± 0.0007	1.009± 0.0008	1.005± 0.0026	1.006± 0.0001	1.011± 0.0032	1.012± 0.0025

จากตารางที่ 3 พบว่าในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อไขมันมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพแบบ FBP SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS, OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD และ AwASDPOCS มีค่าดังนี้ 0.0257, 0.0034, 0.0020, 0.0013, 0.0055, 0.014, 0.0081, 0.0022, 0.0002 และ 0.0051 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อสมองมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.0138, 0.0002, 0.0057, 0.0061, 0.0072,

0.0004, 0.0060, 0.0027 และ 0.0037 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.199 0.309, 0.549, 0.505, 0.506, 0.461, 0.502, 0.292 และ 0.258 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อเต้านมมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.065, 0.044, 0.047, 0.046, 0.047, 0.043, 0.044, 0.049 และ 0.050 ตามลำดับ

จากข้อมูลทั้งหมดพบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ AwPCSD SIRT, FBP และ OSASDPOCS ตามลำดับ มีค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ประมวลผลมาจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2 ที่ใกล้เคียงกับมาตรฐานมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลแบบอื่นๆ

#### 4.1.3 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5

ตารางที่ 4 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้มาจากการประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 จำนวน 9 ภาพที่ได้จากการทำซ้ำ 9 noise realizations โดยค่าที่ได้คำนวณมาจากภายใน ROI ของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท

ตารางที่ 4 ความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์จากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5

ประเภทเนื้อเยื่อ	ความหนาแน่นมาตรฐาน	FBP	SIRT	SART	OS-SART	ASD-POCS	OSASD-POCS	BASD-POCS beta	Aw-PCSD	AwASD-POCS
Adipose	0.933	0.885± 0.056	0.948± 0.003	0.907± 0.042	0.936± 0.018	0.926± 0.015	0.943± 0.003	0.934± 0.018	0.932± 0.028	0.928± 0.024
Brain	1.035	1.029± 0.020	1.037± 0.002	1.044± 0.029	1.047± 0.019	1.048± 0.019	1.041± 0.006	1.047± 0.019	1.040± 0.023	1.045± 0.031
Cortical bone	1.78	2.123± 0.518	2.097± 0.021	2.452± 0.632	2.345± 0.392	2.348± 0.374	2.268± 0.042	2.344± 0.358	2.138± 0.469	2.180± 0.489
Breast	0.962	1.035± 0.0169	1.008± 0.0011	1.006± 0.0052	1.009± 0.0030	1.009± 0.0014	1.008± 0.0015	1.008± 0.0005	1.014± 0.0121	1.006± 0.0040

จากตารางที่ 4 พบว่าในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อไขมันมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพแบบ FBP , SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS, OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD และ AwASDPOCS มีค่าดังนี้ 0.0480, 0.0150, 0.0258, 0.0028, 0.0067, 0.014, 0.0104, 0.0010, 0.0015 และ 0.0045 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อสมองมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.006, 0.002, 0.009, 0.012, 0.013, 0.006, 0.012, 0.005 และ 0.010 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.343, 0.317, 0.672, 0.565, 0.568, 0.488, 0.564, 0.358 และ 0.400 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อเต้านมมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์มาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้มี 0.0728, 0.0457, 0.0444, 0.0473, 0.0467, 0.0461, 0.0457, 0.0516 และ 0.0443 ตามลำดับ

จากข้อมูลทั้งหมดพบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ AwPCSD SIRT, SIRT และ AwASD-POCS ตามลำดับ มีค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ประมวลผลมาจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 ที่ใกล้เคียงกับมาตรฐานมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลแบบอื่นๆ

#### 4.1.4 ความหนาแน่นอิเล็กตรอนจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของ สัญญาณรบกวนในระดับ 10

ตารางที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่ได้มาจากการประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆจากภาพซีทีแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10 จำนวน 9 ภาพที่ได้จากการทำซ้ำ 9 noise realizations โดยค่าที่ได้คำนวณมาจากภายใน ROI ของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท

ตารางที่ 5 ความหนาแน่นอิเล็กตรอนจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10

ประเภทเนื้อเยื่อ	ความหนาแน่นมาตรฐาน	FBP	SIRT	SART	OS-SART	ASD-POCS	OSASD-POCS	BASD-POCS beta	Aw-PCSD	AwASD-POCS
Adipose	0.933	0.889± 0.071	0.948± 0.006	0.919± 0.048	0.934± 0.0025	0.935± 0.031	0.942± 0.009	0.822± 0.185	0.929± 0.041	0.916± 0.051
Brain	1.035	1.026± 0.0221	1.033± 0.0021	1.050± 0.0223	1.042± 0.0100	1.043± 0.0107	1.036± 0.0004	1.064± 0.432	1.041± 0.0139	1.047± 0.0183
Cortical bone	1.78	2.302± 0.944	2.096± 0.027	2.717± 1.153	2.431± 0.621	2.630± 0.976	2.264± 0.083	3.772± 2.924	2.009± 0.208	2.350± 0.866
Breast	0.962	1.040± 0.036	1.007± 0.001	1.005± 0.005	1.009± 0.005	1.009± 0.004	1.009± 0.001	0.971± 0.059	1.015± 0.004	1.022± 0.018

