บทที่ 2

ทฤษฎี

2.1 ความเป็นมาของการคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟี

การนำรังสีเอกซ์มาใช้ประโยชน์ทางการแพทย์ ในระยะแรกๆ กระทำเพียงฉายรังสีเอกซ์ไปยังผู้ป่วยเพื่อตรวจดูความผิดปกติของอวัยวะภายใน โดยอาศัยการเกิดภาพเช่นเดียวกับการเกิดเงาดำของร่างกายเมื่อยืนกลางแดด การวินิจฉัยโรคด้วยการพิจารณาจากภาพถ่ายจะมีปัญหาในเรื่อง การซ้อนทับกันของเงาของอวัยวะใน 3 มิติบนฟิล์ม 2 มิติ ทำให้ภาพดูยุ่งเหยิงยากต่อการวินิจฉัย ภาพถ่ายรังสีเอกซ์ทั่วไปไม่สามารถแยกความแตกต่างของซอฟท์ทิชชู(soft tissue) เช่น ไม่สามารถบอกความแตกต่างระหว่างตับ (liver) กับตับอ่อน (pancrease)ได้ และเทคนิคการถ่ายภาพรังสีเอกซ์ทั่วๆ ไปไม่สามารถบอกความหนาแน่นที่ต่างกันของสารที่เป็นองค์ประกอบของโครงสร้างภายในร่างกาย เพราะภาพเหล่านี้เป็นเพียงการบันทึกการดูดกลืนโดยเฉลี่ย ของเนื้อเยื่อต่าง ๆ ที่รังสีเอกซ์ทะลุทะลวงผ่านออกมา

ในปี ค.ศ 1922 นายแพทย์ชาวฝรั่งเศสชื่อ โบเคจ (Bocage) ได้เสนอเทคนิคการถ่ายภาพที่เรียกว่า โทโมกราฟี (tomography) ซึ่งเป็นเทคนิคที่ทำให้ได้ภาพของโครงสร้างภายในร่างกายชัดเจนเพียงระนาบใดระนาบหนึ่งเท่านั้น แต่ขณะเดียวกันระนาบอื่นๆ ก็ปรากฏซ้อนทับออกมาด้วยในลักษณะที่ไม่คมชัดนัก เทคนิคนี้จึงแก้ปัญหาที่เกี่ยวกับการซ้อนกันของเงาของอวัยวะใน 3 มิติบนฟิล์ม 2 มิติได้ หลายสิบปีต่อมามีการตั้งข้อสังเกตว่าถ้ายิงรังสีเอกซ์ลำเล็กๆ ผ่านผู้ป่วยทะลุผ่านไปยังหัววัดรังสี แล้วกวาดทั้งระบบไปในระนาบหนึ่งของผู้ป่วยที่ต้องการตรวจ และกระทำซ้ำกันโดยบิดมุมของระบบไป ข้อมูลความเข้มของรังสีเอกซ์ที่บันทึกโดยหัววัดน่าจะสามารถนำไปใช้ศึกษาการจำแนกของสัมประสิทธิ์การลดลง (distribution of attenuation coefficients) ภายในระนาบนั้นได้ นั้นคือเราสามารถสร้างภาพของระนาบที่สนใจได้เพราะความหนาแน่นของเนื้อเยื่อมีความสัมพันธ์กับสัมประสิทธิ์การลดลง

ในปี ค.ศ 1972 จี. เอ็น. เฮานสฟิลด์ (G. N. Hounsfield) บริษัท อีเอ็มไอ (EMI)ประเทศอังกฤษประสบความสำเร็จในการสร้างเครื่องมือวินิจฉัยโรคด้วยรังสีเอกซ์ ที่มีประสิทธิภาพสูงมาก

เรียกว่า อีเอ็มไอเฮดสแกนเนอร์ (EMI Head Scanner) เพราะออกแบบเพื่อการถ่ายภาพตัดขวางของศีรษะเท่านั้น โดยแนวคิดที่ว่าเทคนิคทางคณิตศาสตร์น่าจะนำมาใช้คำนวณสร้างภาพในร่างการผู้ป่วยได้ โดยใช้ข้อมูลความเข้มของรังสีที่วัดได้จากการเคลื่อนที่ทะลุผ่านร่างกายออกมา ดังนั้นเขาจึงเริ่มคิดคำนวณทางทฤษฎีอย่างระเอียดรอบคอบ โดยคำนึงถึงอันตรายจากรังสีที่จะเกิดขึ้นต่อผู้ป่วยและความถูกต้องของภาพที่สร้างขึ้น เขาตัดสินใจเริ่มทำการทดลองใช้รังสีแกมมาที่ได้จากอะเมอริเซียม (Americium) ยิงผ่านแฟนตอม (phantom) และมีหัววัดแบบผลึก (crystal detector) เป็นตัววัดรังสีแกมมาที่ทะลุผ่านออกมาข้อมูลความเข้มของรังสีแกมมาที่ทะลุผ่านออกมาทั้งหมดถูกบันทึกลงบนเทปกระดาษ (paper tape) แล้วนำไปคำนวณสร้างภาพด้วยคอมพิวเตอร์ การทดลองขั้นตอนนี้กระทำหลายครั้งสรุปได้ว่า ในการเก็บข้อมูลความเข้มรังสีแกมมาเพื่อให้พอสำหรับการคำนวณสร้างภาพชิ้นบางๆ 1 ภาพกินเวลา 9 วัน และในการคำนวณสร้างภาพ 1 ภาพด้วยคอมพิวเตอร์ใช้เวลา 2 ชั่วโมง 30 นาที จะเห็นว่าในการเก็บข้อมูลเพื่อการคำนวณสร้างภาพ 1 ภาพ กินเวลานานเพราะรังสีแกมมาที่ได้จากอะเมอริเซียมมีความเข้มต่ำเกินไป เฮานสฟิลด์จึงเปลี่ยนมาใช้รังสีเอกซ์ที่ได้จากหลอดรังสีเอกซ์แทน ทำให้สามารถใช้เวลาในการเก็บข้อมูลความเข้มเพียง 9 ชั่วโมง โดยใช้สมองมนุษย์ดองเป็นวัตถุทดลอง แล้วภาพของสมองมนุษย์ภาพแรกก็ปรากฏให้เห็นได้จากเครื่องคอมพิวเตอร์ หลังจากงานขั้นทดสอบในห้องปฏิบัติการประสพความสำเร็จแล้ว เฮานสฟิลด์ได้สร้างเครื่องมือที่มีความซับซ้อนมากขึ้นและสามารถใช้กับมนุษย์มีชีวิตอยู่ได้อย่างปลอดภัย เครื่องมือนี้ได้ลองใช้กับผู้ป่วยสุภาพสตรีเป็นครั้งแรกได้ภาพชิ้นบางๆ ของศีรษะสุภาพสตรีท่านนั้น ซึ่งถูกสร้างขึ้นด้วยคอมพิวเตอร์แสดงให้เห็นชัดว่ามีก้อนกลมสีดำอยู่ในเนื้อสมอง หลังจากที่เฮานสฟิลด์ใช้เวลา 1 ปี 6 เดือนในการเก็บข้อมูลทางเทคนิค เขาได้นำผลงานทั้งหมดไปแสดงในการประชุมวิชาการประจำปีของ British Institute of Radiology ที่จัดขึ้นในเดือนเมษายน ค. ศ 1972 ปรากฏว่าได้รับความสนใจอย่างสูงจากนักวิชาการและผู้ที่ทำงานเกี่ยวข้องกับรังสี

