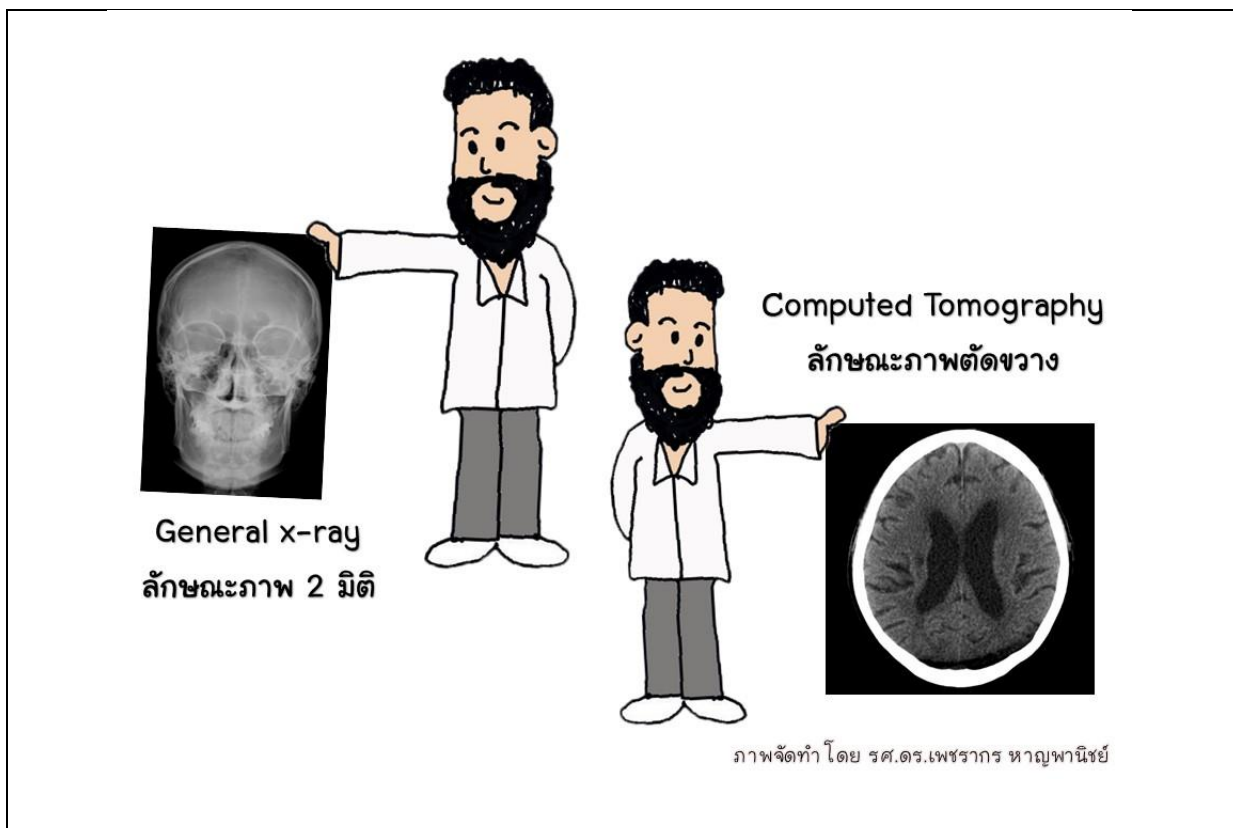


เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

Computed Tomography

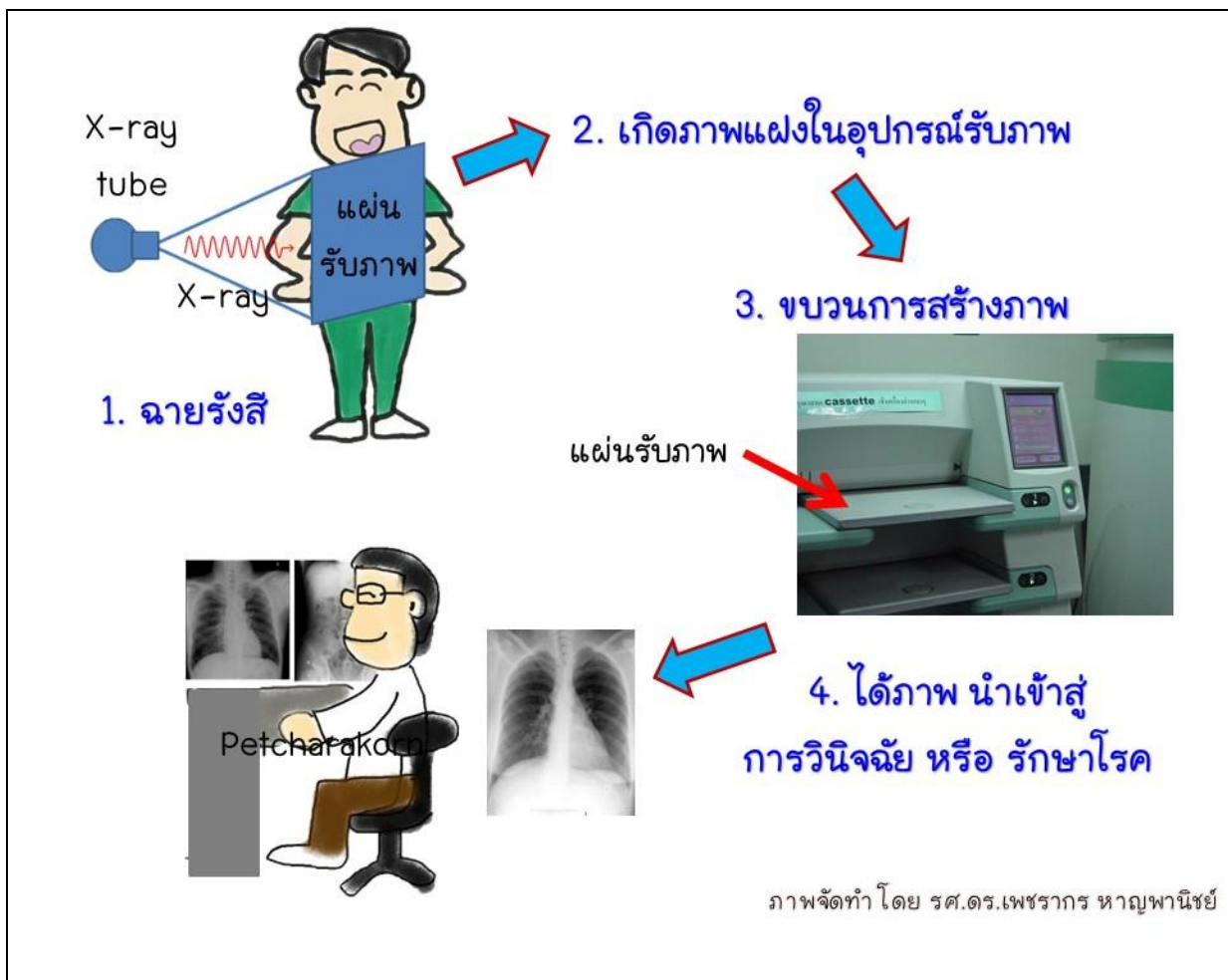
รศ.ดร.เพชรกร หาญพานิชย์

นับตั้งแต่ นักฟิสิกส์ชาวเยอรมัน ชื่อ วิลเฮล์ม คอนราด เรินต์เกน (wilhem conrad roentgen) ได้ค้นพบรังสีเอกซ์ ซึ่งต่อมาได้มีการนำรังสีเอกซ์มาใช้ประโยชน์ในการตรวจวินิจฉัย และรักษาโรคทางการแพทย์ เริ่มต้นจากการถ่ายภาพรังสีทั่วไป (general x-ray) ซึ่งสร้างภาพในลักษณะสองมิติ ต่อมาได้มีการพัฒนาเครื่องสร้างภาพทางการแพทย์ ให้ความทันสมัยและใช้กันอย่างแพร่หลาย ได้แก่ เครื่องสร้างภาพส่วนตัดอาศัยคอมพิวเตอร์ หรือ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computed tomography) หรือ เรียกกันอย่างย่อว่า ซีที (CT) หรือ ซีทีสแกน (CT scan) ที่สามารถสร้างภาพอวัยวะออกมาในลักษณะภาพตัดขวาง (cross section) สามารถสร้างภาพให้เห็นในระนาบต่าง ๆ และแบบสามมิติ



การถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์

มีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจหาสิ่งผิดปกติของอวัยวะนั้น ๆ มักจะ เรียกว่า การถ่ายภาพด้วยรังสีเอกซ์ หรือ เอกซเรย์ (x-ray) หรือ การถ่ายภาพรังสีทั่วไป โดยมีหลักการสร้างภาพ คือ (1) ฉายรังสีเอกซ์จาก หลอดเอกซเรย์ (x-ray tube) ทะลุผ่านตัวผู้ป่วยหรือผู้รับบริการ แล้วรังสีเอกซ์จะตกกระทบกับตัวฟิล์ม (cassette) หรือ แผ่นรับภาพ (imaging plate; IP) หรือ อุปกรณ์รับภาพ (image receptor) จะ ทำให้ (2) เกิดภาพแฝงในอุปกรณ์รับภาพ เมื่อนำอุปกรณ์รับภาพดังกล่าว (3) ไปผ่านขบวนการสร้างภาพ เช่น ขบวนการล้างฟิล์มสำหรับฟิล์ม-สกรีน (film-screen) หรือ ขบวนการสร้างภาพ (image processing) ด้วยระบบคอมพิวเตอร์ จะเป็นการแปลงข้อมูล(ภาพแฝง) ที่เป็นข้อมูลในรูปแบบแอนะล็อก (analog) ให้เป็นข้อมูลดิจิทัล (digital) (4) ทำให้ได้ภาพขึ้นมา ภาพที่ได้มีลักษณะเป็นภาพอวัยวะภายใน ร่างกาย ที่สามารถนำไปใช้ประกอบการตรวจวินิจฉัยและรักษาโรคต่อไป



รังสีเอกซ์ มีคุณสมบัติอย่างหนึ่ง คือ สามารถทะลุทะลวงผ่านตัวกลางหรือเนื้อเยื่อได้ เนื้อเยื่อในร่างกายมีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน เมื่อรังสีเอกซ์ทะลุผ่านเนื้อเยื่อในร่างกายได้แตกต่างกัน จึงทำให้เกิดภาพที่แตกต่างกัน ทางรังสีวิทยา หรือ รังสีเทคนิค เรียก ลักษณะหรือสีของภาพที่มีความแตกต่างกัน ว่า... ความเปรียบต่าง หรือ คอนทราสต์ (contrast) โดยปกติภาพถ่ายด้วยรังสีเอกซ์แสดงเป็นภาพในลักษณะสีขาว-เทา-ดำ ซึ่งลักษณะของสีขาว-เทา-ดำ ที่ปรากฏนั้น จะสอดคล้องกับปริมาณรังสีเอกซ์ที่ทะลุผ่านเนื้อเยื่อ แล้วทำให้เกิดภาพแฝงในอุปกรณ์รับภาพในตำแหน่งหรือในปริมาณที่แตกต่างกัน