จากตารางที่ 5 พบว่าในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อไขมันมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนมาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่ได้จากการประมวลผลภาพแบบ FBP, SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS, OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD และ AwASDPOCS มีค่าดังนี้ 0.044, 0.015, 0.014, 0.001, 0.002, 0.009, 0.111, 0.004 และ 0.017 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อสมองมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนมาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.009, 0.002, 0.015, 0.007, 0.008, 0.001, 0.029, 0.006 และ 0.012 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนมาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.522, 0.316, 0.937, 0.651, 0.850, 0.484, 1.992, 0.229 และ 0.570 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อเต้านมมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนมาตรฐานกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.0781, 0.0455, 0.0430, 0.0471, 0.0470, 0.0473, 0.0089, 0.0528 และ 0.0603 ตามลำดับ

จากข้อมูลทั้งหมดพบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่น และเนื้อเยื่อเต้านมวิธีการประมวลผลภาพแบบ OS-SART, OSASDPOCS, AwPCSD และ BASDPOCSbeta ตามลำดับ มีค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ที่ประมวลผลมาจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10 ที่ใกล้เคียงกับมาตรฐานมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลแบบอื่นๆ

#### 4.2 ศึกษาความถูกต้องของค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับสัญญาณรบกวนต่างๆ

##### 4.2.1 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวน

ตารางที่ 6 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้มาจากการประมวลผลภาพด้วยวิธีต่างๆจากภาพซีโนแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนจำนวน 1 ภาพ โดยค่าที่ได้คำนวณมาจากพื้นที่ภายใน ROI ของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท

ตารางที่ 6 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่ไม่มีสัญญาณรบกวน

ประเภทเนื้อเยื่อ	ค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐาน	FBP	SIRT	SART	OS-SART	ASD-POCS	OSASD-POCS	BASD-POCS beta	Aw-PCSD	AwASD-POCS
Adipose	6.23	6.953±	6.670±	6.560±	6.516±	6.466±	6.573±	6.585±	6.473±	6.549±
		0.036	0.119	0.032	0.049	0.076	0.118	0.051	0.094	0.078
Brain	7.58	7.95±	7.54±	7.53±	7.55±	7.56±	7.54±	7.52±	7.49±	7.59±
		0.031	0.064	0.053	0.044	0.021	0.008	0.014	0.146	0.270
Cortical bone	13.63	12.43±	11.02±	11.21±	11.19±	11.22±	11.21±	11.21±	12.49±	12.44±
		0.012	0.163	0.018	0.046	0.012	0.006	0.003	0.100	0.002
Breast	6.79	7.40±	7.25±	7.19±	7.20±	7.21±	7.27±	7.24±	7.05±	7.04±
		0.007	0.093	0.075	0.054	0.012	0.015	0.052	0.084	0.277

จากตารางที่ 6 พบว่าในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อไขมันมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพแบบ FBP, SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS, OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD และ AwASDPOCS มีค่าดังนี้ 0.723, 0.440, 0.330, 0.286, 0.236, 0.343, 0.355, 0.243 และ 0.319 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อสมองมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.373, 0.041, 0.051, 0.028, 0.020, 0.040, 0.058, 0.087 และ 0.012 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่า

เลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 1.20, 2.61, 2.42, 2.44, 2.41, 2.42, 2.42, 1.14 และ 1.19 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อเต้านมมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.611, 0.463, 0.401, 0.410, 0.421, 0.482, 0.445, 0.263 และ 0.255 ตามลำดับ

จากข้อมูลพบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านมวิธีการประมวลผลภาพแบบ ASDPOCS, AwASDPOCS, AwPCSD และ AwASDPOCS ตามลำดับ มีค่าเลขอะตอมยังผลที่ประมวลผลมาจากภาพซินแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวน มีใกล้เคียงกับมาตรฐานมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลแบบอื่นๆ

#### 4.2.2 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวน ในระดับ 2

ตารางที่ 7 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนของค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้มาจากการประมวลผลภาพวิธีต่างๆจากภาพซินแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2 จำนวน 9 ภาพที่ได้จากการทำซ้ำ 9 noise realizations โดยค่าที่ได้คำนวณมาจาก ROI ของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท

ตารางที่ 7 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2

ประเภทเนื้อเยื่อ	ค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐาน	FBP	SIRT	SART	OS-SART	ASD-POCS	OSASD-POCS	BASD-POCS beta	Aw-PCSD	AwASD-POCS
Adipose	6.23	6.904± 0.063	7.178± 0.070	6.243± 0.337	6.561± 0.222	6.281± 0.234	6.647± 0.071	6.550± 0.128	6.502± 0.247	6.613± 0.082
Brain	7.58	7.83± 0.082	7.50± 0.056	7.44± 0.134	7.49± 0.133	7.44± 0.266	7.52± 0.201	7.40± 0.254	7.59± 0.063	7.48± 0.360
Cortical bone	13.63	12.48± 0.463	11.04± 0.161	11.22± 0.334	11.21± 0.189	11.18± 0.181	11.24± 0.043	11.21± 0.174	12.52± 0.352	12.56± 0.457
Breast	6.79	7.28± 0.150	7.20± 0.075	7.15± 0.029	7.08± 0.083	7.05± 0.029	7.22± 0.007	7.13± 0.023	7.04± 0.213	6.89± 0.142

จากตารางที่ 7 พบว่าในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อไขมันมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพแบบ FBP, SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS, OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD และ AwASDPOCS มีค่าดังนี้ 0.674, 0.948, 0.013, 0.331, 0.051, 0.417, 0.320, 0.272 และ 0.383 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อสมองมีค่าความ