2.2 ทฤษฎีการคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟี

จากแนวความคิดเรื่องสัมประสิทธิ์การลดลงของความเข้มของลำรังสีในวัตถุต่างชนิดกันในแนวระนาบใดระนาบหนึ่งสามารถหาได้โดยวัดลำรังสีในทิศทางต่างๆ ที่มันเคลื่อนทะลุผ่านระนาบของวัตถุที่เราสนใจ แล้วนำไปวิเคราะห์สร้างภาพจากความสัมพันธ์ของความเข้มรังสีและทิศทางของรังสีจากข้อมูลหลายชุดด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์ขั้นสูงซึ่งมีอยู่หลายวิธีได้แก่ วิธีแบคโปรเจกชัน

(Back-Projection) วิธีอิทเทอเรชัน(Iteration) และวิธีคอนโวลูชันฟิลเตอร์แบคโปรเจกชัน(Convolution Filter Back-Projection) เป็นต้น สำหรับในวิทยานิพนธ์นี้เลือกใช้วิธี การคำนวณสร้างภาพ (reconstruction) แบบคอนโวลูชันฟิลเตอร์แบคโปรเจกชันซึ่งจะได้กล่าวต่อไป

2.2.1 สัมประสิทธิ์การลดลงของรังสี

รังสีเอกซ์เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่สูงสามารถทะลุผ่านวัตถุที่มีความหนาแน่นสูงได้ ในขณะที่เคลื่อนที่ผ่านเข้าในตัวกลางใดก็ตามจะเกิดอันตรกิริยา (interaction) กับตัวกลางนั้น เช่น ปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กตริก (photoelectric effect) ปรากฏการณ์คอมพ์ตัน (compton effect) และปรากฏการณ์แพร์โปรดักชัน (pair production) เป็นต้น ปรากฏการณ์ต่าง ๆ เหล่านี้ มีผลทำให้รังสีที่เดินทางผ่านตัวกลางนั้นๆ ออกมามีความเข้มลดลง

สมมติมีตัวกลางหรือวัตถุที่ประกอบด้วยเนื้อเดียวกันตลอด มีความหนา x cm ฉายรังสีที่มีความเข้ม I_0 ผ่านเข้าไปในตัวกลางนี้เมื่อรังสีทะลุออกมาปรากฏว่ามีความเข้มลดลงเป็น I ซึ่งมีหน่วยเป็น photons/cm^2-sec แสดงดังรูป 2.1(ก) ถ้ารังสีมีพลังงานค่าเดียว (monochromatic x-ray) กรณีนี้สามารถแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง I_0, I และ x ได้ดังสมการที่ 2.1

$$I = I_0 e^{-ux} \qquad (2.1)$$

เมื่อ u คือ สัมประสิทธิ์การลดลงของรังสี มีหน่วยเป็น cm^{-1} จากสมการ (2-1) จะเห็นว่ารังสีที่เคลื่อนที่ผ่านตัวกลางออกมาแล้วจะมีความเข้มลดลงโดยขึ้นกับความหนาและคุณสมบัติของตัวกลางนั้น ซึ่งแสดงการลดลงในเทอม e^{-ux}

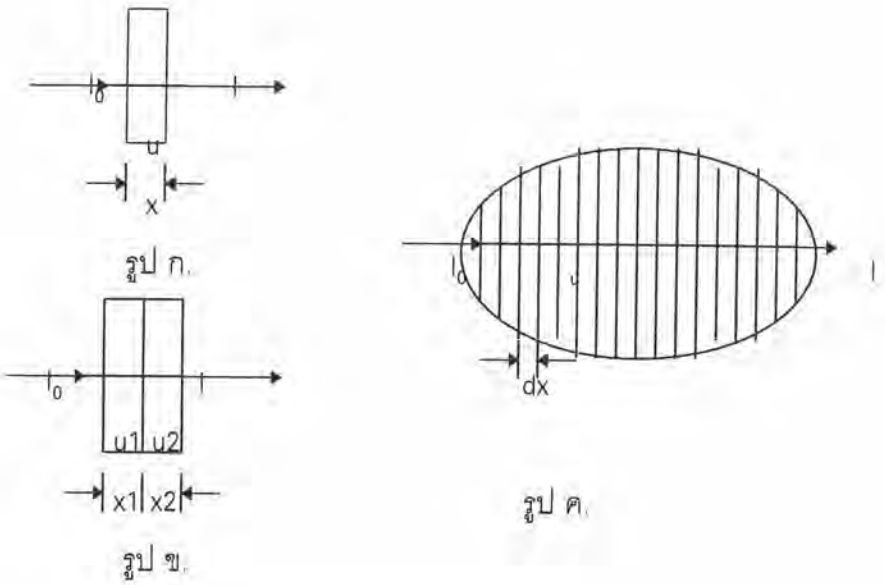
กรณีที่ตัวกลางประกอบด้วยสารสองชนิดหนา x1 และ x2 ตามลำดับ และมีค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของรังสีของตัวกลางทั้งสองเป็น u1 และ u2 ตามลำดับ ดังรูป 2.1 (ข) จะได้ดังสมการที่ 2.2

$$I = I_0 e^{-u1x1-u2x2} \qquad (2.2)$$

ตามปกติวัตถุที่ใช้เป็นตัวกลางจะมีสารหลายชนิดประกอบกัน ในการคำนวณการดูดกลืนรังสีจำเป็นต้องแบ่งตัวกลางออกเป็นแถบเล็ก ๆ ขนาดความหนา dx เท่ากันจำนวนมากดังรูป

2.1(ค) ความหนาของแถบเล็ก ๆ นั้นเล็กจนกระทั่งสามารถคิดได้ว่าในแถบเล็ก ๆ นั้นประกอบด้วยสารเนื้อเดียวตลอด กรณีนี้ ความสัมพันธ์ระหว่าง I, I_0 , u และความหนาของตัวกลางจะเป็นไปตามสมการที่ 2.3

$$I = I_0 \exp [\int -u \, dx] \qquad (2.3)$$



รูป ก.

