

บทที่ 2

ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

หลักการการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เริ่มต้นจากการที่หลอดเอกซเรย์ปล่อยรังสีเอ็กซ์ผ่านวัตถุหรือผู้ป่วยไปยังหัววัด (Detector) ที่อยู่ฝั่งตรงข้ามแล้วเก็บค่าปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านตัวผู้ป่วยไปได้ หลอดเอกซเรย์จะเคลื่อนหมุนรอบตัวผู้ป่วยพร้อมทั้งปล่อยลำรังสีและหัววัดจะเก็บข้อมูลไปพร้อมๆกัน ข้อมูลที่ได้จากการเคลื่อนตัวของหลอดเอกซเรย์จะเพิ่มขึ้นทีละขั้นในหน่วยขององศาซึ่งต้องได้มากพอสำหรับการสร้างภาพใหม่ ข้อมูลที่ได้ในแต่ละหน่วยขององศาที่เปลี่ยนไปถือเป็นข้อมูล 1 การฉายภาพ (Projection) โดยจะขึ้นอยู่กับการลดทอนของลำรังสีที่ผ่านวัตถุที่มีสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีต่างกันในแต่ละตำแหน่งของการฉายภาพหนึ่งๆ ข้อมูลของการฉายภาพแต่ละครั้งถูกนำมาเรียงเก็บไว้เรียกว่า “ไซโนแกรม” ก่อนจะนำไปสร้างภาพใหม่ซึ่งภาพที่ได้จากสร้างภาพใหม่ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นภาพ 2 มิติที่สามารถแสดงถึงโครงสร้างภายในของวัตถุที่แตกต่างตามความหนาแน่นของโครงสร้างภายในวัตถุ

2.1 กระบวนการสร้างภาพใหม่ของเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Image Reconstruction of CT)

การสร้างภาพใหม่ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เริ่มต้นจากข้อมูลดิบที่ถูกเก็บมาจากการหมุนรอบวัตถุของลำรังสีดังแสดงในรูปที่ 1 ซึ่งเป็นการยกตัวอย่างของวัตถุขนาด 2×2 เมตริกซ์ที่มีสัมประสิทธิ์การลดทอนแตกต่างกันในแต่ละตำแหน่งพิกเซล กำหนดให้ I_0 เป็นปริมาณรังสีที่ปล่อยออกจากหลอดเอกซเรย์ ในขณะที่มีการหมุนไปของหลอดเอกซเรย์ลำรังสีที่ทอดผ่านวัตถุจะมีค่าเป็น I_1, I_2, I_3, I_4 ซึ่งขึ้นอยู่กับสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุในแต่ละแนวการฉายนั้นๆ สัมประสิทธิ์การลดทอนของลำรังสีแทนด้วย μ_1, μ_2, μ_3 และ μ_4 . ตามลำดับ จะเห็นว่าการเก็บข้อมูลของการฉายภาพครั้งแรกจะได้ข้อมูลของแนวรังสีที่ 1 และ 2 คือ I_1 และ I_2 ในขณะที่การฉายภาพครั้งที่ 2 จะได้ข้อมูลของ 2 แนวรังสีเช่นกัน แต่จะมีค่าแตกต่างไปจากเดิม คือ I_3 และ I_4 โดยแต่ละแนวรังสีอธิบายด้วยสมการที่ 1

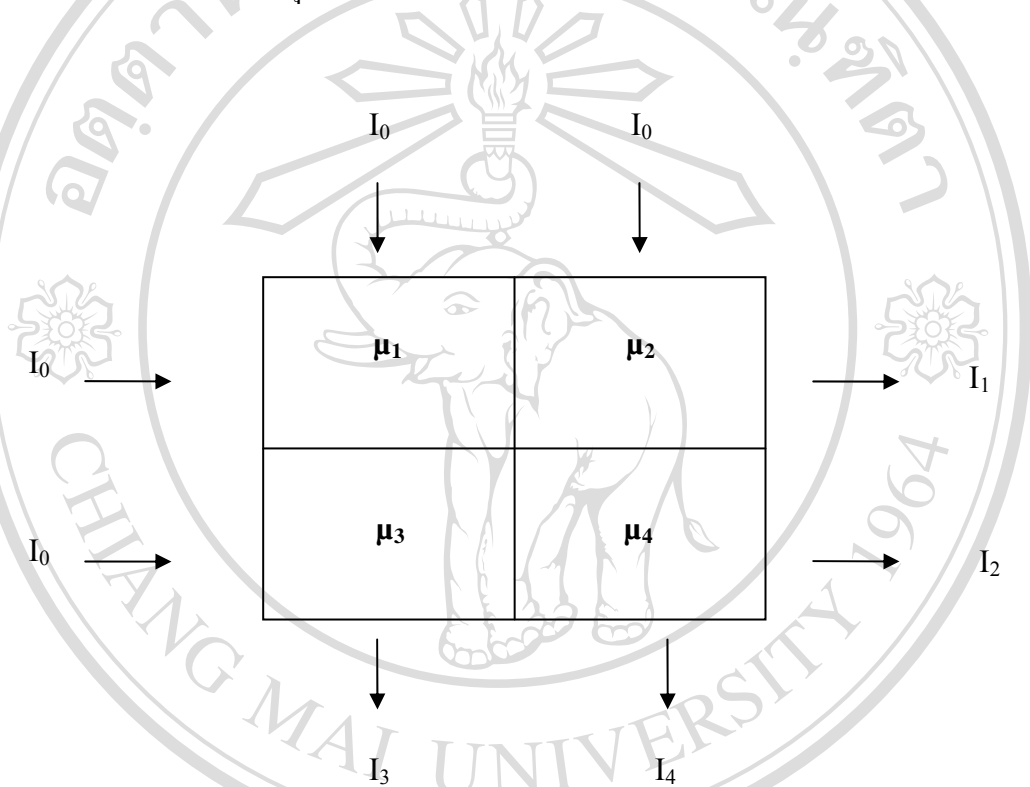
$$I_1 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)x} \quad (1.1)$$

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_3 + \mu_4)x} \quad (1.2)$$

$$I_3 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)x} \quad (1.3)$$

$$I_4 = I_0 e^{-(\mu_2 + \mu_4)x} \quad (1.4)$$

เมื่อ x คือ ความหนาของวัตถุที่ลำรังสีทอดผ่านในแต่ละตำแหน่ง

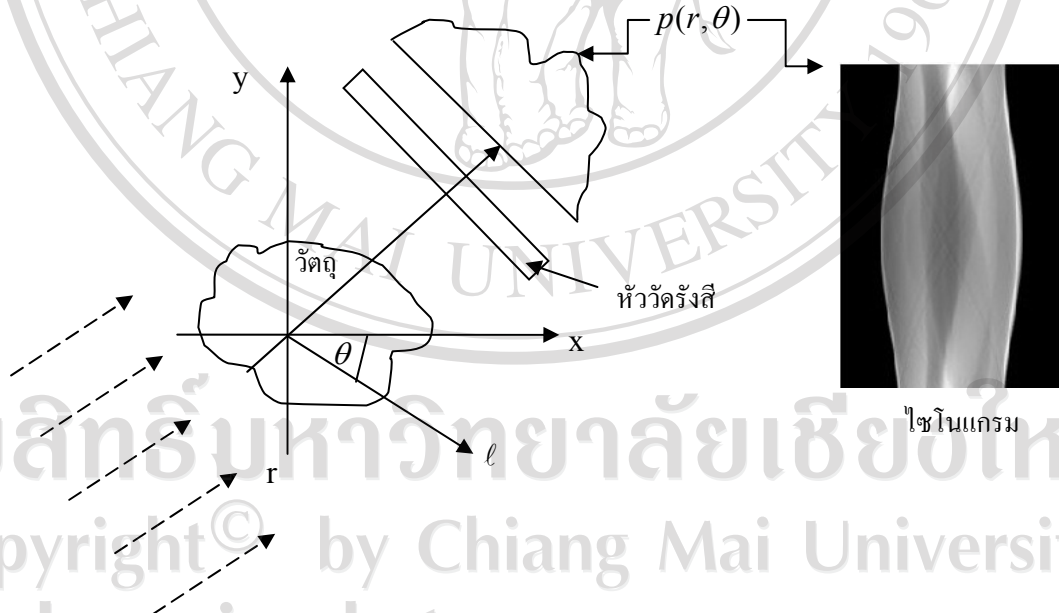


รูปที่ 1 แสดงเมตริกซ์ขนาด 2×2 ของเนื้อเยื่อจำลองที่มีสัมประสิทธิ์การลดทอนในแต่ละตำแหน่งต่างกันและเมื่อเกิดการฉายภาพครั้งที่ 1 และ 2 จะทำให้ได้แนวรังสี I_1, I_2 และ I_3, I_4 ตามลำดับ

สำหรับกรณีของวัตถุที่มีความสัมพันธ์เป็น $f(x, y)$ โดยที่การเก็บข้อมูลของแนวลำรังสีที่วัดได้ในแต่ละหัววัดรังสีของแต่ละแนวการฉายภาพมีค่าเป็น $p_\theta(r)$ จากนั้นข้อมูลในแต่ละแนวรังสีของแต่ละการฉายแต่ละครั้งจะถูกเก็บในรูปแบบไซโนแกรม ดังรูปที่ 2 โดยเป็นการเก็บข้อมูลของแต่ละแนวรังสีเมื่อมีการเปลี่ยนไปของมุมมองสาคี่หมุนรอบวัตถุ เมื่อ r เป็นรัศมีแนวของลำรังสีที่ตกกระทบหัววัด และ l คือ แนวของการฉายภาพในแต่ละครั้ง ดังนั้นจะได้ว่า

$$\begin{aligned}
 P(r, \theta) &= \int_L f(x, y) dl \\
 &= \int_{-\infty}^{\infty} f(r \cos \theta - l \sin \theta, r \sin \theta + l \cos \theta) dl \\
 &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy \quad (2)
 \end{aligned}$$