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่นน้อย เช่น อากาศ (อยู่ในปอด ในลำไส้ หรือ อยู่นอกร่างกาย) ตัวกลางแบบนี้ รังสีทะลุผ่านไปกระทบอุปกรณ์รับภาพในปริมาณที่มาก (รังสีมีปริมาณ 100% ผ่านได้ 100-90%) ภาพถ่ายตัวกลางแบบนี้จะแสดงภาพออกมาเป็น สีดำ

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่นปานกลาง เช่น กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่อของอวัยวะในร่างกาย ตัวกลางแบบนี้ รังสีทะลุผ่านไปกระทบอุปกรณ์รับภาพในปริมาณปานกลาง (รังสีมีปริมาณ 100% ผ่านได้ 60-80%) ภาพถ่ายตัวกลางแบบนี้จะแสดงภาพออกมาเป็น สีเทา

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่นมาก เช่น กระดูก ตัวกลางแบบนี้ รังสีทะลุผ่านได้และไปกระทบอุปกรณ์รับภาพในปริมาณที่น้อย (รังสีมีปริมาณ 100% ผ่านได้ 20-40%) ภาพถ่ายตัวกลางแบบนี้จะแสดงภาพออกมาเป็น สีขาวจางๆ หรือ สีเทาอ่อนๆ

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่นมากกว่ากระดูก เช่น โลหะ สารตัวกลาง (contrast media) สารทึบรังสี (radiocontrast agent) ซึ่งตัวกลางแบบนี้ รังสีทะลุผ่านได้และไปกระทบอุปกรณ์รับภาพในปริมาณที่น้อยมาก หรือ ทะลุผ่านไม่ได้ (รังสีมีปริมาณ 100% ผ่านได้ 5-10% หรือ อาจไม่สามารถทะลุผ่านได้เลย 0%) ภาพถ่ายตัวกลางแบบนี้จะแสดงภาพออกมาเป็น สีขาว

เนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน แต่... มีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน คล้ายกับชั้นบันได คือ มีความหนาแน่นปานกลาง และ หนาแน่น รังสีเอกซ์สามารถทะลุทะลวงผ่านเนื้อเยื่อทั้ง 3 ความหนา ได้ไม่เท่ากัน