รูป ข.

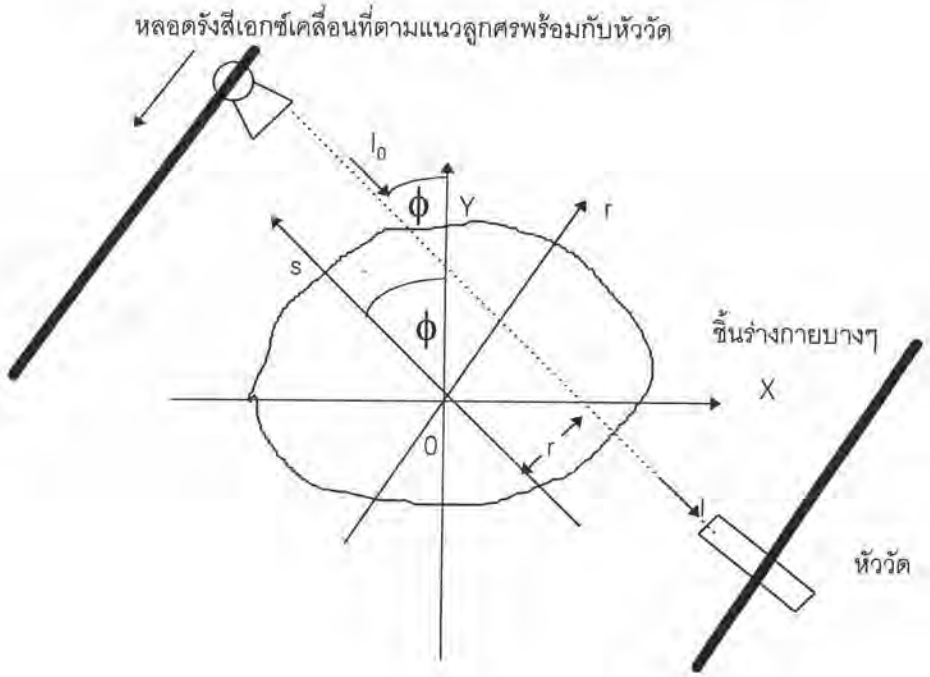
รูป ค.

รูปที่ 2.1 แสดงเรขาคณิตของลำรังสีที่เดินทางผ่านตัวกลาง 3 แบบ
ก.) ตัวกลางที่มีเนื้อเดียวกันตลอด
ข.) ตัวกลางที่มีเนื้อต่างกัน 2 ชนิด
ค.) ตัวกลางที่มีเนื้อต่างกันหลายชนิด

2.2.2 นิยามของเรย์ซัม (Ray-Sum)

สมการที่ (2.3) เป็นสมการที่อธิบายความเข้มของรังสี ที่ผ่านตัวกลางซึ่งประกอบด้วยสารหลายชนิด เทอมที่แสดงการลดลงของรังสีเปลี่ยนจากการรวมกันธรรมดา เช่นสมการ (2.2) มาเป็นการอินทิเกรตตามเส้นทางลำรังสี (line integral) และสมการ (2.3) นี้จะยังคงเป็นจริง

เฉพาะเมื่อรังสีมีพลังงานค่าเดียวเท่านั้น ในทฤษฎีการคำนวณสร้างภาพสมการ (2.3) จะมีบทบาทสำคัญ ดังนั้นเพื่อความสะดวกจะกำหนดโคออร์ดิเนต (coordinate) ขึ้น ดังรูป 2.2



รูปที่ 2.2 แสดงเรขาคณิตของรังสีที่เดินทางผ่านวัตถุชิ้นบางๆ ทุกๆ จุดบนระนาบอธิบายด้วย (x,y)

สมมติหั่นชิ้นวัตถุออกเป็นชิ้นบางๆ แล้วยกมาติดไว้กับกระดาษดังรูป 2.2 ทุกจุดบนระนาบนี้อธิบายด้วยโคออร์ดิเนต (x,y) รังสีลำแคบพุ่งออกจากต้นกำเนิดรังสีทำมุม ϕ กับแกน Y เพื่อความสะดวก รังสีลำแคบจะอธิบายด้วยโคออร์ดิเนต (r,s) และลำรังสีแต่ละลำอธิบายโดยโคออร์ดิเนต (r, ϕ) ในระบบโคออดิเนตที่กำลังพิจารณานี้ เฉพาะรังสีลำแคบหนึ่งๆ ดังสมการที่ (2.4) อธิบายความเข้มที่ทะลุผ่านออกมาจะคล้ายกับสมการ (2.3) ดังนี้