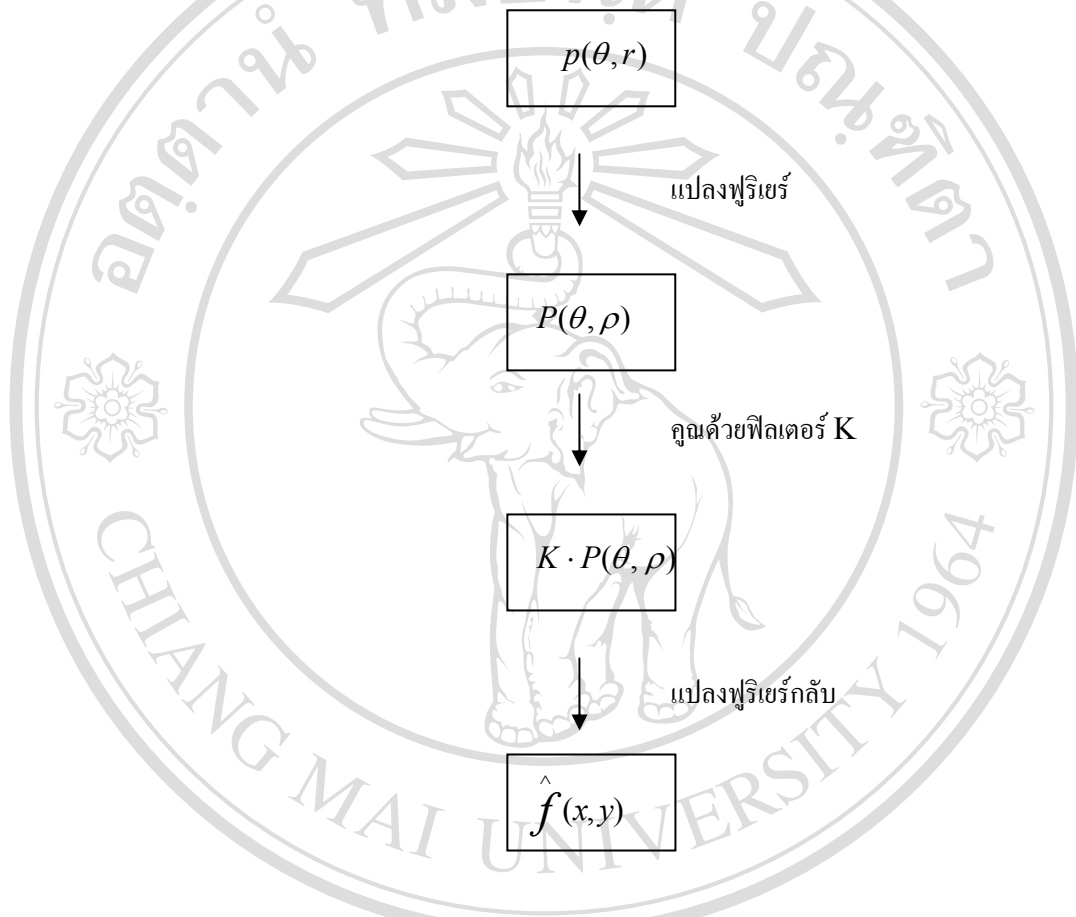
ไซโนแกรมที่ได้จะถูกนำมาใช้สร้างภาพใหม่ด้วยเทคนิคต่างๆ ซึ่งเทคนิคการสร้างภาพใหม่ที่ถูกใช้กันโดยทั่วไปคือ ฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน (Filter Back Projection) [9] เป็นเทคนิคที่นำเอาค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีที่ได้จากไซโนแกรมตามแนวการฉายมาคืนค่ากลับให้เป็นภาพของวัตถุ แต่เนื่องจากคืนค่ากลับตามแนวการฉายนั้นจะทำให้ค่าบริเวณตรงกลางของภาพมีค่าความเข้มที่สูงกว่าบริเวณอื่นๆ เนื่องจากเกิดการคืนค่าในบริเวณตรงกลางซ้ำในทุกๆแนวของการฉายภาพภาพที่ได้จะมีลักษณะไม่ชัดเจนจึงต้องมีการแก้ปัญหานี้ด้วยการใช้ฟิลเตอร์เพื่อกรองหรือปรับค่าในตำแหน่งตรงกลางให้ลดลงก่อนที่จะทำการคืนค่ากลับ ด้วยเหตุนี้จึงเป็นที่มาของการเรียกเทคนิคนี้ว่า ฟิลเตอร์แบ็คโปรเจกชัน นั่นเอง



รูปที่ 2 ผลของการวัดค่ารังสีที่ตกกระทบหัววัดในแต่หนึ่งแนวรังสีต่อแนวการฉายภาพ (ด้านซ้าย) จากนั้นข้อมูลที่ได้จะถูกเก็บไปอยู่ในรูปของ ไซโนแกรม (ด้านขวา) โดยที่แกน x คือค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของปริมาณรังสีที่ได้ในแนวหัววัดรังสี และแกน y เป็นมุมมองเสาที่หมุนไปในแต่ละการฉายภาพ

เทคนิคฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชันมีขั้นตอนโดยย่อ ซึ่งแสดงในรูปที่ 3 คือ

- 1.) นำ $p_\theta(r)$ มาแปลงฟูรีเยร์ให้เป็นโดเมนความถี่ ซึ่งได้ $P_\theta(\rho)$
- 2.) นำฟิลเตอร์ K ที่ออกแบบมาคูณกับ $P_\theta(\rho)$
- 3.) แปลงฟูรีเยร์กลับของผลคูณระหว่างฟิลเตอร์ K และ $P_\theta(\rho)$ จะได้ $\hat{f}(x, y)$ ตามสมการที่ 3



รูปที่ 3 แสดงขั้นตอนของเทคนิคฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชัน

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

จากรูปที่ 3 จะสามารถเขียนสมการได้ว่า

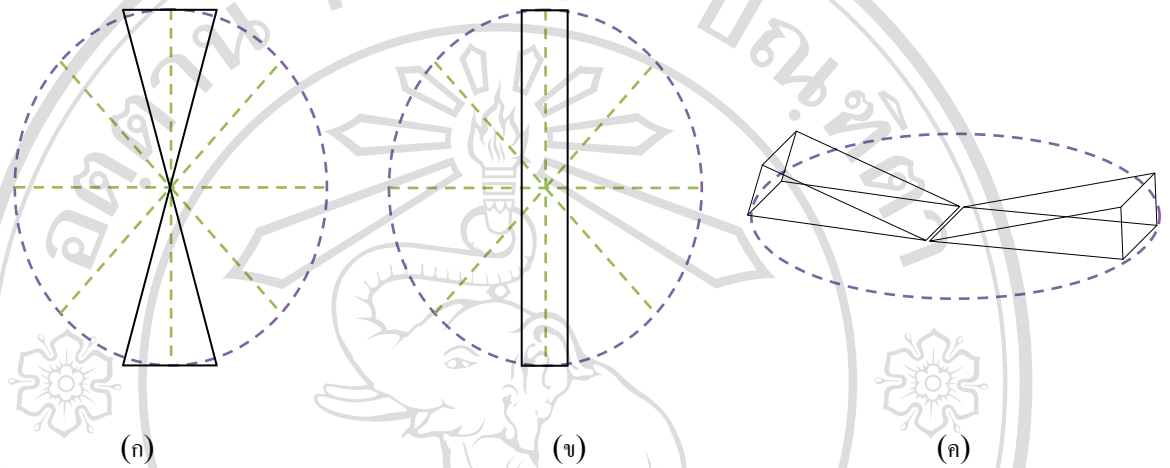
$$\hat{f}(x, y) = \{FT^{-1}(FT[p] \cdot K)\} \quad (3)$$

เมื่อ $\hat{f}(x, y)$ คือ ภาพที่ได้จากการสร้างใหม่ด้วยฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชัน

K คือ ฟิลเตอร์ที่ใช้กรอง

$[p]$ คือ Projection ที่มาจากไซโนแกรมของวัตถุ

สำหรับฟิลเตอร์ที่ใช้ในเทคนิคฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชันนั้นออกมาเพื่อกรองบางส่วนของข้อมูลออก โดยแก้ปัญหาความเบลอที่จะเกิดขึ้นบนภาพ ลักษณะของฟิลเตอร์ที่ใช้ทั่วไปตัวอย่างเช่น ฟิลเตอร์เรมปีซึ่งเป็นฟิลเตอร์ที่จะทำการปรับค่าส่วนบริเวณตรงกลางของโดเมนความถี่ให้มีค่าที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพใหม่ ดังรูปที่ 4 (ค)