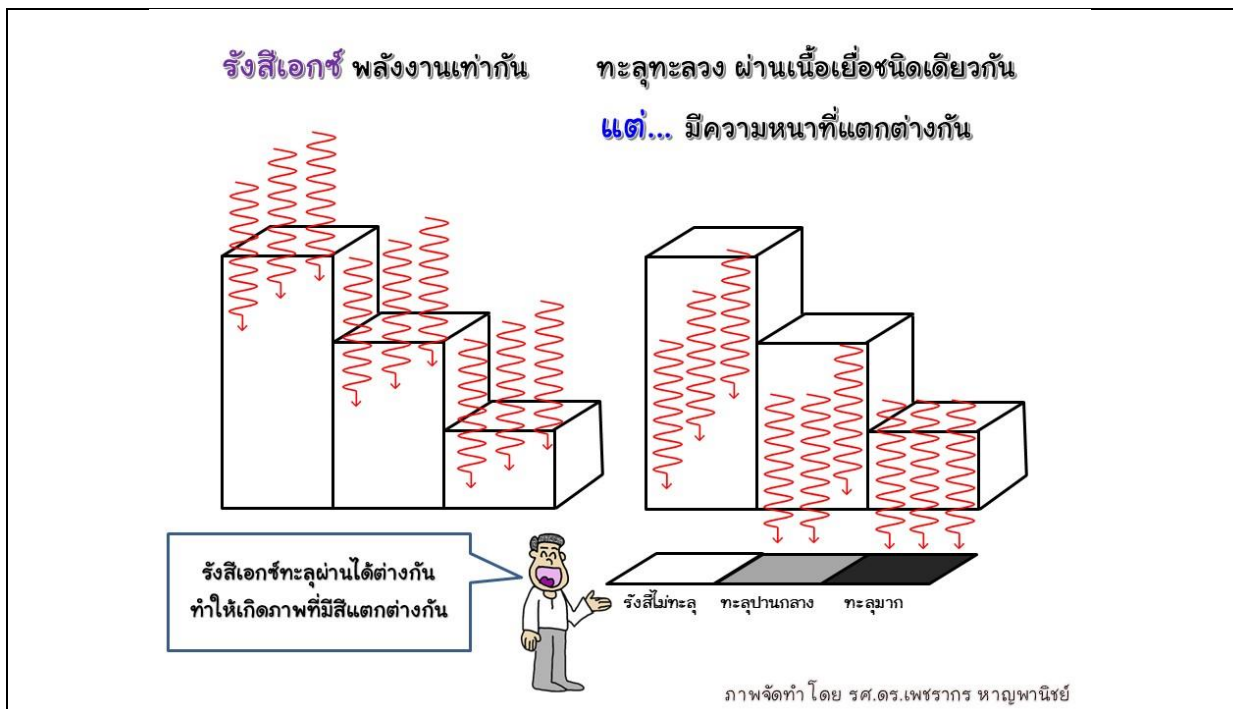
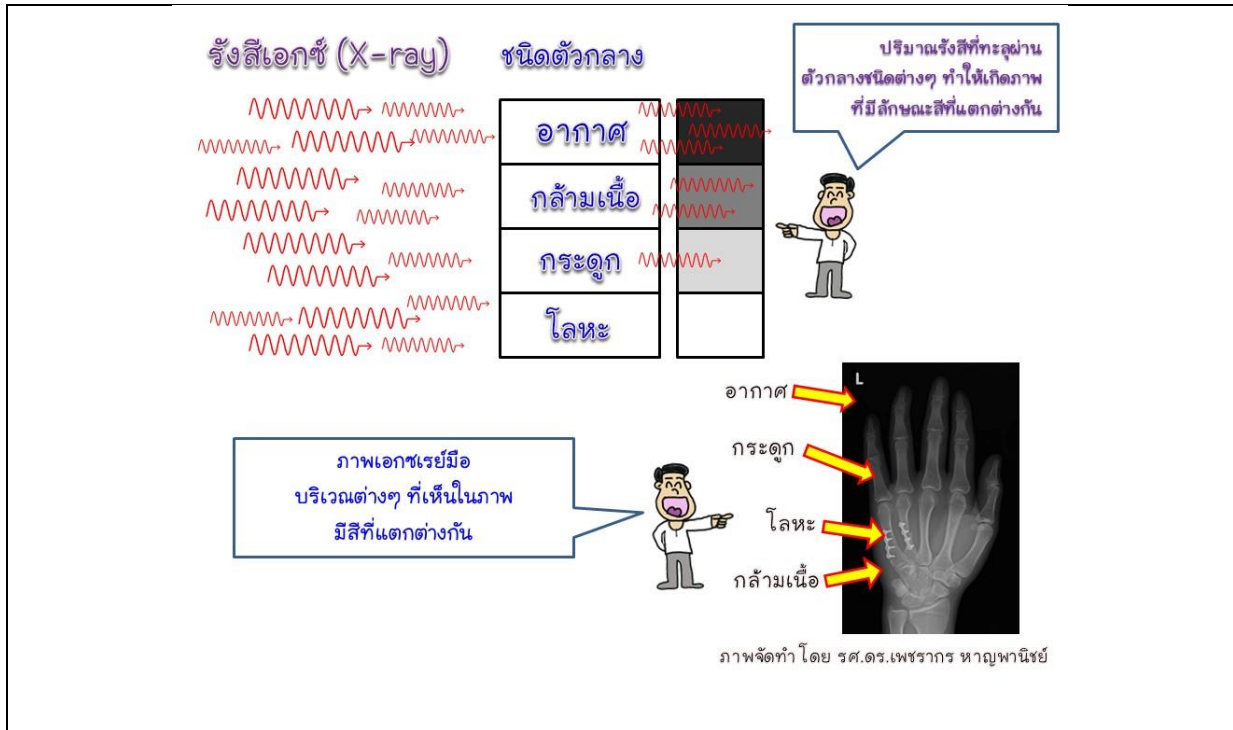
ดังนั้น ลักษณะของภาพที่เกิดขึ้น จึงมีสีที่แตกต่างกัน คือ

เนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นมาก จะดูดกลืนปริมาณรังสีได้มาก ปริมาณรังสีทะลุทะลวงผ่านออกมาได้น้อย (รังสีมีปริมาณ 100% ผ่านได้ 5-20%) จึงทำให้แสดงภาพบนแผ่นฟิล์มออกมาเป็น สีขาว

เนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นปานกลางจะดูดกลืนปริมาณรังสีได้ปานกลาง (รังสีมีปริมาณ 100% ผ่านได้ 40-60%) แสดงภาพบนแผ่นฟิล์มออกมาเป็น สีเทา

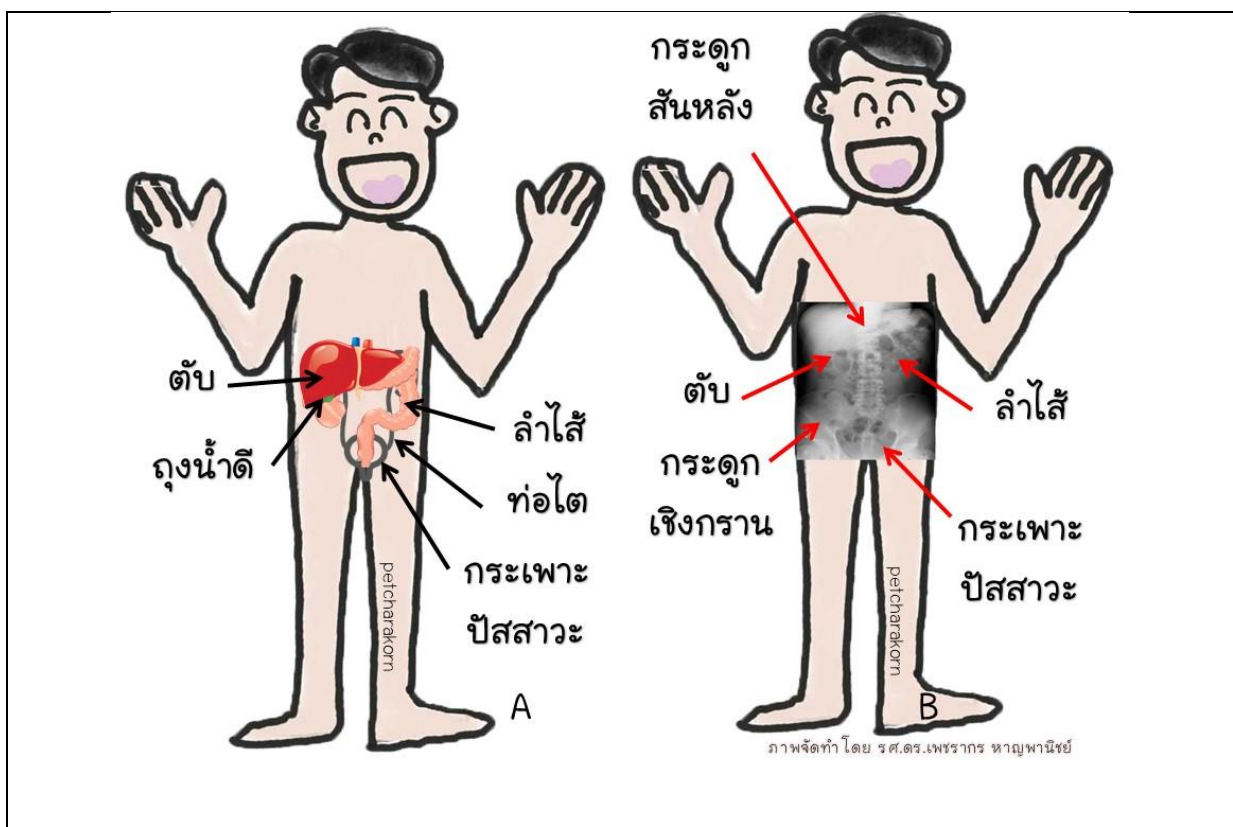
เนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นน้อยจะดูดกลืนปริมาณรังสีได้น้อย ปริมาณรังสีทะลุทะลวงผ่านออกมาได้มาก (รังสีมีปริมาณ 100% ผ่านได้ 60-80%) แสดงภาพบนแผ่นฟิล์มออกมาเป็น สีดำ