แตกต่างกันระหว่างค่าความค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ คือ 0.246, 0.081, 0.144, 0.095, 0.141, 0.056, 0.179, 0.008 และ 0.095 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 1.15, 2.59, 2.41, 2.42, 2.45, 2.39, 2.42, 1.11 และ 1.07 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อเต้านมมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.488, 0.409, 0.364, 0.289, 0.257, 0.426, 0.344, 0.255, และ 0.105 ตามลำดับ

จากข้อมูลพบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านมวิธีการประมวลผลภาพแบบ SIRT, AwPCSD, AwASDPOCS และ AwASDPOCS ตามลำดับ มีค่าเลขอะตอมยังผลที่ประมวลผลมาจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2 ที่ใกล้เคียงกับมาตรฐานมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลแบบอื่นๆ

#### 4.2.3 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5

ตารางที่ 8 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนของค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้มาจากการประมวลผลภาพวิธีต่างๆจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 จำนวน 9 ภาพที่ได้จากการทำซ้ำ 9 noise realizations โดยค่าที่ได้คำนวณมาจาก ROI ของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท

ตารางที่ 8 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5

ประเภทเนื้อเยื่อ	ค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐาน	FBP	SIRT	SART	OS-SART	ASD-POCS	OSASD-POCS	BASD-POCS beta	Aw-PCSD	AwASD-POCS
Adipose	6.23	8.16±	6.71±	7.48±	6.45±	6.90±	6.58±	6.62±	6.30±	6.34±
		0.770	0.130	0.099	0.417	0.435	0.298	0.067	0.648	0.232
Brain	7.58	7.74±	7.46±	7.50±	7.37±	7.33±	7.44±	7.38±	7.54±	7.44±
		0.148	0.052	0.430	0.337	0.259	0.171	0.393	0.021	0.575
Cortical bone	13.63	11.95±	10.58±	10.88±	10.78±	10.82±	10.77±	10.80±	12.56±	12.09±
		0.755	0.209	0.522	0.318	0.351	0.003	0.354	0.660	0.740
Breast	6.79	7.24±	7.31±	7.35±	7.24±	7.23±	7.31±	7.03±	6.97±	7.38±
		0.189	0.022	0.105	0.163	0.249	0.016	0.203	0.303	0.169

จากตารางที่ 8 พบว่าในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อไขมันมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพแบบ FBP, SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS, OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD และ AwASDPOCS มีค่าดังนี้ 1.92, 0.48, 1.25, 0.22, 0.66, 0.35, 0.39, 0.06 และ 0.11 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อสมองมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ คือ 0.159, 0.121, 0.084, 0.205, 0.251, 0.141, 0.199, 0.039 และ 0.141 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 1.68, 3.05, 2.75, 2.85, 2.81, 2.86, 2.83, 1.07 และ 1.54 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อเต้านมมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.452, 0.522, 0.562, 0.446, 0.445, 0.521, 0.244, 0.177, และ 0.592 ตามลำดับ

จากข้อมูลทั้งหมดพบว่าวิธีการประมวลผลภาพแบบ AwPCSD ในทุกๆเนื้อเยื่อมีค่าเลขอะตอมยังผลที่ประมวลผลมาจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 ที่ใกล้เคียงกับมาตรฐานมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลแบบอื่นๆ

#### 4.2.4 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10

ตารางที่ 9 แสดงค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนของค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้มาจากการประมวลผลภาพวิธีต่างๆจากภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10 จำนวน 9 ภาพที่ได้จากการทำซ้ำ 9 noise realizations โดยค่าที่ได้คำนวณมาจาก ROI ของเนื้อเยื่อแต่ละประเภท



ตารางที่ 9 ค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลต่างๆที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10

ประเภทเนื้อเยื่อ	ค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐาน	FBP	SIRT	SART	OS-SART	ASD-POCS	OSASD-POCS	BASD-POCS beta	Aw-PCSD	AwASD-POCS
Adipose	6.23	6.25± 1.443	6.67± 0.084	5.91± 1.223	6.31± 0.703	5.97± 1.304	6.59± 0.169	6.93± 0.003	5.90± 0.410	5.96± 1.220
Brain	7.58	8.07± 0.288	7.54± 0.016	7.45± 0.248	7.53± 0.031	7.51± 0.093	7.55± 0.035	7.54± 0.013	7.53± 0.104	7.57± 0.005
Cortical bone	13.63	12.69± 1.164	11.03± 0.077	11.29± 0.776	11.25± 0.480	11.35± 0.727	11.23± 0.093	11.75± 1.538	13.53± 3.217	12.72± 1.125
Breast	6.79	7.29± 0.277	7.25± 0.057	6.70± 0.359	7.14± 0.257	7.06± 0.349	7.23± 0.073	7.26± 0.062	7.26± 0.010	6.88± 0.516

จากตารางที่ 9 พบว่าในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อไขมันมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพแบบ FBP, SIRT, SART, OS-SART, ASDPOCS, OSASDPOCS, BASDPOCSbeta, AwPCSD และ AwASDPOCS มีค่าดังนี้ 0.022, 0.439, 0.323, 0.078, 0.260, 0.358, 0.700, 0.334 และ 0.271 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อสมองมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าความค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ คือ 0.488, 0.041, 0.135, 0.047, 0.073, 0.034, 0.038, 0.049, และ 0.009 ตามลำดับ ในตำแหน่งประเภทเนื้อเยื่อเต้านมมีค่าความแตกต่างระหว่างค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานกับค่าเลขอะตอมยังผลที่ได้จากการประมวลผลภาพต่างๆดังต่อไปนี้ 0.504, 0.461, 0.093, 0.346, 0.266, 0.437, 0.466, 0.469, และ 0.089 ตามลำดับ