รูปที่ 4 การใช้ฟิลเตอร์ในเทคนิคฟิลเตอร์เบ็คโปรเจกชัน

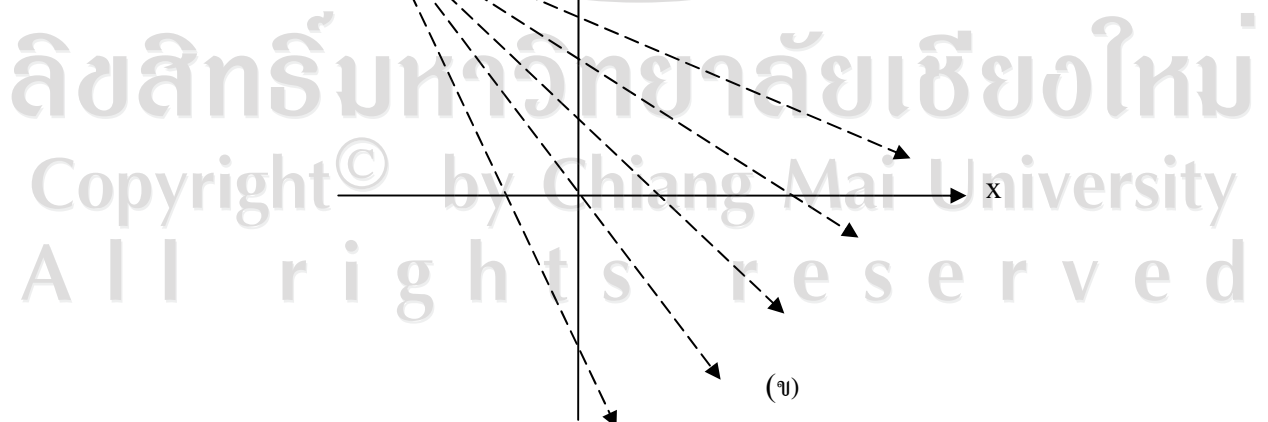
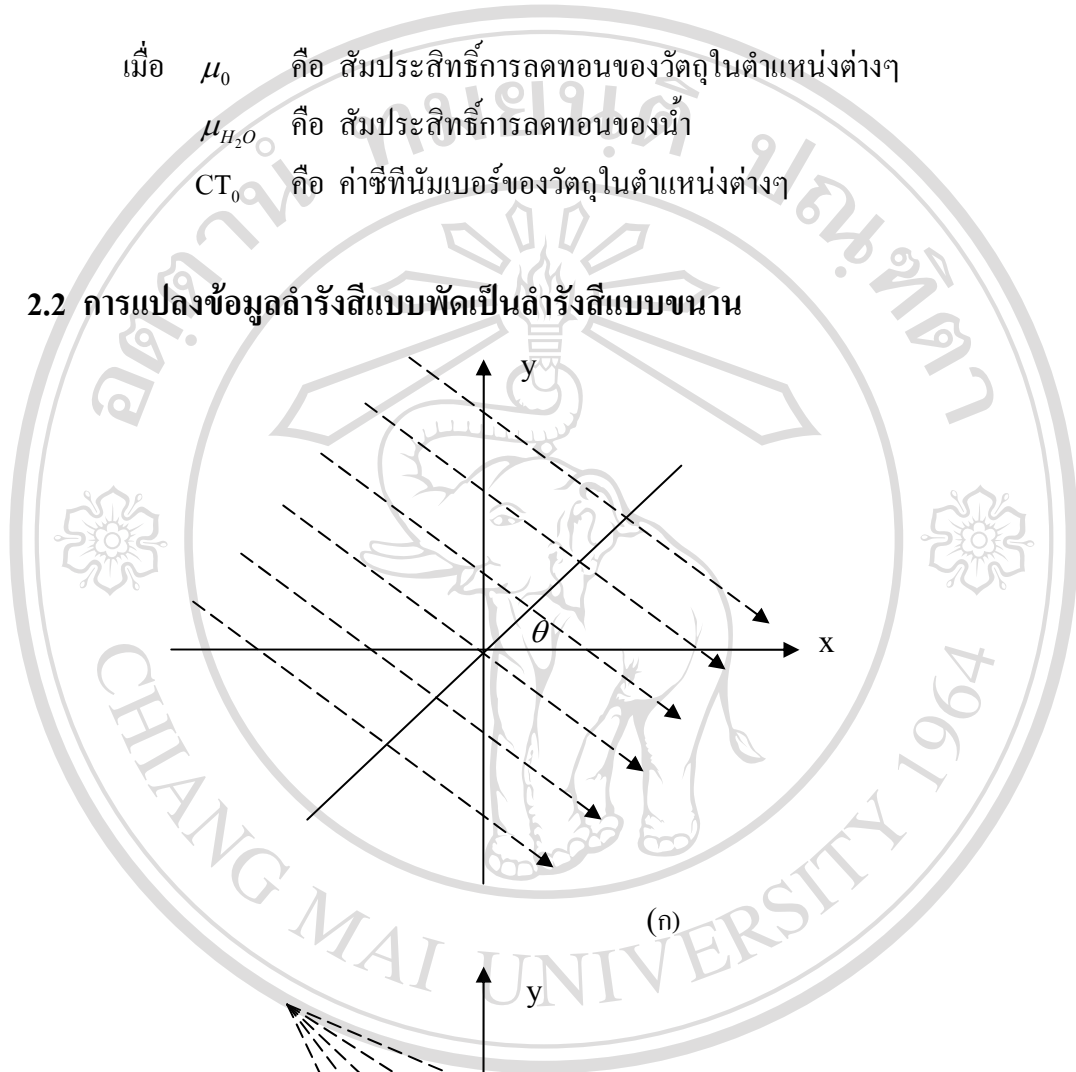
- (ก) การกระจายตามแนววงศาแบบอุดมคติใน โดเมนของความถี่หลังการแปลงด้วยฟูริเยร์
- (ข) การกระจายตามแนววงศาที่เกิดขึ้นจริงใน โดเมนความถี่หลังการแปลงด้วยฟูริเยร์
- (ค) การนำเอาฟังก์ชัน weighting มาใช้ใน โดเมนความถี่เพื่อแก้ปัญหา

จากรูปที่ 4 เป็นการแสดงข้อมูลเมื่อแปลงด้วยฟูริเยร์ ซึ่งการกระจายในอุดมคติจะเป็นแบบ (ก) ในขณะที่การกระจายที่เกิดขึ้นจริงหลังการแปลงด้วยฟูริเยร์เป็นแบบ (ข) ดังนั้น (ค) จึงเป็นการออกแบบฟังก์ชันแบบถ่วงดุลเพื่อให้การกระจายดังกล่าวเป็นการกระจายที่เหมือนอุดมคติ หลังจากการสร้างภาพขึ้นใหม่แล้ว ภาพที่ได้จะมีการกำหนดค่าซีทีนัมเบอร์ (CT Number) ซึ่งได้มาจากผลต่างของสัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุในตำแหน่งต่างๆกับน้ำแล้วเทียบกับสัมประสิทธิ์การลดทอนของน้ำที่มีค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเท่ากับ 0.0022 ค่าซีทีนัมเบอร์ที่ได้จะกำหนดการแสดงผลค่าของแต่ละตำแหน่งในภาพด้วยระดับเฉดสีแบบระดับสีเทา ค่าซีทีนัมเบอร์สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 4

$$CT_0 = 1000 \frac{\mu_0 - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \quad (4)$$

เมื่อ μ_0 คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนของวัตถุในตำแหน่งต่างๆ
 μ_{H_2O} คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนของน้ำ
 CT_0 คือ ค่าซีทีนัมเบอร์ของวัตถุในตำแหน่งต่างๆ

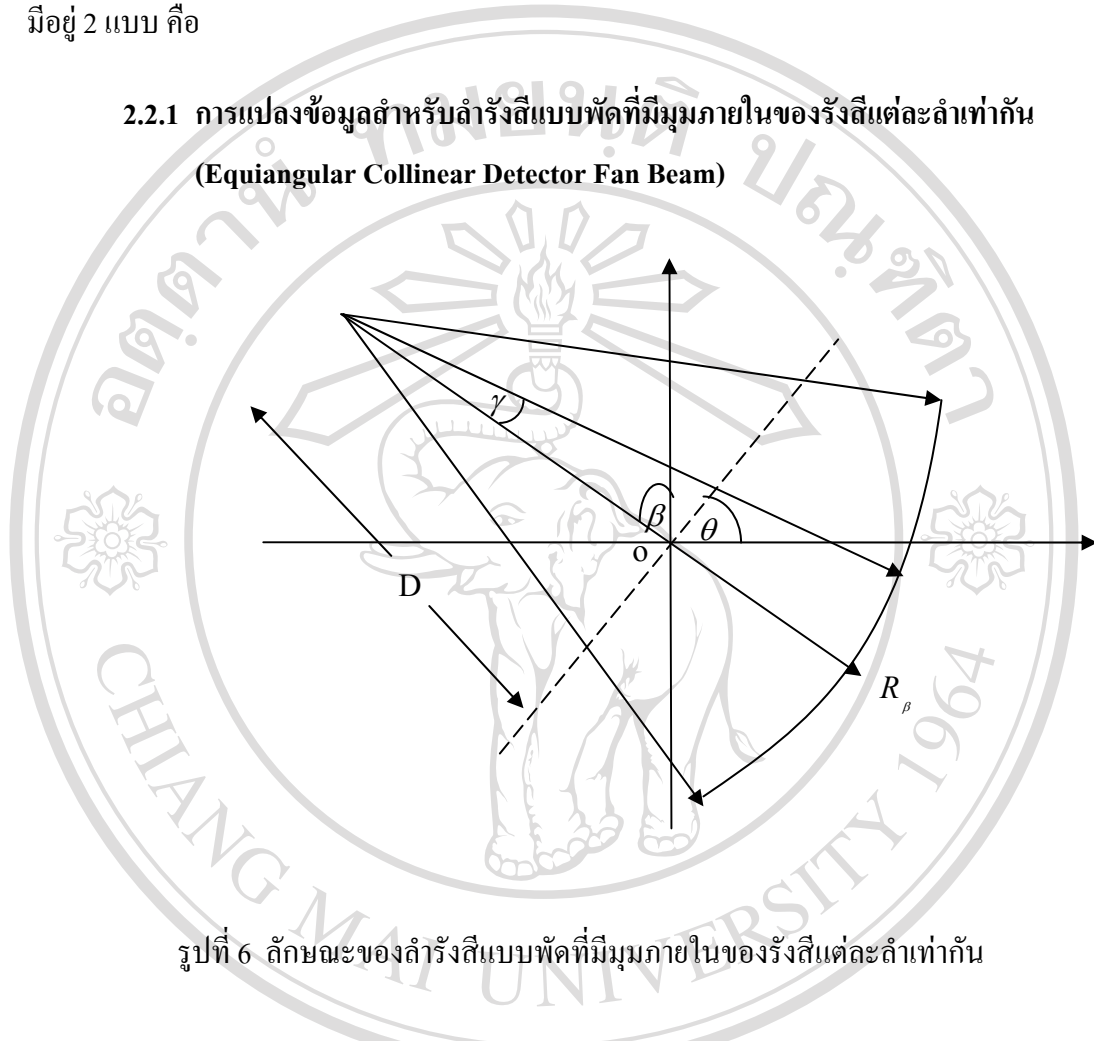
2.2 การแปลงข้อมูลลำรังสีแบบพัดเป็นลำรังสีแบบขนาน