$$I = I_0 \exp \left[- \int_{r,\phi} u(x,y)ds \right] \qquad (2.4)$$

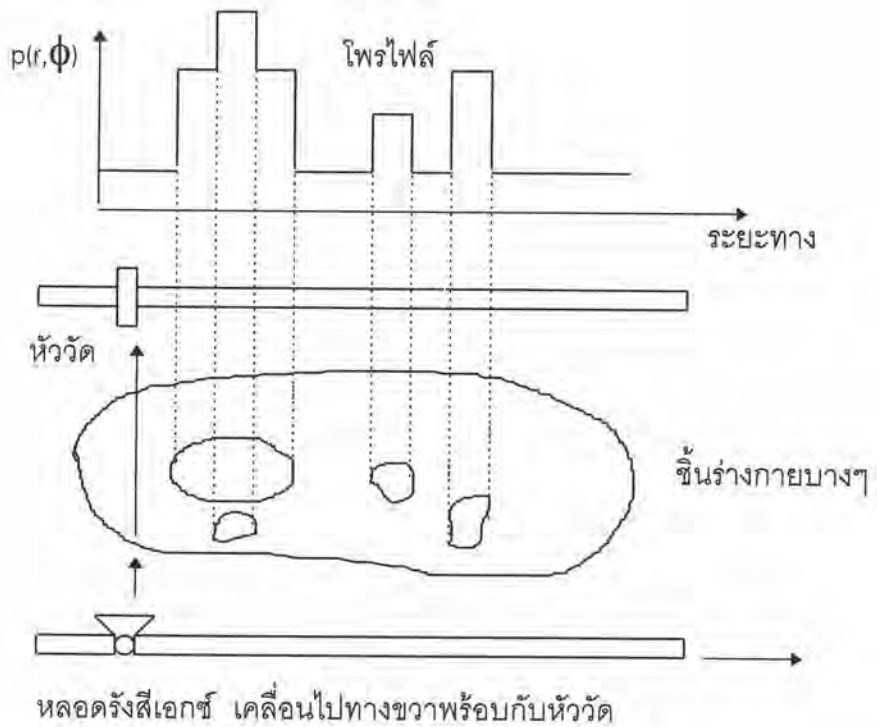
โดยที่เทอมในวงเล็บหมายถึง การอินทิเกรตตามเส้นทางที่ถูกกำหนดด้วยโคออร์ดิเนต (r,s) สำหรับมุม ϕ ใด ๆ มุมหนึ่งเท่านั้น สมการ (2.4) สามารถเขียนอีกรูปหนึ่งได้ดังสมการ (2.5)

$$p(r, \phi) = -\ln (I/I_0) = \int_{r,\phi} u(x,y)ds \qquad (2.5)$$

เทอม $p(r,\phi)$ เป็นเทอมที่กำหนดขึ้นมีชื่อเรียกว่า เรย์ซัม หรือ เรย์โปรเจกชัน นิยามว่า เป็นการอินทิเกรต $u(x,y)$ ตามเส้นทางของรังสีลำแคบที่มีโคออร์ดิเนต (r,ϕ) เป็นค่าที่สามารถวัดได้จากการทดลอง

ที่มุม ϕ ใด ๆ การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรง (translation) หมายถึง การเปลี่ยนค่า r จะได้เซท (set) ที่สมบูรณ์ของเรย์ซัม สำหรับมุม ϕ นั้น เซทดังกล่าวนี้เรียกว่า โพรไฟล์ (profile) หรือ โปรเจกชัน (projection) ดูรูป 2.3 ประกอบ ความสัมพันธ์ระหว่างโคออร์ดิเนต (x,y) และ (r, ϕ) เป็นตามสมการที่ (2.6)

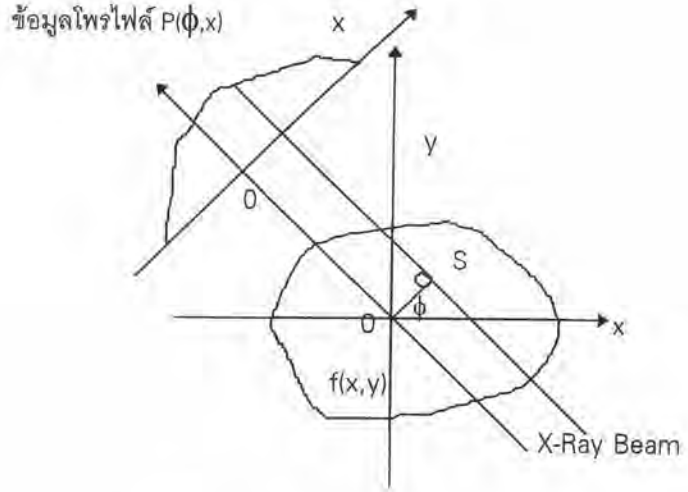
$$r = x\cos\phi + y\sin\phi \qquad (2.6)$$



รูปที่ 2.3 การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงของรังสีเอกซ์ลำแคบตัดผ่านในระนาบของวัตถุที่มุม ϕ ใดๆ หัววัดจะบันทึกข้อมูลไว้ 1 โพรไฟล์

2.2.3 การคำนวณสร้างภาพแบบคอนโวลูชัน ฟิลเตอร์ แบคโปรเจกชัน

จากที่กล่าวมาข้างต้น การคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟีจึงเริ่มจากสมการการลดทอนของรังสีเอกซ์ที่มีต่อวัตถุตัวกลาง ซึ่งสัมประสิทธิ์การลดทอนของรังสีเอกซ์นั้นสามารถคำนวณได้ด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์ชั้นสูงโดยพิจารณารูปที่ 2.4 ประกอบดังต่อไปนี้



รูปที่ 2.4 แผนภาพการเก็บข้อมูลโพรไฟล์

หลักการสร้างภาพโทโมกราฟีนั้นพิจารณาจากคุณสมบัติการทะลุผ่านของรังสีเอกซ์ต่อวัตถุ โดยสามารถหมุนรอบตัวเองได้ด้วยมุมน้อย ๆ ภาพถ่ายรังสีของวัตถุแต่ละครั้งต่อการหมุนไปด้วยหมุนน้อย ๆ นี้ หมายถึง ภาพถ่ายรังสีเอกซ์ของวัตถุที่หมุนต่าง ๆ กันโดยรอบวัตถุ ข้อมูลความดำที่อ่านได้โดยเครื่องอ่านความดำบนฟิล์มเอกซเรย์ของแต่ละภาพ เรียกว่า "ข้อมูลโพรไฟล์ (profile data)"หรือ "ข้อมูลโปรเจกชัน (projection data)" รูปที่ 2.4 แสดงหลักการของการเก็บข้อมูลโพรไฟล์ โดยการกำหนดให้วัตถุวางบนระนาบ (x,y) และมีจุด 0 เป็นจุดหมุน แนวแกนของวัตถุหมุนทำมุมกับแนวแกน X รังสีเอกซ์ลำขนานออกจากต้นกำเนิดรังสีตัดผ่านวัตถุถึงแผ่นฟิล์มด้วยระยะทาง S จากรูปที่ 2.4 กำหนดให้ I_0 และ I เป็นความเข้มของรังสีเอกซ์ก่อนและหลังทะลุผ่านวัตถุ ตามลำดับ ซึ่งการลดลงของความเข้มรังสีเอกซ์เป็นไปตามสมการที่ 2.7 ดังต่อไปนี้

$$I = I_0 \exp\left[- \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y)\, ds \right] \qquad (2.7)$$