จากที่กล่าวมา เป็นเห็นได้ว่า เมื่อรังสีเอกซ์ทะลุผ่านเนื้อเยื่อในร่างกายได้แตกต่างกัน เนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน จึงทำให้เกิดภาพที่มีสีแตกต่างกัน



ข้อจำกัดของภาพถ่ายรังสีทั่วไป

การถ่ายภาพรังสีทั่วไป ที่ใช้ในการวินิจฉัยโรคมีลักษณะภาพเป็นแบบสองมิติ (Lois E. Romans 2011) ทำให้ (1) ภาพของอวัยวะในร่างกาย เกิดเงาที่ซ้อนทับกัน (2) ภาพของอวัยวะที่มีความหนาแน่นใกล้เคียงกัน เมื่อมาอยู่ใกล้ชิดหรืออยู่ติดกัน จะมีลักษณะภาพคล้ายๆกัน หรือ เนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นมากอยู่สูงกว่าเนื้อเยื่อที่หนาน้อย เงาของเนื้อเยื่อที่หนาแน่นมากจะมาบังเงาของเนื้อเยื่อที่หนาแน่นน้อย ลักษณะภาพที่กล่าวมานี้ จึงเป็นอุปสรรคหรือที่ทำให้ยากต่อการระบุตำแหน่ง หรือ แยกอวัยวะออกจากกัน ได้อย่างชัดเจน



(A) การจำลองอวัยวะในช่องท้อง มีบางอวัยวะที่ซ้อนทับ หรือ อยู่ชิดติดกัน เช่น ตับกับถุงน้ำดี ท่อไตกับกระเพาะปัสสาวะ เป็นต้น

(B) ภาพถ่ายรังสีช่องท้อง เงาของอวัยวะต่างๆที่อยู่ในช่องท้อง มีการซ้อนทับกัน บางชนิดมองเห็นได้อย่างชัดเจน กระดูกล้นหลัง กระดูเงิงกราน เห็นเป็นสีขาว มองเห็นชัดเจน บางชนิดมองไม่ชัดเจน ในภาพ ตับ ถุงน้ำดี ตับอ่อน กล้ามเนื้อ เห็นเป็นสีเทา มีบางส่วนการซ้อนทับ อากาศที่อยู่ในลำไส้ เห็นเป็นสีดำ