รูปที่ 5 (ก) แนวรังสีแบบขนานของรังสีจากแหล่งกำเนิด
 5 (ข) แนวรังสีแบบพัดของรังสีจากแหล่งกำเนิด

พิจารณารูปที่ 5 (ก) เป็นลำรังสีแบบขนาน ในขณะที่รูปที่ 5 (ข) เป็นลำรังสีแบบพัด ซึ่งการแปลงข้อมูลจากลำรังสีแบบพัดเป็นลำรังสีแบบขนานขึ้นอยู่กับลักษณะของลำรังสีแบบพัด โดยมีอยู่ 2 แบบ คือ

2.2.1 การแปลงข้อมูลสำหรับลำรังสีแบบพัดที่มีมุมภายในของรังสีแต่ละลำเท่ากัน (Equiangular Collinear Detector Fan Beam)



รูปที่ 6 ลักษณะของลำรังสีแบบพัดที่มีมุมภายในของรังสีแต่ละลำเท่ากัน

จากรูปที่ 6 จะได้ความสัมพันธ์ระหว่างลำรังสีแบบพัดและขนาน คือ

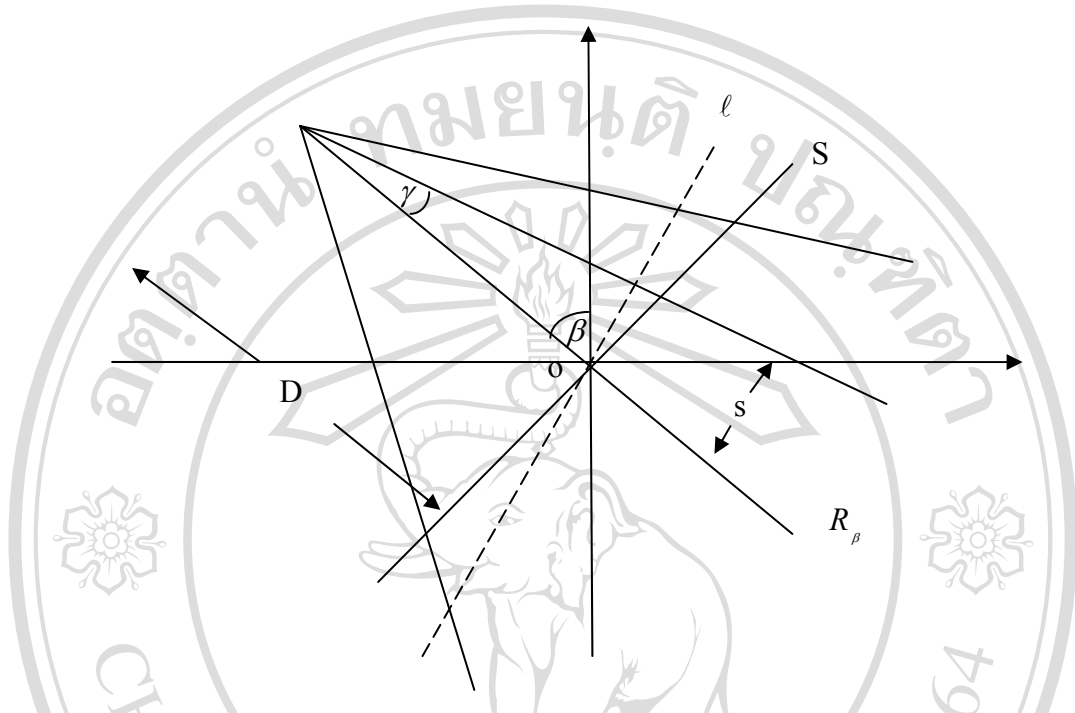
$$\theta = \beta + \gamma \quad (5)$$

และ

$$l = D \sin \gamma \quad (6)$$

- เมื่อ $R_\beta(\gamma)$ คือ ภาพฉายที่เกิดขึ้นจากลำรังสีแบบพัด
 β คือ มุมที่แหล่งกำเนิดรังสีทำกับแกนอ้างอิง
 l คือ แนวแกนของรังสีที่ทำมุมแนว x เท่ากับ θ
 γ คือ มุมภายในของลำรังสีแบบพัด
 และ D คือ ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีกับจุดกำเนิด O

2.2.2 การแปลงข้อมูลสำหรับรังสีแบบพัดที่ระยะห่างของตัววัดเท่ากัน
(Equidistant Collinear Detector Fan Beam)



รูปที่ 7 ลักษณะของรังสีแบบพัดที่ระยะห่างของตัววัดเท่ากัน

จากรูปที่ 7 เป็นการแสดงลักษณะของลำรังสีแบบพัดที่มีระยะห่างของตัววัดแต่ละตัวเท่ากัน ซึ่งจะได้ความสัมพันธ์เมื่อเทียบกับลำรังสีแบบพัด

$$l = \frac{D_s}{\sqrt{D^2 + s^2}} \quad (7)$$

และ

$$\theta = \beta + \tan^{-1} \frac{s}{D} \quad (8)$$

- เมื่อ $R_\beta(s)$ คือ ภาพฉายที่เกิดขึ้นจากลำรังสีแบบพัด
 β คือ มุมที่แหล่งกำเนิดรังสีทำกับแกนอ้างอิง
 γ คือ มุมภายในของลำรังสีแบบพัด
 s คือ ระยะห่างระหว่างจุดกึ่งกลางของตัวตรวจวัดที่อยู่ติดกัน
 และ D คือ ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีกับจุดกำเนิด O

2.3 การเกิดภาพซ้อน (Aliasing Artifacts)

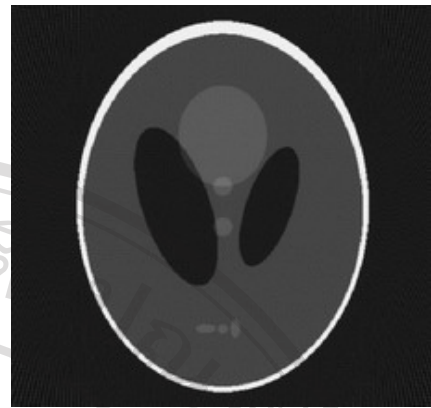
การสร้างภาพใหม่ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นการสร้างภาพจากข้อมูลการฉายภาพที่หมุนรอบผู้ป่วย ซึ่งจำนวนข้อมูลภาพฉายต้องมากพอเพื่อให้ได้ภาพที่มีรายละเอียดใกล้เคียงเหมือนจริงมากที่สุด จากรูปที่ 8 เป็นการสร้างภาพใหม่ของภาพจำลองที่มีจำนวนของภาพฉายไม่เท่ากันเพื่อแสดงความสัมพันธ์ของจำนวนภาพฉายและลักษณะของภาพที่เกิดขึ้น จะเห็นได้ว่าเมื่อจำนวนของภาพฉายเพิ่มขึ้นภาพที่ได้จะมีความเหมือนจริงมากขึ้นและจำนวนข้อมูลภาพฉายที่น้อยเกินไปจะทำให้เกิดความผิดปกติแบบภาพซ้อน ขึ้นบนภาพได้ แต่อย่างไรก็ตามจำนวนข้อมูลภาพฉายที่มากขึ้นจะส่งผลให้เวลาที่ใช้ในการสร้างภาพมากขึ้นตาม ดังนั้นจึงต้องมีการคำนึงถึงจำนวนข้อมูลภาพฉายที่พอเหมาะต่อเวลาของการสร้างภาพใหม่ที่มีความเหมือนจริงของภาพที่ได้และเลี่ยงความผิดปกติที่จะเกิดขึ้น พบว่าจำนวนของข้อมูลภาพฉายควรมีค่ามากกว่าหรือเท่ากับจำนวนของแวนรังก์สีที่ตกกระทบหัววัด [10] ดังสมการที่ 9

$$\frac{M_{proj}}{N_{ray}} \approx \frac{\pi}{2} \quad (9)$$

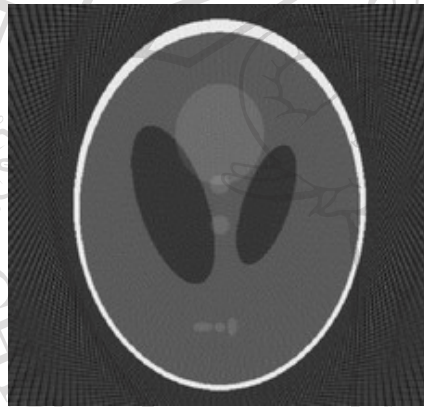
เมื่อ M_{proj} คือ จำนวนการฉายของการสร้างภาพใหม่
 N_{ray} คือ จำนวนลำรังสีที่มีใน 1 แนวการฉาย



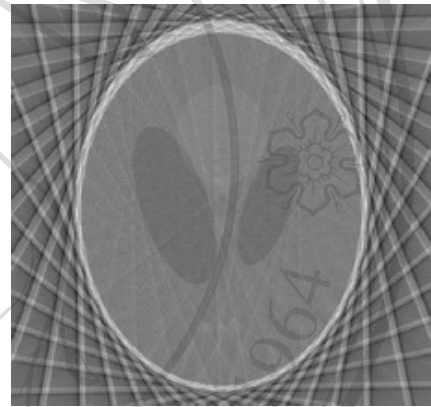
(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

รูปที่ 8 การสร้างภาพขึ้นใหม่ที่ได้จากการสร้างภาพใหม่ของวัตถุจำลองเมื่อจำนวนของภาพฉายไม่เท่ากัน โดย

(ก) ภาพต้นฉบับ

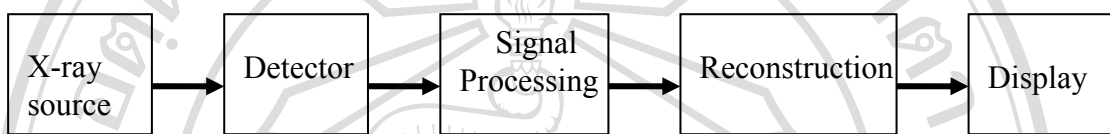
(ข) การสร้างภาพใหม่จากจำนวนภาพฉายเท่ากับ 360