โดยฟังก์ชัน f(x,y) คือ สัมประสิทธิ์การลดทอน (attenuation coefficint) ของรังสีเอกซ์ที่พลังงานนั้นต่อวัตถุ ณ ตำแหน่งต่าง ๆ บนระนาบ (x,y) และจากสมการที่ 2.7 สามารถจัดรูปสมการใหม่ได้เป็นสมการที่ 2.8 ดังต่อไปนี้

$$P(\phi,X) = \ln\left[\frac{I}{I_0}\right] = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y)\, ds \qquad (2.8)$$

ในที่นี้ $P(\phi,X)$ คือ ข้อมูลโพรไฟล์ที่มุม ϕ ใด ๆ ซึ่งข้อมูลแต่ละจุดบนแนวแกน X ของวัตถุที่เกิดจากลำรังสีเอกซ์แต่ละเส้นตัดผ่านเรียกว่า "เรย์ซัม (ray-sum)"

ข้อมูลโพรไฟล์ที่ได้จากการอ่านความดำบนแผ่นฟิล์มนั้น ยังไม่สามารถนำไปเป็นข้อมูลที่จะใช้ในการคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟี จึงต้องมีการปรับแก้ค่าใหม่ (data correction) ทั้งนี้เพื่อให้ได้ข้อมูลโพรไฟล์ที่มีความสัมพันธ์กับสัมประสิทธิ์การลดทอนของรังสีเอกซ์ต่อวัตถุอย่างแท้จริง โดยการปรับแก้ค่าจากความแรงรังสีพื้นฐาน (background , B) ดังสมการที่ 2.9

$$P'(\phi,X) = \ln\left[\frac{I_0 - B}{I - B}\right] \qquad (2.9)$$

เมื่อประยุกต์ทฤษฎีของการแปลงฟูรีเยร์ (Fourier Transform) และการคอนโวลูชัน (convolution) จากสมการที่ 2.8 และ 2.9 จึงเขียนรูปสมการใหม่ได้เป็นสมการที่ 2.10 ดังต่อไปนี้

$$f(x,y) = 1/\pi \int_{o}^{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} P'(\phi,X) \circledcirc H(X-X')\, dX'\, d\phi \qquad (2.10)$$

โดยฟังก์ชัน H(X) คือฟิลเตอร์ฟังก์ชัน (filter function) ในที่นี้เลือกใช้ฟิลเตอร์ฟังก์ชันของ Shepp & Logan ตามสมการที่ 2.11 หรือฟิลเตอร์ฟังก์ชันของ Ram-Lak ตามสมการที่ 2.12 วิธีการคำนวณแบบนี้เรียกว่า "คอนโวลูชัน ฟิลเตอร์ แบคโปรเจกชัน" (convolution filter backprojection)

$$\text{Shepp \& Logan ; } h(m) = \frac{2}{\pi^2 d(1-4m^2)} \qquad (2.11)$$

$$\text{Ram-Lak ; } \hat{h}_{RL}(m) = \frac{1}{4d} \quad \text{เมื่อ } m = 0 \qquad (2.12)$$

$$\text{Ram-Lak ; } \hat{h}_{RL}(m) = \frac{-\sin^2(\pi m/2)}{\pi^2 m^2 d} \quad \text{เมื่อ } m \neq 0$$

2.2.4 วิธีการแบคโปรเจกชัน (Back-Projection)

ได้กล่าวแล้วว่าการที่รังสีเอกซ์ลำแคบเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงไปในระนาบของตัวกลางใดๆ 1 ครั้งจะได้ 1 โพรไฟล์ ซึ่งประกอบด้วยเรย์ซัม หรือ p (r,ϕ)จำนวนหนึ่ง เช่นในรูป 2.2 และ 2.3 เป็นต้น ถ้าบิดแนวรังสีเอกซ์ไปจากแนวเดิมทีละ 1 องศา จนครบ 180 องศา โดยที่แต่ละองศาให้รังสีเอกซ์ลำแคบเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงผลลัพธ์จะได้ 180 โพรไฟล์ ซึ่งเป็นข้อมูลสำหรับนำไปคำนวณสร้างภาพ

การคำนวณสร้างภาพตามวิธีการนี้ไม่ได้คำนวณการจำแนกของสัมประสิทธิ์การลดลงในระนาบที่สนใจอย่างที่กล่าวไว้ตอนต้น แต่เป็นการคำนวณการจำแนกของ u ในสมการ 2.13 แทน