จากข้อมูลทั้งหมดพบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ FBP, AwASDPOCS, AwPCSD และ AwASDPOCS ตามลำดับ มีค่าเลขอะตอมยังผลที่ประมวลผลมาจากภาพซินแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10 ที่ใกล้เคียงกับมาตรฐานมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลแบบอื่นๆ

## บทที่ 5 สรุปผลการศึกษา

ในการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อการศึกษาความถูกต้องของการคำนวณค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพที่ประมวลผลด้วย Iterative reconstruction algorithm โดยขั้นตอนแรกจะสร้างหุ่นจำลองดิจิทัลโดยใช้โปรแกรม MATLAB R2021a อ้างอิงลักษณะเนื้อเยื่อจากหุ่นจำลอง GAMMEX 467 โดยมีประเภทเนื้อเยื่อดังต่อไปนี้ เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่น เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อไขมันและเนื้อเยื่อเต้านม ขั้นตอนที่สองสร้างซินแกรมโดยจำลองพลังงานของรังสีเอกซ์จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสองพลังงานที่พลังงาน 80 และ 140 kVp โดยใช้ SPEKTR 3.0 MATLAB Toolbox ให้พลังงานทั้งสองผ่านหุ่นจำลองดิจิทัลที่สร้างขึ้นมา เก็บมุมของภาพทั้งหมด 180 มุม ขั้นตอนที่สามเพิ่มสัญญาณรบกวนลงในภาพซินแกรมโดยตั้งค่าการกระจายสัญญาณรบกวน 3 ระดับได้แก่ 2, 5 และ 10 ขั้นตอนสี่ทำการประมวลผลสร้างภาพตัดขวางจากภาพซินแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและมีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆ ด้วยวิธีการฉายภาพย้อนกลับแบบกรองและวิธีการวนซ้ำ โดยใช้ TIGRE Toolbox แล้วคำนวณหาค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพที่ประมวลผลได้โดยใช้สมการ DEEDZ

ในบทนี้ การสรุปผลการศึกษาความถูกต้องของค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับสัญญาณรบกวนต่างๆจะแสดงในหัวข้อที่ 5.1 และ 5.2 ตามลำดับ หัวข้อ 5.3 แสดงการอภิปรายผลการศึกษา หัวข้อที่ 5.4 เป็นการอภิปรายข้อจำกัดและข้อเสนอแนะ และแนวทางในการดำเนินงานในอนาคตจะแสดงในหัวข้อ 5.5

### 5.1 ผลการศึกษาความถูกต้องของค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนจากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับสัญญาณรบกวนต่างๆ

ผลการศึกษาพบว่าวิธีการประมวลผลแบบวิธีการวนซ้ำ (iterative algorithm) ให้ค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอน จากภาพซินแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและมีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆในเนื้อเยื่อประเภทเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านมดีกว่าวิธีการฉายภาพย้อนกลับแบบกรอง ยกเว้น ภาพซินแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนในเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่น เมื่อเปรียบเทียบกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนมาตรฐาน

สำหรับการประมวลผลภาพซินแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนพบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ AwASDPOCS, SIRT, FBP และ OSASDPOCS ตามลำดับให้ค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนใกล้เคียงค่ามาตรฐานที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลภาพแบบอื่น

สำหรับการประมวลผลภาพซินแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2 พบว่า ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม

วิธีการประมวลผลภาพแบบ AwPCSD, SIRT, FBP และ OSASDPOCS ตามลำดับ ให้ค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ใกล้เคียงค่ามาตรฐานที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลภาพแบบอื่น

สำหรับการประมวลผลภาพซินแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 พบว่าในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ AwPCSD, SIRT, SIRT และ AwASD-POCS ตามลำดับ ให้ค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ใกล้เคียงค่ามาตรฐานที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลภาพแบบอื่น

สำหรับการประมวลผลภาพซินแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10 ในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ OS-SART, OSASDPOCS, AwPCSD และ BASDPOCSbeta ตามลำดับ ให้ค่าความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ใกล้เคียงค่ามาตรฐานที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลภาพแบบอื่น

## 5.2 ผลการศึกษาความถูกต้องของค่าเลขอะตอมยังผลจากวิธีการประมวลผลภาพที่ระดับสัญญาณรบกวนต่างๆ

ผลการศึกษาพบว่าวิธีการประมวลผลแบบวิธีการวนซ้ำ (iterative algorithm) ให้ค่าเลขอะตอมยังผลจากภาพซินแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนและที่มีสัญญาณรบกวนในระดับต่างๆในเนื้อเยื่อประเภทเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านมดีกว่าวิธีการฉายภาพย้อนกลับแบบกรองเมื่อเปรียบเทียบกับค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐานยกเว้น ภาพซินแกรมที่มีสัญญาณรบกวนระดับ 10 ของเนื้อเยื่อกระดูกชนิดไขมันเมื่อเปรียบเทียบกับค่าเลขอะตอมยังผลมาตรฐาน

สำหรับการประมวลผลภาพซินแกรมที่ไม่มีสัญญาณรบกวนพบว่าในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ ASDPOCS, AwASDPOCS, AwPCSD และ AwASDPOCS ตามลำดับ ให้ค่าเลขอะตอมยังผลใกล้เคียงค่ามาตรฐานที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลภาพแบบอื่น

สำหรับการประมวลผลภาพซินแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 2 พบว่าในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ SIRT, AwPCSD, AwASDPOCS และ AwASDPOCS ตามลำดับ ให้ค่าเลขอะตอมยังผลใกล้เคียงค่ามาตรฐานที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลภาพแบบอื่น

สำหรับการประมวลผลภาพซินแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 5 พบว่าวิธีการประมวลผลภาพแบบ AwPCSD ในทุกๆเนื้อเยื่อให้ค่าเลขอะตอมยังผลใกล้เคียงค่ามาตรฐานที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลภาพแบบอื่น

สำหรับการประมวลผลภาพซีโนแกรมที่มีการกระจายตัวของสัญญาณรบกวนในระดับ 10 พบว่าในตำแหน่งของเนื้อเยื่อไขมัน เนื้อเยื่อสมอง เนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่นและเนื้อเยื่อเต้านม วิธีการประมวลผลภาพแบบ FBP, AwASDPOCS, AwPCSD และ AwASDPOCS ตามลำดับ ให้ค่าเลขอะตอมยังผลใกล้เคียงค่ามาตรฐานที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการประมวลผลภาพแบบอื่นๆ

### 5.3 อภิปรายผลการศึกษา

จากผลการศึกษาดังกล่าวเบื้องต้น เมื่อนำเอาค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและค่าเลขอะตอมยังผลของแต่ละวิธีการประมวลผลและทุกๆระดับสัญญาณรบกวน มาหาค่าเฉลี่ยและเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงมาตรฐาน จะได้ข้อสรุปวิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดและประสิทธิภาพน้อยที่สุด ได้ดังตารางที่ 10 และรายละเอียดการคำนวณค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของแต่ละวิธีการแสดงในภาคผนวก

ตารางที่ 10 วิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดและประสิทธิภาพน้อยที่สุดของเนื้อเยื่อทุกประเภท

เนื้อเยื่อ	ความหนาแน่นอิเล็กตรอน		เลขอะตอมยังผล	
	วิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุด	วิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพน้อยที่สุด	วิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุด	วิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพน้อยที่สุด
Adipose	AwPCSD	FBP	AwPCSD	FBP
Brain	SIRT	BASD-POCSbeta	AwPCSD	FBP
Cortical bone	AwPCSD	BASD-POCSbeta	AwPCSD	SIRT
Breast	BASD-POCSbeta	FBP	AwASD-POCS	FBP

จากข้อสรุป หากเปรียบเทียบในภาพรวมระหว่างวิธีการประมวลผลภาพด้วยวิธีการฉายภาพย้อนกลับแบบกรองและวิธีการวนซ้ำ พบว่าวิธีการวนซ้ำให้ค่าความถูกต้องของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลมากที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐานและเมื่อเปรียบเทียบการประมวลผลภาพด้วยวิธีการวนซ้ำและวิธีการวนซ้ำแบบมีขั้นตอน Regularization เพิ่มเติมพบว่าวิธีการวนซ้ำแบบมีขั้นตอน Regularization เพิ่มเติมให้ผลลัพธ์ค่าความถูกต้องของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลดีที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐานจาก 7 ใน 8 กรณีศึกษาตามผลที่แสดงในตารางที่ 10 (AwPCSD, BASD-POCSbeta และ AwASD-POCS) ในทางกลับกันพบว่าวิธีการฉายภาพย้อนกลับแบบกรอง ให้ค่าความถูกต้องของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลน้อยที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับค่ามาตรฐานจาก 5 ใน 8 กรณีศึกษา

หากพิจารณาในรายละเอียดเพิ่มเติม แม้ว่าวิธีการประมวลผลแบบ SIRT จะมีประสิทธิภาพมากที่สุดในการคำนวณค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนของเนื้อเยื่อสมองแต่ก็พบว่ามี

ประสิทธิภาพน้อยที่สุดในการคำนวณเลขอะตอมยังผลของเนื้อเยื่อกระดูกชนิดเนื้อแน่น ในลักษณะเดียวกัน วิธีการประมวลผลแบบ BASD-POCSbeta มีประสิทธิภาพมากที่สุดในการคำนวณค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนของเนื้อเยื่อเต้านม แต่ก็พบว่าประสิทธิภาพน้อยที่สุดในการคำนวณค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนของเนื้อเยื่อสมองและกระดูกชนิดเนื้อแน่น ส่วนวิธีการประมวลผลแบบ AwASD-POCS ให้ประสิทธิภาพมากที่สุดในการคำนวณเลขอะตอมยังผลของเนื้อเยื่อเต้านมซึ่งนับเป็น 1 ใน 8 กรณีศึกษา ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่า วิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพดีที่สุดและให้ความถูกต้องของการคำนวณค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลในการศึกษานี้ได้แก่วิธีการประมวลผลแบบ AwPCSD ซึ่งวิธีการนี้ให้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด 5 ใน 8 กรณีศึกษาและไม่พบว่าให้ผลลัพธ์ที่มีประสิทธิภาพน้อยที่สุดในกรณีใดเลย