(ค) การสร้างภาพใหม่จากจำนวนภาพฉายเท่ากับ 180 และ

(ง) การสร้างภาพใหม่จากจำนวนภาพฉายเท่ากับ 36

2.4 สัญญาณรบกวนในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นสิ่งที่เลี่ยงไม่ได้ โดยสัญญาณที่เกิดขึ้นส่งผลให้คุณภาพของภาพลดต่ำลงและอาจไม่เพียงพอต่อการวินิจฉัย ซึ่งการแปลผลอาจผิดได้ จากรูปที่ 9 เป็นการแสดงขั้นตอนการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แล้วได้มาซึ่งภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะเห็นได้ว่าจากขั้นตอนดังกล่าวสามารถก่อให้เกิดสัญญาณรบกวนแบบต่างๆ ที่รบกวนและส่งผลต่อภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้



รูปที่ 9 กระบวนการทำงานของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

2.4.1 สัญญาณรบกวน

2.4.1.1 สัญญาณรบกวนทางสถิติ (Statistical Noise)

สัญญาณรบกวนทางสถิติ หรือ ควอนตัมนอยส์ เป็นสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นได้เนื่องจากลำรังสีเอกซเรย์ที่ปล่อยผ่านตัวผู้ป่วยหรือวัตถุที่มีจำนวนตามการตั้งเทคนิค แต่จำนวนที่นับวัดได้ที่หัววัดจะมีความแปรปรวนเกิดขึ้นเนื่องจากจำนวนที่จำกัดและความไม่สม่ำเสมอของลำรังสีในการ ตกกระทบหัววัดแต่ละอัน ซึ่งเหตุการณ์ดังกล่าวเป็นข้อจำกัดและถือเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นเสมอ ดังนั้นแนวทางในการเลี่ยงผลกระทบที่อาจเกิดขึ้นของควอนตัมนอยส์ คือ การเพิ่มจำนวนของปริมาณลำรังสี หรือ ปริมาณรังสีที่ปล่อยออกมา

2.4.1.2 สัญญาณรบกวนทางอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Noise)

การเก็บข้อมูลของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะอยู่ในรูปของสัญญาณไฟฟ้า จากนั้นจึงแปลงสัญญาณจากอนาล็อกเป็นดิจิทัล ความแปรปรวนเกิดขึ้นได้เนื่องจากมีสัญญาณไฟฟ้ารบกวน ความแปรปรวนดังกล่าวเป็นเหตุให้เกิดสัญญาณรบกวนขึ้นได้ แต่อย่างไรก็ตามปริมาณของสัญญาณไฟฟ้าที่รบกวนต่อสัญญาณจริงที่ได้ถือว่ามีจำนวนที่น้อยมากโดยไม่มีนัยสำคัญ [10] และปัจจุบันการพัฒนาทางด้านวิศวกรรมไฟฟ้าในการเก็บและส่งผ่านสัญญาณทำให้ดูเหมือนว่าผลกระทบของสัญญาณรบกวนดังกล่าวมีน้อยลง

2.4.1.3 สัญญาณรบกวนเนื่องจากข้อผิดพลาดในการแปลงค่า (Round off Errors)

ข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นเนื่องด้วยข้อจำกัดของจำนวนบิตต่อการแสดงค่าผลของค่าซีทีนัมเบอร์ ในกรณีที่ต้องแปลงค่าของจุดสองจุดที่มีค่าต่างกันในหลักทศนิยม แต่เนื่องด้วยต้องมีการปัดค่าเพื่อให้สามารถแสดงผลได้ การปัดค่าดังกล่าวส่งผลให้ข้อมูลเกิดความแตกต่างกัน เช่น 2.4 และ 2.6 เมื่อต้องปัดค่าที่สอดคล้องกับจำนวนบิต ค่าที่ได้คือ 2 และ 3 การปัดค่าจะเห็นผลเด่นชัดในกรณีจำนวนบิตของข้อมูลมีค่าน้อย แต่เมื่อใช้จำนวนบิตที่เพิ่มขึ้นการผิดพลาดเนื่องจากการปัดเศษก็ลดลง ปัจจุบันพบว่า การแสดงผลของหน่วยแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีจำนวนบิตที่สูงพอจะทำให้ความผิดพลาดดังกล่าวลดน้อยลงอย่างเห็นได้ชัด ความผิดพลาดดังกล่าวเกิดขึ้นในส่วน of หน่วยแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

2.4.1.4 สัญญาณรบกวนเนื่องจากความผิดปกติบนภาพ (Artifactual Noise)

การสร้างภาพใหม่ของเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อให้เกิดสิ่งผิดปกติบนภาพได้หลายลักษณะ โดยสิ่งผิดปกติอาจมองว่าเป็นสัญญาณรบกวนซึ่งรบกวนบนภาพได้ ลักษณะของความผิดปกติมีหลายแบบซึ่งเป็นรูปแบบเฉพาะตัว ความผิดปกติที่พบได้ เช่น ความผิดปกติที่มีลักษณะเป็นเส้น (Streak Artifacts), การเกิดปริมาณรังสีมากกว่าที่ควรเป็น (Beam Hardening), การเกิดความมัวบนภาพเนื่องจากตัวกลางมีความหนาแน่นแตกต่างกันมาก (Partial Volume Effect) เป็นต้น ความผิดปกติเหล่านี้จะเกิดขึ้นด้วยสาเหตุที่แตกต่างกันแต่การเกิดขึ้นจะไม่ได้เกิดแบบสุ่มเหมือนอย่างการเกิดของควอนตัมนอยส์ [10] นั่นคือ เมื่อมีการฉายภาพและสร้างภาพซ้ำอีกครั้งในตำแหน่งเดิมจะพบว่าค่าความผิดปกติที่เกิดขึ้นเหมือนกันทั้ง 2 ครั้ง โดยไม่เปลี่ยนแปลง

2.4.1.5 สัญญาณรบกวนเนื่องจากโครงสร้างของวัตถุ (Structural Noise)

ค่าซีทีนัมเบอร์ที่แปรปรวนในอวัยวะเดียวกันเกิดขึ้นเนื่องจากความไม่สม่ำเสมอของโครงสร้างของอวัยวะเอง ซึ่งเราเรียกการแปรปรวนนี้ว่า สัญญาณรบกวนเนื่องจากโครงสร้างของวัตถุ (Structural Noise) [10] โดยอวัยวะส่วนใหญ่จะมีความแปรปรวนในโครงสร้างของอวัยวะเอง เช่น ดับซึ่งเป็นอวัยวะที่มีความไม่สม่ำเสมอ ในโครงสร้างของตับ และยังพบได้ในกรณีที่มีการคาบเกี่ยวกันระหว่าง 2 อวัยวะเช่น การฉายภาพผ่านกระดูกซี่โครงที่อยู่เหนือต่อปอด พบว่าการแตกต่างของโครงสร้างทั้ง 2 อวัยวะทำให้เกิดความแปรปรวนเกิดขึ้นในบริเวณที่ซ้อนทับกัน กล่าวได้ว่าสัญญาณรบกวนที่เกิดเป็นสิ่งที่เกิดขึ้นมาจากตัวแปรภายในของอวัยวะหรือวัตถุที่สร้างภาพเอง ซึ่งการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของสัญญาณรบกวนชนิดนี้ไม่สามารถกำหนดได้ด้วยการสร้างภาพของซีที [10]

2.4.2 ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวน

การทราบถึงปริมาณรังสีที่ใช้กับสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นมีความจำเป็นอย่างยิ่ง เนื่องจากเป็นสิ่งที่นำมากำหนดในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ให้เหมาะสมต่อการวินิจฉัยโรค พบว่าควอนตัมน้อยสัมพันธ์กับความสัมพันธ์กับปริมาณรังสี [1] พิจารณาจากสมการที่ 10

$$\sigma = f_A \sqrt{\frac{I_0 / I}{\varepsilon \cdot Q \cdot S}} \quad (10)$$

กำหนดให้ σ คือ ปริมาณสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น

I_0 คือ ปริมาณรังสีเริ่มต้นที่ปล่อยออกมาจากแหล่งกำเนิด

I คือ ปริมาณรังสีที่นับวัดได้ที่หัววัด

Q คือ ปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพ

S คือ ความหนาของสไลด์ที่ใช้ในการสร้างภาพหน่วยเป็นมิลลิเมตร

ε คือ ค่าประสิทธิภาพการทำงานของระบบ

และ f_A คือ ค่าปัจจัยในขั้นตอนการสร้างภาพใหม่

จากสมการที่ 10 สามารถเขียนให้อยู่ในรูปของความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณรบกวนและปริมาณรังสีที่ใช้ได้ว่า

$$\sigma \propto \sqrt{\frac{1}{Q}} \quad (11)$$

ความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณรบกวนแปรผกผันกับรากที่สองของปริมาณรังสี หรือกล่าวได้ว่าสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นจะเพิ่มขึ้นเป็น 2 เท่าเมื่อปริมาณรังสีลดลง 4 เท่า ดังนั้นการลดปริมาณรังสีลงจึงมีเรื่องข้อจำกัดในเรื่องของปริมาณสัญญาณรบกวนที่เพิ่มขึ้นและกระทบต่อคุณภาพของภาพรังสีนั่นเอง

2.5 คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Image Quality)