$$u\ (x,y) = \sum_{j=1}^{m} p(r_j ,\ \phi j)\ \Delta\phi \qquad (2.13)$$

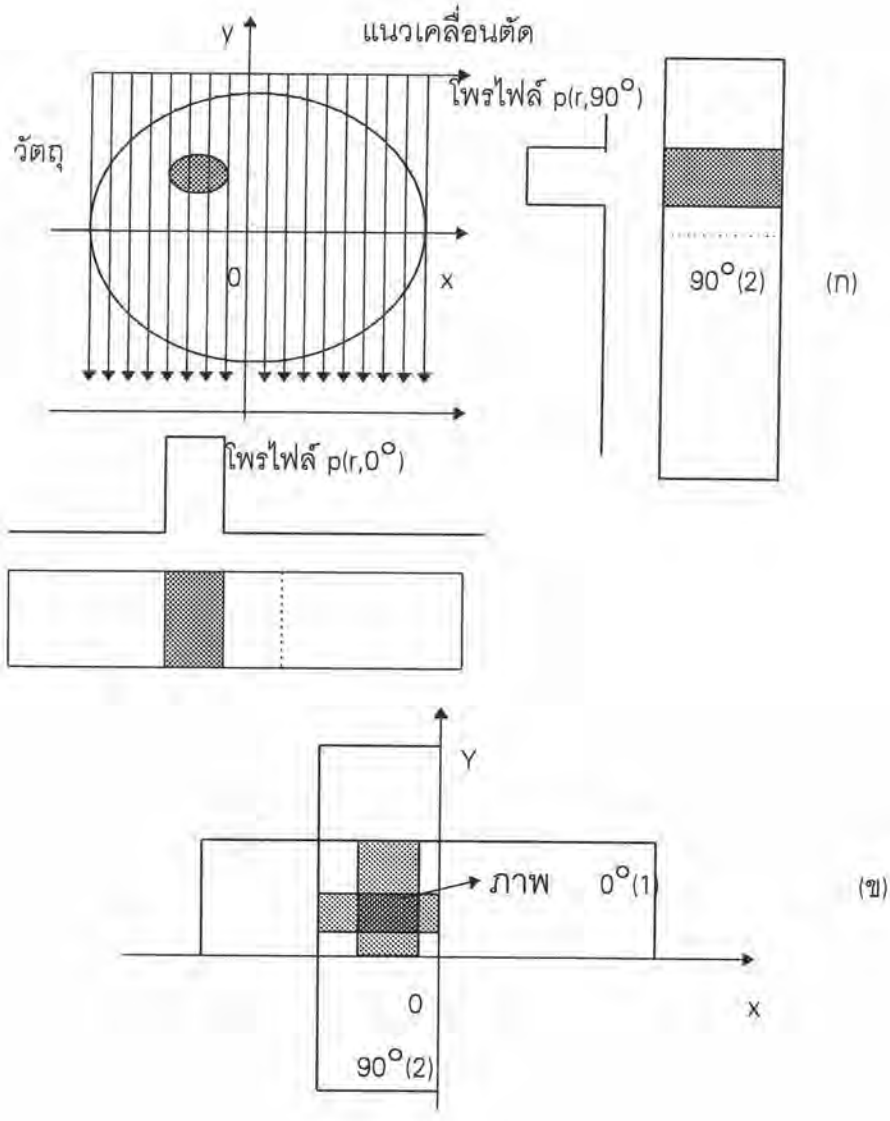
$$\text{เมื่อ } r_j = x \cos \phi_j + y \sin \phi_j \qquad (2.14)$$

ในสมการ (2.13) ตัวแปร m คือ จำนวนโพรไฟล์ทั้งหมด ϕj คือ มุมของโพรไฟล์ที่ j เรียกว่า ระยะห่างเชิงมุม (angular distance) ระหว่างไพรไฟล์ มีค่าเท่ากับ π /m สัญลักษณ์ u(x,y) ไม่ใช่ค่าสัมประสิทธิ์การลดลงของตัวกลางจริงๆ แต่การพิจารณาการจำแนกของมันบนระนาบ XY ที่กำหนดขึ้น จะสามารถจำลองภาพขึ้นได้เหมือนจริงมาก

เพื่อความเข้าใจที่ชัดเจนขึ้นจะพิจารณารูป 2.5 (ก) สมมติว่าการเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงครั้งแรกมุม ϕ =0 จะได้โพรไฟล์ 1 ชุด หรือได้ p(r,0) การเคลื่อนที่ตัดในแนวเส้นตรงครั้งที่สองมุม ϕ=90 จะได้โพรไฟล์อีก 1 ชุด หรือได้ p(r,90) เมื่อนำโพรไฟล์ทั้งสองมาซ้อนทับกันอย่างเหมาะสมดังรูป 2.5 (ข) จะเห็นว่า ตรงตำแหน่งที่สอดคล้องกับตำแหน่งของวัตถุ P(r,0) และ P(r,90) ที่มีค่าสูงมากจะรวมกันหรือเสริมกัน ทำให้เห็นเด่นเป็นภาพของวัตถุขึ้น แนวความคิดแบบนี้จึงเกิดเป็นสมการ (2.13) ซึ่งนำเอา p(r, ϕ) ที่มี r และ ϕ ที่เหมาะสมมารวมกันตรงตำแหน่ง (x,y) ใดๆ ในระนาบ XY ที่จะสร้างภาพ

ข้อมูลที่หัววัดบันทึกไว้แต่ละเรย์ซัมไม่ได้นำไปรวมกันเฉพาะตรงจุดที่มีความหนาแน่นสูงเท่านั้นแต่จะนำไปรวมกันบนทุกๆ จุดตามเส้นทางของลำรังสี ทำให้ภาพที่สร้างขึ้นไม่คมชัดเท่าที่

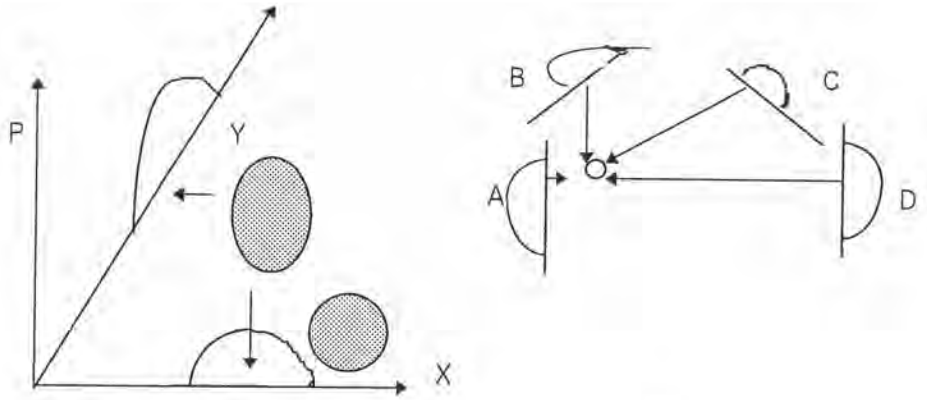
ควร โดยตรงขอบภาพจะเห็นเป็นแฉกรูปดาว เรียกว่า อาร์ทิแฟกต์รูปดาว (star artifact) ตามรูป 2.6 จะเห็นได้ชัดเจนขึ้นว่าจุดที่อยู่นอกภาพของวัตถุ จะมีความหนาแน่นสูงซึ่งได้รับอิทธิพลโดยตรงจากโพรไฟล์ A และ D



2.5 แสดงการเกิดภาพตามวิธีการแบคโปรเจกชัน

ก.) โพรไฟล์ของวัตถุที่บันทึกได้ในสองทิศทางคือ 0 (1) และ 90 (2) วัดเทียบกับแกน Y

ข.) โพรไฟล์ในรูป ก. นำมาซ้อนกันอย่างเหมาะสมเพื่อสร้างภาพ



รูป 2.6 ก.โพรไฟล์ของวัตถุรูปวงกลมในสองทิศทาง

ข.โพรไฟล์ A และ D มีส่วนทำให้ความหนาแน่นของจุดที่อยู่นอกภาพของวัตถุมีค่าสูงขึ้น เป็นสาเหตุทำให้เกิดความไม่คมชัด