#### 5.4 ข้อจำกัดและข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้มีข้อจำกัดที่สามารถแบ่งออกได้เป็น 2 ประเภท

##### 5.4.1 การจำลองสเปกตรัมของรังสีเอกซ์

สำหรับการทดลองในงานวิจัยนี้ ได้ทำการจำลองสเปกตรัมของรังสีเอกซ์ให้เป็นลำรังสีแบบขนาน เพื่อให้เกิดความง่ายต่อการออกแบบการทดลอง แต่ในความเป็นจริง ลำรังสีที่ใช้ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์จะเป็นลำรังสีแบบพัด หากสามารถต่อยอดงานวิจัยนี้ให้สามารถใช้ลำรังสีแบบพัดได้จะทำให้สมจริงมากยิ่งขึ้น นอกจากนั้นแล้ว การจำลองการทะลุผ่านหุ่นจำลองดิจิทัลของรังสีในงานวิจัยนี้ได้ใช้สมการ Beer-Lambert Law เป็นหลัก ซึ่งในความเป็นจริง รังสีที่ผ่านหุ่นจำลองอาจเกิดอันตรกิริยาในรูปแบบอื่นๆร่วมด้วย ทำให้ความเข้มของรังสีอาจมีการเปลี่ยนแปลงไป หากมีการใช้โปรแกรมจำลองอนุภาคของรังสีให้สมจริงมากยิ่งขึ้น เช่นวิธี Monte Carlo simulation จะทำให้พฤติกรรมของรังสีสมจริงมากยิ่งขึ้น

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า ค่ามาตรฐานอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลที่สามารถนำมาใช้อ้างอิงเป็นค่ามาตรฐานสำหรับงานวิจัยนี้คือค่าจากหุ่นจำลอง GAMMAX 467 ซึ่งประเภทของเนื้อเยื่อที่สามารถนำมาเลือกใช้ได้จากโปรแกรม SPEKTR 3.0 MATLAB Toolbox มีตรงกับ GAMMAX 467 เพียง 5 เนื้อเยื่อเท่านั้น และค่าความหนาแน่นของเนื้อเยื่อจากโปรแกรม SPEKTR 3.0 MATLAB Toolbox ใช้ค่าอ้างอิงจาก NIST ซึ่งมีความแตกต่างจากค่าอ้างอิงอยู่เล็กน้อย ด้วยเหตุนี้ทำให้ประเภทของเนื้อเยื่อที่คณะผู้วิจัยสามารถเลือกใช้ในการทดลองของงานวิจัยนี้มีข้อจำกัด และไม่สามารถครอบคลุมทุกๆเนื้อเยื่อจากหุ่นจำลอง GAMMAX 467 ได้ ข้อเสนอแนะหากสามารถจำลองเนื้อเยื่อใน โปรแกรม SPEKTR 3.0 MATLAB Toolbox ให้มีองค์ประกอบใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อ GAMMAX 467 มากขึ้นก็จะสามารถทำให้ครอบคลุมเนื้อเยื่อของ GAMMAX 467 ในส่วนอื่นเพิ่มเติมได้ด้วย

#### 5.4.2 การสร้างหุ่นจำลองดิจิทัลโดยใช้โปรแกรม MATLAB R2021a

ในความเป็นจริงแล้ว หุ่นจำลอง GAMMAX 467 ที่ใช้เป็นค่ามาตรฐานในงานวิจัยครั้งนี้จะมีรูปทรงของเนื้อเยื่อภายในเป็นแบบทรงกระบอก แต่ในงานวิจัยนี้ได้จำลองเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยมเนื่องจากมีข้อจำกัดในเรื่องความละเอียดของจำนวนพิกเซลที่ใช้และระยะเวลาในการประมวลผล หากต้องการจำลองเป็นลักษณะทรงกระบอก จะต้องกำหนดให้พิกเซลมีขนาดเล็กซึ่งทำให้ใช้ระยะเวลาในการประมวลผลมาก สำหรับการทดลองของงานวิจัยนี้ ระยะเวลาที่ใช้ในการสร้างซีโนแกรมของแต่ละตัวอย่างใช้เวลาประมาณ 16 ชั่วโมง ซึ่งเป็นระยะเวลาที่นานจึงไม่สามารถกำหนดขนาดพิกเซลให้น้อยลงไปกว่านี้ได้ สืบเนื่องจากการจำลองเป็นรูปทรงสี่เหลี่ยมดังกล่าวข้างต้น ทำให้เกิดปัญหาในด้านการเก็บข้อมูลในแต่ละมุม เมื่อมีการหมุนวัตถุเพื่อเก็บข้อมูลในมุมต่างๆ โปรแกรม MATLAB R2021a จะทำการประเมินค่าในช่วง (Interpolation) ของเนื้อเยื่อใกล้เคียงทำให้ค่าความหนาแน่นแต่ละเนื้อเยื่อบริเวณขอบนอกมีค่าเบี่ยงเบนไปจากที่กำหนดในเบื้องต้น