การพิจารณาคุณภาพของภาพรังสีเป็นเรื่องที่ถูกกล่าวถึงเสมอ เพราะคุณภาพของภาพส่งผลถึงการวินิจฉัยผลของรังสีแพทย์ ดังนั้นภาพรังสีที่นำไปวินิจฉัยผลไม่ควรมียุทคุณภาพต่ำเกินมาตรฐาน การลดปริมาณรังสีก่อให้เกิดผลเสียต่อคุณภาพของภาพ คือ มีการเพิ่มขึ้นของควอนตัมนอยส์ การประเมินคุณภาพของภาพด้วยเทคนิคต่างๆภายหลังการลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น โดยทั่วไปจะพิจารณาในแง่ PSNR (Peak Signal to Noise Ratio) [11] และ MTF [12] ดังนั้นจึงจำเป็นที่จะต้องให้ความสำคัญกับเรื่องคุณภาพของภาพที่ได้มา เพื่อรับประกันว่าเทคนิคและภาพที่ได้เหมาะสมต่อการวินิจฉัยโรคได้อย่างถูกต้อง

2.5.1 PSNR

PSNR เป็นมาตรวัดที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในงานทางวิศวกรรมศาสตร์ ซึ่งเป็นการพิจารณาในรูปของค่าอัตราส่วนระหว่าง ค่ากำลังสูงสุดของสัญญาณหรือภาพ และความแตกต่างของสัญญาณหรือภาพที่ถูกรบกวนด้วยสัญญาณรบกวนเมื่อเทียบกับภาพต้นแบบ มีหน่วยเป็น เดซิเบล (ใส่ค่าลอการิทึมในสูตร) PSNR สามารถบอกถึงคุณภาพของสัญญาณหรือภาพได้ ในแง่ของการต่างจากต้นฉบับมากหรือน้อยเพียงใด ซึ่งแสดงถึงการสูญเสียรายละเอียดบางส่วนไป โดยพิจารณาได้จากสมการที่ 12

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{R^2}{MSE} \right) \quad (12)$$

เมื่อ MSE คือ Mean Square Error

R^2 คือ ค่ากำลังสูงสุดของสัญญาณหรือภาพ

และ MSE เป็นการพิจารณาถึงความต่างหรือผิดไปจากภาพต้นฉบับอย่างไร โดยพิจารณาจากสมการที่ 13

$$MSE = \frac{\sum_{M,N} [I_1(m,n) - I_2(m,n)]^2}{M * N} \quad (13)$$

เมื่อ I_1 คือ สัญญาณหรือภาพต้นฉบับ

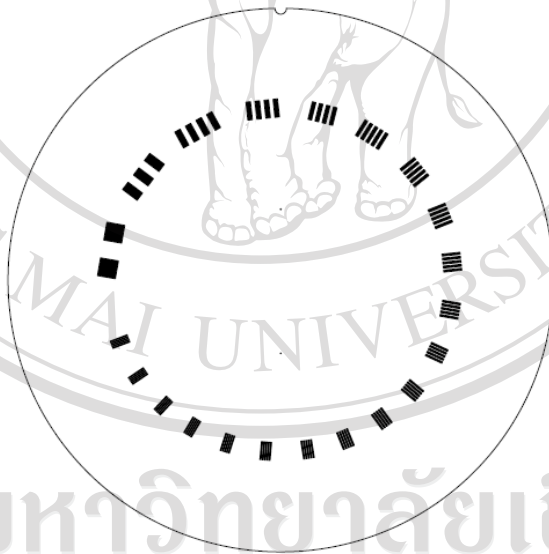
I_2 คือ สัญญาณหรือภาพที่นำไปเปรียบเทียบ (ภาพที่ถูกสัญญาณรบกวน)

M และ N คือ จำนวนข้อมูลของแถวและหลักตามลำดับ (สำหรับภาพ)

หากค่า PSNR ที่ได้มีค่าอยู่ระหว่าง 30 -50 เดซิเบล หมายถึง สัญญาณหรือภาพนั้นมีการสูญเสียรายละเอียดของภาพไป [11] เราจึงสามารถนำค่า PSNR มาใช้ประเมินคุณภาพในแง่ของการสูญเสียรายละเอียดจากภาพต้นฉบับนั่นเอง

2.5.2 MTF (Modulation Transfer Function)

การวัดค่า Modulation Transfer Function หรือ MTF ใช้กันอย่างแพร่หลาย [11, 12] สำหรับการวัดการแยกรายละเอียดของภาพ การคำนวณหาค่า MTF เพื่อเปรียบเทียบคุณภาพในด้านรายละเอียดของภาพ โดยค่า MTF จะบอกถึงความสามารถในการแยกส่วนต่างๆออกจากกัน ค่า MTF ที่ได้มีค่าสูงจะบ่งบอกว่าภาพที่ได้มีรายละเอียดของภาพที่ดีกว่าภาพที่มีค่า MTF ต่ำกว่า โดยทั่วไปการพิจารณาค่า MTF ทำได้ด้วยการศึกษาจากชุดทดสอบแบบเส้น (Test Pattern) ที่เป็นลักษณะลายเส้นที่มีขนาดแตกต่างกันออกไปโดยเรียงจากมากไปน้อย หน่วยเป็น เส้นต่อเซนติเมตร ดังรูปที่ 10.1



รูปที่ 10.1 ภาพส่วน CTP528 High Contrast Module ของ CATphan [13]

จากรูปที่ 10.1 เป็นภาพส่วน CTP528 High Contrast Module ของ CATphan ซึ่งประกอบด้วย 21 ชุดเส้น โดยมีค่า คู่เส้น (Line Pair) เท่ากับ 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20 และ 21 เส้นต่อเซนติเมตร จากภาพชุดเส้นที่ได้สามารถคำนวณค่า MTF ได้จากสมการที่ 14.1, 14.2 และ 14.3

$$MTF = C(f) / C(0) \quad (14.1)$$

$$C(0) = (V_w - V_b) / (V_w + V_b) \quad (14.2)$$

$$C(f) = (V_{\max} - V_{\min}) / (V_{\max} + V_{\min}) \quad (14.3)$$

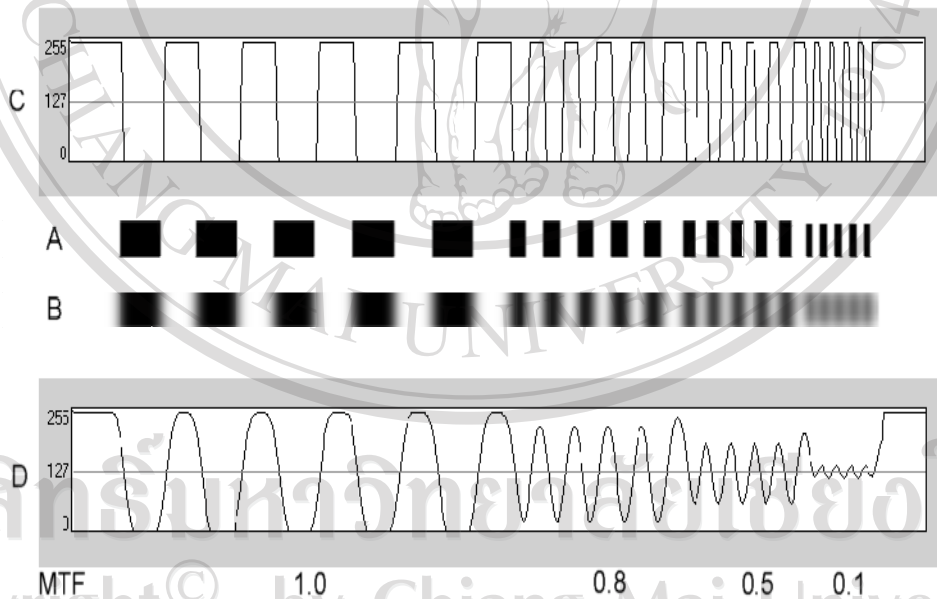
เมื่อ V_b = ค่าต่ำสุดของ black area สำหรับในอุดมคติ

V_w = ค่าสูงสุดของ white area สำหรับในอุดมคติ

V_{\min} = ค่าต่ำสุดที่วัดได้จริง

V_{\max} = ค่าสูงสุดที่วัดได้จริง

จากสมการที่ 14.1, 14.2 และ 14.3 สามารถอธิบายได้ว่า ถ้าค่า V_{\min} และ V_{\max} ไม่เปลี่ยนแปลงไปจากเดิม (V_b และ V_w) ค่า MTF จะเท่ากับ 1 แต่ถ้าค่า V_{\min} และ V_{\max} เปลี่ยนไปจากเดิมเนื่องจากการรบกวนของสัญญาณอื่นๆ เช่น สัญญาณรบกวน เป็นต้น ค่า MTF จะไม่เท่ากับ 1 นั่นเอง พิจารณาการหาค่า MTF ได้จากรูปที่ 10.2



รูปที่ 10.2 แสดงการหาค่า MTF จากโพรไฟล์ของคู่เส้น (Line Pair) [12]