2.3 ส่วนประกอบของ CT

2.3.1 ชุดเก็บข้อมูลโพรไฟล์

โดยทั่วไปการคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟีนั้น ใช้หลักการทะลุผ่านของรังสีต่อวัตถุตัวอย่างซึ่งเมื่อเก็บข้อมูลจากวิธีการต่างๆ แล้วนำข้อมูลเหล่านั้นมาประมวลผลด้วยวิธีการคำนวณทางคณิตศาสตร์ขั้นสูงและแสดงผลเป็นภาพในลักษณะของภาพตัดขวาง ในขั้นแรกจะกล่าวถึงเทคนิคการเก็บข้อมูลโพรไฟล์เพื่อใช้ในการคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟีซึ่งสามารถจำแนกวิธีการเป็น 3 วิธี ได้แก่

2.3.1.1 วิธีสแกนแบบรังสีลำแคบ (narrow beam)

ลักษณะการทำงานของวิธีสแกนแบบรังสีลำแคบนี้ คือการใช้ลำรังสีที่พุ่งออกจากแหล่งกำเนิดรังสีซึ่งจำกัดขนาดให้เป็นลำแคบ ทะลุผ่านวัตถุแล้วตกกระทบหัววัดรังสีซึ่งอยู่ด้านตรงข้ามและจำกัดขนาดลำรังสีเช่นกัน การสแกนด้วยวิธีนี้กำหนดให้วัตถุเคลื่อนที่ผ่านลำรังสีไปจนสุดขอบของวัตถุ จากนั้นหมุนวัตถุไปด้วยมุมน้อยๆ จึงสแกนย้อนกลับมาที่จุดเดิม ระยะห่าง

ของแต่ละจุดที่สแกนเป็นเส้นตรงขณะทำการวัดรังสี กำหนดให้ห่างกันเท่ากับขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางของรังสีลำแคบนั้นๆ เรียกปริมาณรังสีแต่ละจุดว่า "เรย์ซัม" การสแกนผ่านวัตถุต่อการหมุนของวัตถุด้วยมุมน้อยๆ นั้น ประกอบไปด้วยหลายๆ เรย์ซัม เรียกว่า "โพรไฟล์" การสแกนเก็บข้อมูลโพรไฟล์นั้นจะต้องกำหนดให้วัตถุหมุนจากมุม 0-180 องศา เป็นอย่างน้อย

2.3.1.2 วิธีสแกนแบบลำรังสีรูปพัด (fan beam)

เนื่องจากวิธีสแกนแบบรังสีลำแคบ ใช้เวลาในการเก็บข้อมูลค่อนข้างนานมาก จึงได้มีการพัฒนาวิธีสแกนแบบลำรังสีรูปพัดขึ้นมา เพื่อลดเวลาในการเก็บข้อมูลโพรไฟล์ให้น้อยลง โดยใช้ลำรังสีเป็นรูปพัด และหัววัดรังสีเป็นแบบแถว (linear detector array) หลักการทำงานจะคล้ายๆ กับวิธีแรก แตกต่างกันตรงที่เมื่อวัตถุหมุนไปแต่ละครั้งจะสามารถเก็บข้อมูลโพรไฟล์ได้เลย จึงเป็นผลให้วิธีนี้ใช้เวลาน้อยลง ส่วนในการออกแบบสร้างเป็นระบบเก็บข้อมูลด้วยวิธีนี้ สามารถออกแบบให้วัตถุตัวอย่างหมุนรอบตัวเพียงอย่างเดียว โดยต้นกำเนิดรังสีและหัววัดรังสียึดอยู่กับที่ และในทางกลับกันก็สามารถออกแบบให้วัตถุตัวอย่างยึดอยู่กับที่ แต่ต้นกำเนิดรังสีกับหัววัดรังสีหมุนรอบวัตถุ

2.3.1.3 วิธีสแกนแบบลำรังสีรูปกรวย (cone beam)

การเก็บข้อมูลด้วยวิธีนี้ เป็นการถ่ายภาพวัตถุซึ่งสามารถทราบรายละเอียดทั้งในแนวแกนนอนกับแกนตั้ง ซึ่งลำรังสีที่ใช้นั้นมีลักษณะเป็นรูปกรวยที่ออกจากต้นกำเนิดรังสี สำหรับส่วนรับข้อมูล หรือหัววัดรังสีนั้นจะมีลักษณะเรียงกันเป็นแถว หลายๆ แถว หรืออาจใช้แผ่นเรืองแสงรับภาพโดยมีกล้องโทรทัศน์จับภาพ และแสดงภาพบนจอมอนิเตอร์ การเก็บข้อมูลโพรไฟล์ด้วยวิธีนี้ ใช้เวลาน้อยที่สุดซึ่งอาจเรียกว่า "ระบบโทรทัศน์ (television system)"

2.3.2 ชุดคำนวณสร้างภาพโทโมกราฟี

2.3.2.1 เครื่องคอมพิวเตอร์

คอมพิวเตอร์เป็นส่วนที่สำคัญมากใน CT เพราะจากทฤฎีการสร้างภาพประกอบด้วยการคำนวณที่ซับซ้อนและต้องใช้ข้อมูลความเข้มของรังสีจำนวนมาก หน้าที่หลักของคอมพิวเตอร์คือ การคำนวณสร้างภาพ เนื่องจากหัววัดรังสีอ่านค่าความเข้มออกมาในรูปของกระแสไฟฟ้าซึ่งเป็นอานาลอก (analogue) จำเป็นต้องเปลี่ยนสัญญาณนี้ให้เป็นดิจิตอล (digital) โดยใช้ตัวแปลงผันอานาลอก/ดิจิตอล (analogue/digital converter) คอมพิวเตอร์จะอ่านข้อมูลตัวเลขเป็นระบบทวิภาค (binary) โดยใช้ 0 กับ 1 เท่านั้น