#### 5.5 แนวทางการดำเนินงานในอนาคต

ผลที่ได้จากงานวิจัยนี้มีประโยชน์ในแง่ของการวิจัยและพัฒนาโปรแกรมในการประมวลผลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทำให้ทราบว่าวิธีการประมวลผลภาพส่งผลกระทบต่อความถูกต้องโดยวิธีการวนซ้ำแบบมีขั้นตอน Regularization เพิ่มเติมให้ค่าความถูกต้องต่อความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์และเลขอะตอมยิ่งผลมากที่สุด ซึ่งเป็นผลการศึกษาที่สำคัญในการพัฒนาโปรแกรมในอนาคต ข้อจำกัดสำหรับการได้มาของข้อมูลซีโนแกรมจากเครื่องเอกซเรย์ในสถานพยาบาลปัจจุบันมีค่อนข้างมากเนื่องจากข้อมูลเป็นความลับของบริษัทผู้ผลิตทำให้ผู้ใช้งานไม่สามารถนำเอาข้อมูลมาแก้ไขหรือวิเคราะห์เพิ่มเติมได้ งานวิจัยนี้จึงมีส่วนสำคัญที่แสดงความเป็นไปได้ของการประยุกต์ใช้วิธีการประมวลผลสร้างภาพในรูปแบบต่างๆ ในด้านการวิจัยและเป็นตัวเลือกให้ผู้ใช้งานหรือผู้ที่ต้องการทำการวิจัยเพื่อต่อยอด แก้ไข วิเคราะห์ และพัฒนาโปรแกรมเพิ่มเติมทั้งเพื่อการพาณิชย์และการวิจัยในอนาคต

## ภาคผนวก





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**



### ผลการวิจัย

ในการวิจัยมีสรุปเพิ่มเติมในส่วนของอภิปรายผลโดยมีนำเอาค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอน และเลขอะตอมยังผลของแต่ละวิธีการประมวลผลและทุกๆระดับสัญญาณรบกวน มาหาค่าเฉลี่ยและสรุปวิธีการประมวลผลที่มีประสิทธิภาพมากที่สุดและประสิทธิภาพน้อยที่สุดได้โดยเรียงตามลำดับจากประสิทธิภาพมากที่สุดไปประสิทธิภาพน้อยที่สุดดังตารางต่อไปนี้

ตารางที่ 11 ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลของเนื้อเยื่อประเภทไขมัน

วิธีการประมวลผลภาพ	ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอน	วิธีการประมวลผลภาพ	ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของเลขอะตอมยังผล
AwPCSD	0.0005	AwPCSD	0.0637
ASD-POCS	0.0022	AwASD-POCS	0.1355
OS-SART	0.0025	ASD-POCS	0.1742
AwASD-POCS	0.0060	OS-SART	0.2293
SART	0.0095	SART	0.3183
OSASD-POCS	0.0102	OSASD-POCS	0.3675
SIRT	0.0112	BASD-POCSbeta	0.4412
BASD-POCSbeta	0.0270	SIRT	0.5770
FBP	0.0345	FBP	0.8367

ตารางที่ 12 ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลของเนื้อเยื่อประเภทสมอง

วิธีการประมวลผลภาพ	ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอน	วิธีการประมวลผลภาพ	ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของเลขอะตอมยังผล
SIRT	0.0003	AwPCSD	0.0425
OSASD-POCS	0.0005	AwASD-POCS	0.0600
AwPCSD	0.0050	OSASD-POCS	0.0675
OS-SART	0.0070	SIRT	0.0700
AwASD-POCS	0.0070	OS-SART	0.0950
ASD-POCS	0.0075	SART	0.1000
SART	0.0085	BASD-POCSbeta	0.1200
FBP	0.0117	ASD-POCS	0.1200
BASD-POCSbeta	0.0128	FBP	0.3175

ตารางที่ 13 ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลของเนื้อเยื่อประเภทกระดูกชนิดเนื้อแน่น

วิธีการประมวลผลภาพ	ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอน	วิธีการประมวลผลภาพ	ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของเลขอะตอมยังผล
AwPCSD	0.2845	AwPCSD	0.855
FBP	0.3048	AwASD-POCS	1.178
SIRT	0.3135	FBP	1.243
AwASD-POCS	0.3788	BASD-POCSbeta	2.388
OSASD-POCS	0.4780	SART	2.480
OS-SART	0.5493	ASD-POCS	2.488
ASD-POCS	0.6048	OSASD-POCS	2.518
SART	0.6613	OS-SART	2.523
BASD-POCSbeta	0.8888	SIRT	2.713

ตารางที่ 14 ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอนและเลขอะตอมยังผลของเนื้อเยื่อประเภทเต้านม

วิธีการประมวลผลภาพ	ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของความหนาแน่นอิเล็กตรอน	วิธีการประมวลผลภาพ	ค่าความแตกต่างระหว่างค่ามาตรฐานกับค่าเฉลี่ยของเลขอะตอมยังผล
BASD-POCSbeta	0.0358	AwASD-POCS	0.2575
OSASD-POCS	0.0447	AwPCSD	0.2900
SIRT	0.0448	SART	0.3075
SART	0.0448	ASD-POCS	0.3475
OS-SART	0.0460	OS-SART	0.3750
ASD-POCS	0.0460	BASD-POCSbeta	0.3750
AwASD-POCS	0.0510	SIRT	0.4625
AwPCSD	0.0513	OSASD-POCS	0.4675
FBP	0.0700	FBP	0.5125