เมื่อ A คือ ภาพชุดทดสอบแบบเส้นในอุดมคติ

B คือ ภาพชุดทดสอบแบบเส้นที่ได้

C คือ เส้นโพรไฟล์ของภาพชุดทดสอบแบบเส้นในอุดมคติ

D คือ เส้นโพรไฟล์ของภาพชุดทดสอบแบบเส้นที่ได้

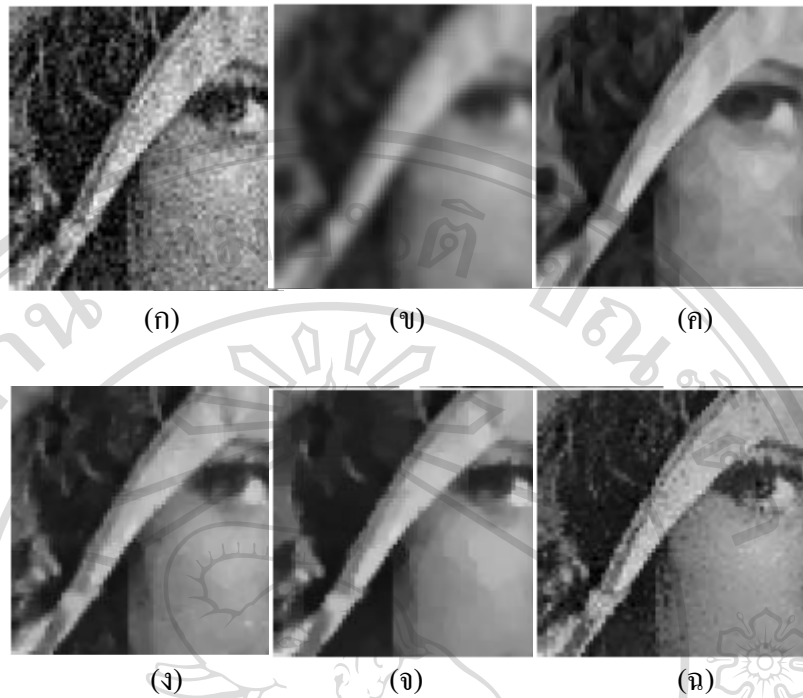
จากรูปที่ 10.2 จะได้ว่าภาพ A เป็นชุดทดสอบแบบเส้นในอุดมคติ และ B เป็นชุดทดสอบแบบเส้นที่เกิดขึ้นจริง เมื่อสร้างภาพโพรไฟล์ของทั้งสองจะได้ดัง C และ D ตามลำดับ ดังนั้นการกำหนดค่า V_b และ V_w จะต้องเป็นค่าต่ำสุดและสูงสุดในโพรไฟล์ C ในที่นี้มีค่าเท่ากับ 0 และ 255 ตามลำดับ ในขณะที่ V_{min} และ V_{max} เป็นค่าที่วัดได้จริงจากแต่ละคู่เส้นในชุดทดสอบแบบเส้นแล้ว คำนวณค่า MTF แต่ละช่วงตามความถี่ของชุดทดสอบแบบเส้น

2.6 เทคนิคการลดสัญญาณรบกวน

ตามที่กล่าวมาเบื้องต้นในเรื่องของการลดปริมาณรังสีสำหรับการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยการปรับลดการตั้งค่าเทคนิค คือ ปริมาณกระแสไฟของหลอดเอกซเรย์ หรือ mAs ซึ่งแปรผันตามปริมาณรังสีที่ลดลงและคุณภาพของภาพรังสีที่ได้ [2, 3, 4, 5] กล่าวคือ เมื่อลด mAs ปริมาณรังสีจะลดลง และ คุณภาพของภาพลดลงตามด้วย ซึ่งสืบเนื่องจากการเพิ่มขึ้นของคอนทราสต์ [2, 3, 4, 5, 10] เทคนิคการลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบนภาพจึงเข้ามามีบทบาทสำคัญในการขจัดสัญญาณรบกวนเพื่อทำให้คุณภาพของภาพรังสีดีขึ้น โดยที่ยังคงส่วนสำคัญที่จำเป็นต่อการวินิจฉัยโรค [6, 7] พบว่าเทคนิคการลดสัญญาณรบกวนมีหลายวิธี ดังจะกล่าวต่อไปนี้คือ

2.6.1 เทคนิคฟิลเตอร์หรือเทคนิคการกรอง (Filtering Techniques)

ในเทคนิคทาง Image processing ที่นำมาขจัดสัญญาณรบกวนที่เป็นแบบชนิดสุ่มถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลาย [7, 8] เทคนิคฟิลเตอร์ถือว่าเป็นเทคนิคหนึ่งที่ยึดกันเป็นอย่างมากในการนำมาประยุกต์ใช้โดยมุ่งหวังทำให้คอนทราสต์ลดลง และ ทำให้ขอบเขตของภาพชัดเจนขึ้น โดยที่ไม่เป็นอุปสรรคต่อการวินิจฉัย [3, 4, 5, 6] รูปที่ 11 เป็นการแสดงตัวอย่างการใช้เทคนิคฟิลเตอร์แบบต่างๆ



รูปที่ 11 แสดงผลของการใช้เทคนิคฟิลเตอร์แบบต่างๆ [6] โดย

- (ก) Noisy image (Standard Deviation 20) (ข) Gaussian convolution filters
 (ค) Total variation minimization (ง) Tadmor-Nezzar-Vese iterated total variation
 (จ) Osher et al. iterated total variation (ฉ) Yaroslavsky neighborhood filter.

2.6.1.1 เทคนิคฟิลเตอร์บนโดเมนภาพ

(Filtering Operate On Image Domain Techniques)

การลดสัญญาณรบกวนที่ทำได้โดยง่ายสำหรับเทคนิคฟิลเตอร์ คือ การนำฟิลเตอร์ที่ออกแบบมากระทำโดยตรงกับภาพ [8] เช่น

2.6.1.1.1 กรองด้วยฟิลเตอร์ค่าเฉลี่ย (Mean Filtering)

ฟิลเตอร์ค่าเฉลี่ยเกิดจากการสร้างฟังก์ชัน Kernel ที่มีขนาดต่างๆ แล้วมาคอนโวลกับภาพโดยตรง ค่าของพิกเซลบนภาพจะเปลี่ยนไปจากเดิมเมื่อตำแหน่งของการคอนโวลูชันเคลื่อนผ่าน โดยขนาดของฟังก์ชันขึ้นอยู่กับความเหมาะสมของการลดสัญญาณรบกวน ซึ่งจะส่งผลต่อการลดสัญญาณรบกวนบนภาพและคุณภาพของภาพที่เกิดขึ้น พบว่าหากขนาดของฟังก์ชันมีขนาดใหญ่เกินไปก็ไม่สามารถลดสัญญาณรบกวนได้เท่าที่ควร ในทางกลับกันหากขนาดของฟังก์ชันเล็กเกินไปก็อาจทำให้สูญเสียบางส่วนของภาพไป ภาพที่ได้จะมีลักษณะเรียบขึ้นและบริเวณขอบของภาพไม่ชัดเจน [8]

2.6.1.1.2 กรองด้วยฟิลเตอร์ค่ามัธยฐาน (Median Filtering)

ฟิลเตอร์ค่ามัธยฐานเป็นฟิลเตอร์แบบไม่เป็นเชิงเส้นของฟังก์ชัน kernel ซึ่งเมื่อฟังก์ชันดังกล่าวเคลื่อนผ่านภาพจะทำให้ค่าเปลี่ยนไปจากเดิมซึ่งถูกแทนที่ด้วยค่ามัธยฐานของค่าในเซตของพิกเซลนั้นๆ โดยค่าที่เกิดขึ้นใหม่ของแต่ละพิกเซลขึ้นอยู่กับค่าในตำแหน่งพิกเซลนั้นและพิกเซลข้างเคียง ดังนั้นการใช้ฟิลเตอร์มัธยฐานสามารถแก้ปัญหาของสัญญาณรบกวนได้หลายชนิด เช่น shot noise เป็นต้น [8] แต่อย่างไรก็ตามยังพบว่าภาพที่ได้ยังมีขอบเขตของภาพไม่ชัดเจนหลังการใช้ฟิลเตอร์ ซึ่งกล่าวได้ว่าฟิลเตอร์ค่ามัธยฐานนอกจากจะลดสัญญาณรบกวนในภาพแล้ว ยังมีผลไปลดความคมชัดของขอบเขตของภาพอีกด้วย [8]

จะเห็นได้ว่าการใช้ฟิลเตอร์ที่กระทำกับโดเมนภาพโดยตรงส่งผลให้จัดบางส่วนของภาพออกไปด้วย เช่น ขอบเขตของภาพไม่ชัดเจน [7, 8] ดังตัวอย่างที่กล่าวมา

2.6.1.2 เทคนิคการกรองบนโดเมนความถี่

(Filtering Operate on Frequency Domain Techniques)

อีกวิธีหนึ่งที่สามารถทำได้ คือ การใช้ฟิลเตอร์ในโดเมนของความถี่ [8, 14] โดยการแปลงภาพจากโดเมนภาพให้ไปอยู่ในรูปของโดเมนความถี่แล้วเลือกขจัดบริเวณความถี่สูงที่เป็นความถี่ของนอยส์ โดยเป็นส่วนที่ไม่ต้องการแล้วแปลงกลับคืนสู่โดเมนภาพเพื่อให้ได้ภาพที่ขจัดสัญญาณรบกวนออกไป แต่การที่จะแยกความถี่สูงที่คาบเกี่ยวกันระหว่างความถี่สูงที่เป็นส่วนรายละเอียดของภาพและความถี่สูงที่เป็นสัญญาณรบกวนออกจากกันเพื่อเลือกขจัดเฉพาะส่วนที่เป็นสัญญาณรบกวนออกไปได้ยาก ทำให้บางครั้งมีการตัดความถี่ที่เป็นส่วนสำคัญของภาพออกไป [8, 14] ซึ่งภาพที่ได้จะมีความไม่คมชัดของส่วนขอบของภาพ วิธีการใช้ฟิลเตอร์ที่กระทำในโดเมนความถี่ทำได้หลายวิธี ดังต่อไปนี้

2.6.1.2.1 ฟิลเตอร์บนโดเมนความถี่ที่ปรับเปลี่ยนตามช่วงความถี่

Yaroslavsky และ Eden Yaroslavsky [6] สร้างฟิลเตอร์ที่เปลี่ยนแปลงตามตำแหน่งเฉพาะของความถี่ โดยทำการวิเคราะห์แยกความถี่สูงที่ไม่ต้องการเมื่อมีการเลื่อนไปตามช่วงความถี่ที่พิจารณาแล้วแปลงกลับสู่โดเมนภาพ จากรูปที่ 11 (จ) เป็นภาพที่ได้จากการใช้ฟิลเตอร์ดังกล่าว

2.6.1.2.2 เทคนิคการกำหนดจุดเปลี่ยนสำหรับเวฟเลต

(Wavelet Thresholding)