2.3.2.2 โปรแกรมสำเร็จรูปการคำนวณสร้างภาพ

คือโปรแกรมสำเร็จรูปที่พัฒนาขึ้นจากโปรแกรมภาษาระดับสูงภาษาใดภาษาหนึ่ง ซึ่งคำนวณตามแนวทางของทฤฎีการสร้างภาพเพื่อให้ได้ผลภาพถูกต้องมากที่สุดและเมื่อการคำนวณสิ้นสุดลงก็สามารถส่งข้อมูลไปแสดงผลภาพยังหน่วยแสดงผลของคอมพิวเตอร์ได้ทันที หรือ สามารถบันทึกข้อมูลไว้แสดงผลภาพทีหลังได้

2.4 คุณภาพของภาพ CT

สิ่งที่สำคัญมากสำหรับการนำ CT มาใช้งาน คือคุณภาพของภาพที่สร้างโดย CT หรือเรียกว่าภาพ CT (CT image) จะต้องสูงพอที่จะนำมาแสดงรายละเอียดหรือโครงสร้างภายในของวัตถุ

2.4.1 เลขซีที (CT number)

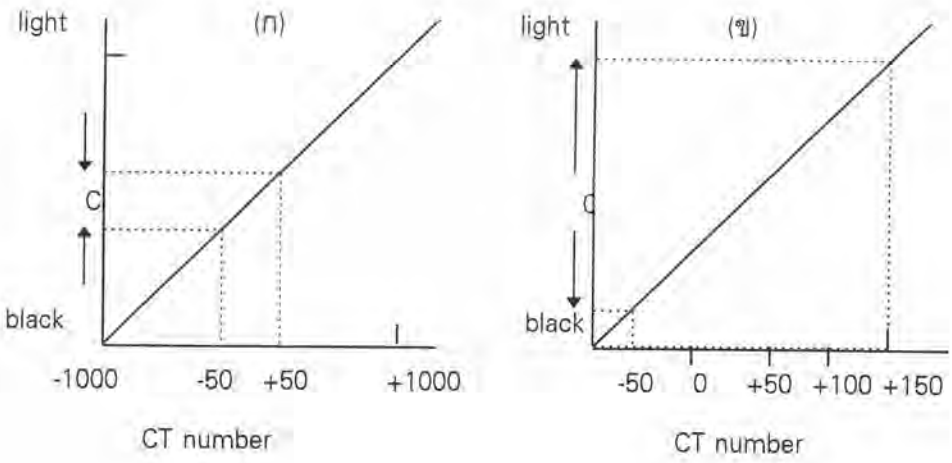
ภาพโทโมกราฟี เป็นภาพที่มีลักษณะเฉพาะต่างไปจากภาพรังสีเอกซ์ทั่วไป เพราะเป็นภาพที่แสดงการจำแนกของสัมประสิทธ์การลดลงของรังสีเอกซ์ในระนาบหนึ่งในแนวภาคตัดขวางตัวผู้ป่วย ในทางปฏิบัติตัวเลขที่ปรากฏตามตำแหน่งต่างๆ หรือความขาวดำที่ปรากฏบนจอ CRT ไม่ใช้ค่าสัมประสิทธ์การลดลงที่แท้จริง แต่เป็นค่าที่เรียกว่า เลขซีที

2.4.2 พิกเซล ว็อกเซล และขนาดเมทริกซ์ (Pixel voxel and matrix size)

การสร้างภาพด้วยการพิจารณาเลขซีทีของตัวกลางในระนาบที่สนใจทำได้โดยนำเลขซีทีมาเรียงกันตามตำแหน่งที่เหมาะสมภาพที่สร้างขึ้นประกอบด้วยเซลล์เล็กๆ ลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมจัตุรัสจำนวนมากเรียงเป็นระเบียบทั้งแนวนอนและแนวตั้ง เมื่อมองในแนวตั้งฉากกับระนาบของภาพแต่ละเซลล์เรียกว่า พิกเซล (pixel มาจากคำว่า picture element) ถ้ามองใน 3 มิติแต่ละเซลล์เรียกว่า วัอกเซล (voxel มาจากคำว่า volume element) ดังนั้นขนาดความหนาของภาพโทโมกราฟี ตรงกับขนาดความหนาของลำรังสีเอกซ์ที่ใช้ ในการแสดงภาพโทโมกราฟีประกอบด้วยพิกเซลจำนวน เท่ากับ pixel x pixel เช่น 111x111 , 231x231 ตัวเลขเหมือนกันคูณกันในลักษณะนี้เป็นตัวบอกขนาดเมทริกซ์

2.4.3 การจัดเซ็นเตอร์และวินโดว์ (Center and window settings)

ภาพ CT มีความแตกต่างอย่างมากจากภาพรังสีเอกซ์ธรรมดา คือสามารถแต่งภาพจนเห็นรายละเอียดที่เราสนใจได้ชัดเจนโดยการเลือกการจัดเซ็นเตอร์ และการจัดวินโดว์ที่เหมาะสม สมมติว่าเลขซีทีมีค่าสูงสุด +1000 เป็นสีขาว ต่ำสุด -1000 เป็นสีดำ การเปลี่ยนแปลงของเลขซีทีแสดงให้เห็นถึงการเปลี่ยนระดับความขาวดำได้บนจอ CRT ซึ่งแสดงได้ประมาณ 16 ถึง 256 ระดับ ดังนั้นถ้าไม่มีการจัดวินโดว์ ก็ต้องนำตัวเลขตั่งแต่ -1000 ถึง +1000 มาจัดระดับความขาวดำ ช่วงข้อมูลที่เราต้องการก็จะแคบรายละเอียดต่างๆ ไม่ชัดเจนเท่ากับการจัดวินโดว์ ดังรูปที่ 2.7



รูปที่ 2.7 ความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับความขาวดำเมื่อ
ก. ไม่มีการจัดวินโดว์
ข. การจัดวินโดว์ = 200 การจัดเซ็นเตอร์ = +50

2.4.4 ปริมาณที่ใช้กำหนดคุณภาพของภาพโทโมกราฟี

รีโซลูชัน (resolution) หมายถึง การบอกถึงความสามารถในการแยกรายละเอียดของภาพโทโมกราฟี โดยภาพวัตถุที่มีขนาดเท่ากับหรือโตกว่าค่ารีโซลูชัน จะสามารถสังเกตเห็นได้ดีกว่าภาพวัตถุที่มีขนาดเล็กกว่าค่ารีโซลูชัน ค่ารีโซลูชันสามารถหาได้โดยการวัดระยะความแตกต่าง