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## บรรณานุกรม

1. ศศิประภา เนียมสุวรรณค์ ผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จำลองการรักษาต่อปริมาณรังสีจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งปอด. 2563, มหาวิทยาลัยนครสวรรค์.
2. ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม และ รศ.ศิวลี สุริยา, โปรตอนในการรักษาโรคมะเร็งในประเทศไทยและฟิสิกส์ของ โปรตอน. 2018: Journal of Thai Association of Radiation Oncology.
3. van Elmpt, W., et al., *Dual energy CT in radiotherapy: Current applications and future outlook*. Radiotherapy and Oncology, 2016. 119(1): p. 137-144.
4. Landry, G., et al., *Deriving effective atomic numbers from DECT based on a parameterization of the ratio of high and low linear attenuation coefficients*. Phys Med Biol, 2013. 58(19): p. 6851-66.
5. Saito, M. and S. Sagara, *A simple formulation for deriving effective atomic numbers via electron density calibration from dual-energy CT data in the human body*. Med Phys, 2017. 44(6): p. 2293-2303.
6. ศิวลี สุริยาปี ทวีป แสงแห่งธรรม พันทิวา อุณหศิริ, ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา. 2563: สาขารังสีรักษาและมะเร็ง ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.
7. นवलณี รุ่งธนเกียรติ, วิทยาศาสตร์นิวเคลียร์ พิมพ์ครั้งที่ 1. ed. 2002, สำนักพิมพ์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์, 2545.
8. วสุ ชิวสุขานนท์ และคณะ, การ ศึกษา อันตร กิริยา ของ โฟ ตอน ต่อ แก้ว ระบบ  $Bi_2O_3-Na_2O-B_2O_3$ . 30-Mar-2558: Proceedings of the 11th NPRU National Academic Conference.
9. องค์ประกอบของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางการแพทย์ *X-ray Computed Tomography (nu.ac.th)*. สืบค้นวันที่ 13 เมษายน พ.ศ. 2565.
10. Kak , A.C.a.S., Malcolm, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. 2001, Society for Industrial and Applied Mathematics.
11. พรรณี แสงแก้วและคณะ, การถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อการวินิจฉัยโรคระบาดโควิด-19. 2020: Thai Journal of Physics. p. 45-59.
12. Panapon Saviro, *Development of X-ray computed tomography technique by using fluoroscopic images recorded with digital camera*. 2018, Chulalongkorn University.
13. Philip Palin Dendy, B.H., *Physics for Diagnostic Radiology*. 3rd Edition ed. 2011,

Boca Raton.

14. Zeng, G.L., *Medical Image Reconstruction*. 1 ed. 2010: Springer Berlin, Heidelberg.
15. Lohviyhee, M., *Iterative Reconstruction Technique for Cone-beam Computed Tomography with Limited Data* 2018, The University of Bath, 2018.
16. สมการ *Simultaneous Iterative Reconstruction Technique (SIRT)*, [ระบบออนไลน์], เข้าถึงจาก [Microsoft PowerPoint - 20050329\_AssistiveTechnology-04\_Presentation.ppt (nectec.or.th)]. สืบค้นวันที่ 10 ก.ค. 2564.
17. สมการ *Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART)*, [ระบบออนไลน์], เข้าถึงจาก [<https://slideplayer.com/slide/15255656/>] สืบค้นวันที่ 10 ก.ค. 2564.
18. Sidky, E.Y. and X. Pan, *Image reconstruction in circular cone-beam computed tomography by constrained, total-variation minimization*. *Phys Med Biol*, 2008. 53(17): p. 4777-807.
19. Xue, H., et al. *An improved TV minimization algorithm for incomplete data problem in computer tomography*. in *IEEE Nuclear Science Symposium & Medical Imaging Conference*. 2010.
20. Lohvithee, M., A. Biguri, and M. Soleimani, *Parameter selection in limited data cone-beam CT reconstruction using edge-preserving total variation algorithms*. *Phys Med Biol*, 2017. 62(24): p. 9295-9321.
21. สุรัชฌีย์ พัดงาม, เทคนิคการลดสัญญาณรบกวนในภาพคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีที่ได้จากการลดปริมาณรังสี. 2552, มหาวิทยาลัยเชียงใหม่.
22. สำเร็จ มาประชุมและคณะ, การวิเคราะห์ชนิดของนิวไนด์โดยใช้ *Dual Energy Computed Tomography*. 2018, วราสารรังสีวิทยาศิริราช.
23. Yang, M., *DUAL ENERGY COMPUTED TOMOGRAPHY FOR PROTON THERAPY TREATMENT PLANNING*. 2011.
24. Punnoose, J., et al., *Technical Note: spektr 3.0-A computational tool for x-ray spectrum modeling and analysis*. *Med Phys*, 2016. 43(8): p. 4711.
25. Biguri, A., et al., *TIGRE: a MATLAB-GPU toolbox for CBCT image reconstruction*. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 2016. 2(5): p. 055010.
26. Liu, Y., et al., *Adaptive-weighted total variation minimization for sparse data toward low-dose x-ray computed tomography image reconstruction*. *Physics in Medicine & Biology*, 2012. 57(23): p. 7923.



จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**





จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
**CHULALONGKORN UNIVERSITY**

## ประวัติผู้เขียน

ชื่อ-สกุล	เกตุนภาพร เกตุประดิษฐ์
วัน เดือน ปี เกิด	21 มกราคม 2537
สถานที่เกิด	โรงพยาบาลบาราคนราดอร์ จังหวัดนนทบุรี
วุฒิการศึกษา	มัธยมศึกษาตอนปลาย : โรงเรียนพระดงศิษย์พิทยา ปริญญาตรี : วิทยาศาสตร์บัณฑิต (ฟิสิกส์ประยุกต์) คณะวิทยาศาสตร์และเทคโนโลยี มหาวิทยาลัยราชภัฏจันทรเกษม ปริญญาโท : วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (เทคโนโลยีนิวเคลียร์) ภาควิชาวิศวกรรมนิวเคลียร์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ที่อยู่ปัจจุบัน	89 ถนนโกสุมรวมใจ เขตดอนเมือง แขวง ดอนเมือง จังหวัด กทม 10210