นอกจากนี้การแปลงสู่โดเมนความถี่ชั้นสูง เช่น เวฟเลตที่เป็นโดเมนความถี่ชั้นสูง คือ โดเมนของความถี่และเวลา ยังถูกนำมาใช้ในการลดสัญญาณรบกวนเช่นกัน [9, 10, 11, 14, 15, 16] เริ่มต้นโดยการแปลงภาพไปสู่โดเมนความถี่-เวลา และระดับของความถี่ที่ออกได้หลายระดับ แล้วจัดการกับความถี่ที่ไม่ต้องการในแต่ละระดับของความถี่ออกไป โดยกำหนดค่าจุดเปลี่ยน (Threshold) ซึ่งค่าจุดเปลี่ยนดังกล่าวจะเป็นตัวพิจารณาในการตัดสินใจตัดส่วนที่ไม่ต้องการออก พิจารณาตัวอย่างในรูปที่ 12 การกำหนดค่าจุดเปลี่ยนสำหรับการแปลงเวฟเลตแบบ soft และ hard จึงเหมือนเป็นจุดเด่นของการแปลงเวฟเลตเพราะสามารถกำหนดได้หลายค่าตามแต่ช่วงความถี่ที่เลือกพิจารณา [14, 15, 16] จากหลักการทำงานของ การแปลงเวฟเลตมีการปรับปรุงและพัฒนาเพื่อทำให้การลดสัญญาณรบกวน โดยกำหนดจุดเปลี่ยนนั้นสามารถที่จะเก็บรักษาส่วนสำคัญของภาพไว้ เช่น ขอบเขตของภาพ เป็นต้น จึงมีหลายงานวิจัยที่ศึกษาเรื่องนี้ [14-20] จึงกล่าวได้ว่า ต้องมีการใช้วิธีการกำหนดจุดเปลี่ยนสำหรับการแปลงเวฟเลตร่วมกับเทคนิคการรักษาภาพของขอบเขตภาพเพื่อให้ได้ภาพที่เหมาะสมต่อการวินิจฉัย



รูปที่ 12 แสดงผลของการใช้เทคนิคการลดสัญญาณรบกวน โดยใช้เทคนิคการแปลงเวฟเลต [6] โดย

(ก) ภาพต้นฉบับที่มีความแปรปรวนของสัญญาณรบกวนเท่ากับ 20

(ข) ภาพที่ได้จากการลดสัญญาณรบกวนด้วยเทคนิคการแปลงเวฟเลตแบบ

hard thresholding

(ค) ภาพที่ได้จากการลดสัญญาณรบกวนด้วยเทคนิคการแปลงเวฟเลตแบบ

soft thresholding

2.6.2 เทคนิคการเฉลี่ยภาพหรือสัญญาณ (Image Averaging Technique)

การเฉลี่ยสัญญาณหรือภาพเพื่อลดสัญญาณรบกวนมีปัจจัยพื้นฐานหลัก 3 ข้อ คือ [8]

- 1) จำนวนที่ใช้ต้องมากพอเท่าที่จะเป็นไปได้
- 2) สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในแต่ละภาพต้องเป็นสัญญาณรบกวนชนิดเดียวกัน
- 3) สัญญาณรบกวนดังกล่าวต้องเป็นสัญญาณรบกวนชนิดสุ่ม โดยค่าเฉลี่ยเป็นศูนย์ และในแต่ละกระบวนการมีความเป็นอิสระต่อกัน

จากหลักการที่กล่าวมา การลดสัญญาณรบกวนสามารถทำได้โดยการนำเอาภาพหลายภาพโดยแต่ละภาพได้มาจากการสร้างภาพที่ตำแหน่งเดียวกันหลายๆครั้ง แล้วนำภาพเหล่านั้นมาเฉลี่ยตามจำนวนภาพเพื่อให้ได้เป็นภาพเฉลี่ยดังอธิบายในสมการที่ 15 และ 16

$$a_i(m, n) = f(m, n) + d_i(m, n) \quad (15)$$

$$g(m, n) = \frac{1}{Q} \sum_{i=1}^Q a_i(m, n) \quad (16)$$

เมื่อ $a_i(m, n)$ คือ ภาพที่ได้ ณ ตำแหน่งเดิมจากการเก็บข้อมูลซ้ำๆ i ครั้ง

$f(m, n)$ คือ ภาพที่ไม่มีสัญญาณรบกวนอยู่ในภาพ

$d_i(m, n)$ คือ สัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบนภาพ โดยไม่มีความสัมพันธ์ต่อกันในแต่ละครั้ง

$g(m, n)$ คือ ภาพเฉลี่ย

Q คือ จำนวนของภาพทั้งหมดที่นำมาเฉลี่ย

จากภาพที่เฉลี่ยเมื่อพิจารณาค่าความแปรปรวนของค่าพิกเซลในภาพจะได้ว่า

$$\sigma_g = \frac{\sigma_d}{\sqrt{Q}} \quad (17)$$

เมื่อ σ_g คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพเฉลี่ย

σ_d คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพสัญญาณรบกวน

ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

Copyright © by Chiang Mai University

All Rights Reserved

จากสมการที่ 17 จะเห็นได้ว่าเมื่อจำนวนภาพที่นำมาเฉลี่ยเพิ่มมากขึ้นจะทำให้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานลดลงในภาพเฉลี่ยเมื่อเปรียบเทียบกับภาพสัญญาณรบกวน ซึ่งหมายถึงการลดลงของสัญญาณรบกวนบนภาพเฉลี่ย เพราะฉะนั้นเทคนิคการเฉลี่ยจึงเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในทางเทคนิคการลดสัญญาณรบกวน โดยพบว่าเทคนิคนี้ถูกใช้สำหรับ MRI เพื่อเพิ่มอัตราส่วนสัญญาณกับสัญญาณรบกวน (Signal to Noise Ratio, SNR) ให้สูงขึ้น โดยการเพิ่มจำนวนครั้งในการกระตุ้นสัญญาณ (Numbers of excitation, NEX) การเพิ่มจำนวนครั้งในการกระตุ้นสัญญาณนั้นทำได้โดยง่ายและไม่ส่งผลต่อผู้ป่วยในแง่ของปริมาณรังสีที่ได้รับ แต่กลับเป็นการเพิ่มเวลาในการสร้างภาพแทน ดังนั้นการเพิ่มจำนวนครั้งในการกระตุ้นจึงต้องพิจารณาในเรื่องของเวลาควบคู่กันไปด้วย แต่สำหรับเอกซเรย์คอมพิวเตอร์นั้นการใช้หลักการเฉลี่ยกับภาพที่ได้จากการสร้างภาพตำแหน่งเดิมๆ ซ้ำๆ หลายครั้งจะทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเพิ่ม แต่อย่างไรก็ยังมีงานวิจัยที่นำหลักการของการเฉลี่ยมาใช้ในการลดสัญญาณรบกวน [18, 20] ด้วยการแบ่งส่วนของไซโนแกรมออกเป็น 2 ส่วนแล้วสร้างภาพใหม่ของแต่ละส่วน นำของภาพที่ได้จากการสร้างภาพใหม่มาเฉลี่ยกันแล้วใช้เทคนิคการกำหนดจุดเปลี่ยนของการแปลงเวฟเลตเพื่อลดสัญญาณรบกวนออกจากภาพ จะเห็นได้ว่าในความเป็นจริงแล้วสามารถนำเอาเทคนิคการเฉลี่ยภาพมาใช้กับเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้โดยการเริ่มต้นที่การแยกไซโนแกรมออกเป็นหลายๆ ส่วน เพื่อสร้างภาพใหม่ให้ได้หลายภาพๆ แล้วนำภาพที่ถูกสร้างขึ้นใหม่มาเฉลี่ยเพื่อลดสัญญาณรบกวน แต่ทั้งนี้การแยกส่วนไซโนแกรมแล้วสร้างภาพใหม่นั้นต้องคำนึงถึงเรื่องของคุณภาพของภาพที่จะเกิดขึ้นด้วย

2.7 เทคนิคการลดสัญญาณรบกวนสำหรับงานวิจัยครั้งนี้

จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการลดสัญญาณรบกวนบนภาพที่คุณภาพต่ำ พบว่าวิธีที่ใช้ส่วนใหญ่ทำบนภาพที่ได้จากการเก็บข้อมูล 1 ครั้งแล้วสร้างภาพใหม่ได้ 1 ภาพ โดยนำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ใหม่มาประเมินถึงสัญญาณรบกวนที่อยู่บนภาพแล้วใช้เทคนิคต่างๆ ลดสัญญาณรบกวนดังกล่าว แต่ยังมีบางวิธีที่ทำบนภาพ หรือ หลายๆ ภาพ [18, 19, 20] แล้วนำภาพเหล่านั้นมาประเมินสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้น Borsdor [20] ได้นำเทคนิคการแปลงเวฟเลตมาลดสัญญาณรบกวนบนภาพ โดยการเริ่มต้นที่การสร้างภาพใหม่ด้วยวิธีการแยกไซโนแกรมออกเป็น 2 ส่วน (ลำดับการฉายภาพที่เป็นคี่ และลำดับการฉายภาพที่เป็นคู่) เพื่อให้ได้ภาพใหม่ 2 ภาพจากการเก็บข้อมูลครั้งเดียวกัน จาก 2 ภาพที่ได้โครงสร้างของภาพจะเหมือนกันแต่สัญญาณรบกวนในภาพต่างกัน

งานวิจัยครั้งนี้จะเอาข้อดีของการลดสัญญาณรบกวนด้วยวิธีการเฉลี่ยภาพมาใช้เพื่อพัฒนาคุณภาพของภาพ คือ ลดสัญญาณรบกวนในภาพและยังคงรายละเอียดสำคัญของภาพไว้ ภาพที่จะนำมาเฉลี่ยจะสร้างมาจากการแยกไซโนแกรมออกเป็นส่วนๆ เพื่อให้สร้างภาพใหม่ได้หลายๆภาพ แล้วนำเอามาเฉลี่ย ซึ่งภาพที่ได้จากการเฉลี่ยจะนำมาวิเคราะห์คุณภาพในเชิงปริมาณ โดยในเชิงปริมาณจะใช้ค่า PSNR และ MTF เพื่อประเมินคุณภาพของภาพ



ลิขสิทธิ์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่
Copyright© by Chiang Mai University
All rights reserved