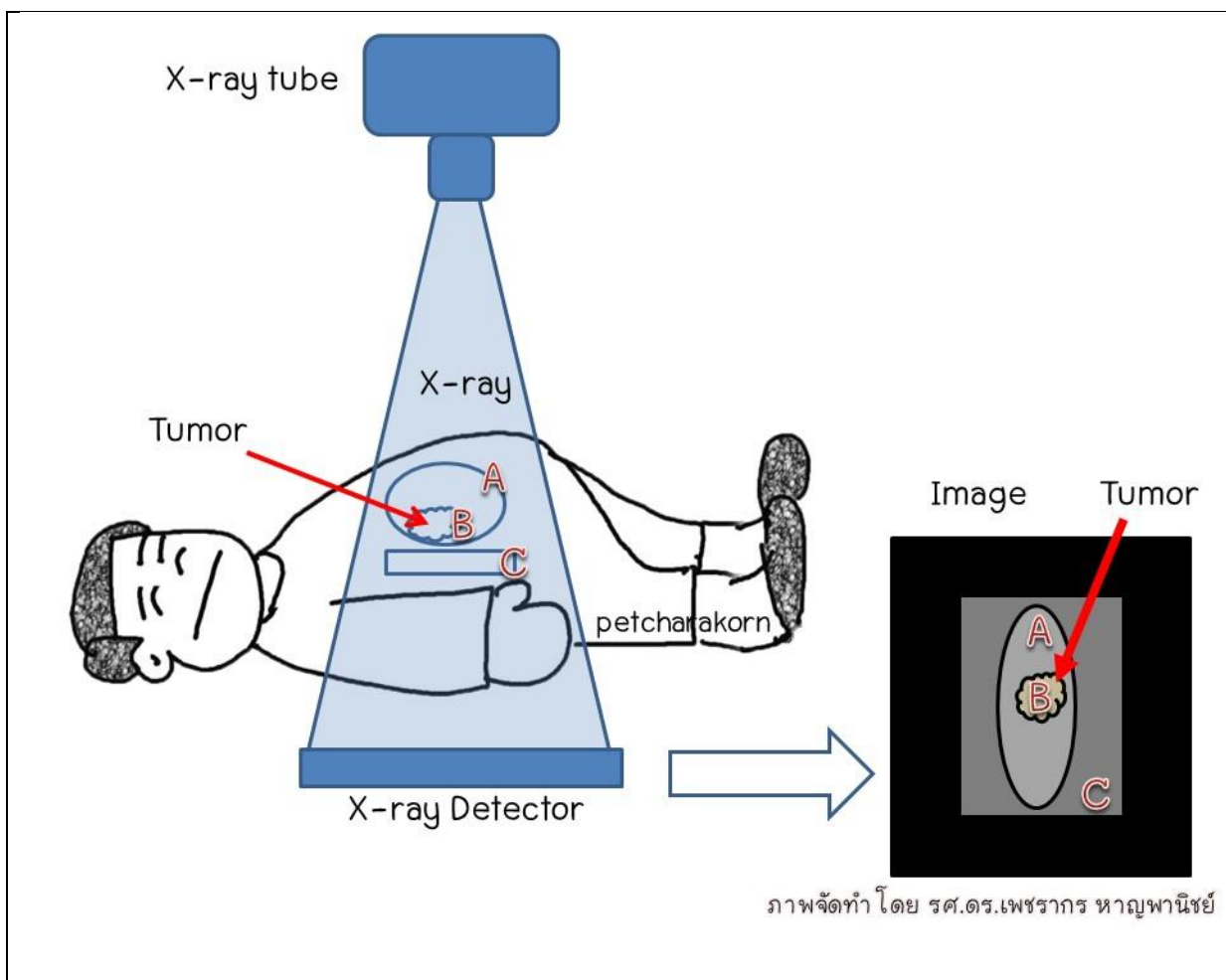
อวัยวะซ้อนทับกัน

จากภาพสมมุติว่า... อวัยวะในช่องท้อง 2 อวัยวะ คือ วงรี (A) และ สีเหลี่ยมผืนผ้า (C)

ส่วนรูปทรงหยัก สมมุติให้เป็นก้อนเนื้ออก (tumor) คือ B ซึ่งเกิดแทรกอยู่ในอวัยวะ A

เมื่อการถ่ายภาพรังสีทั่วไป บริเวณช่องท้อง ภาพของอวัยวะและก้อนเนื้ออกมีการซ้อนทับกัน ทำให้ยากต่อการวินิจฉัย ที่จะระบุให้ชัดเจนว่า... ก้อนเนื้ออก เกิดอยู่ในอวัยวะใด A หรือ C

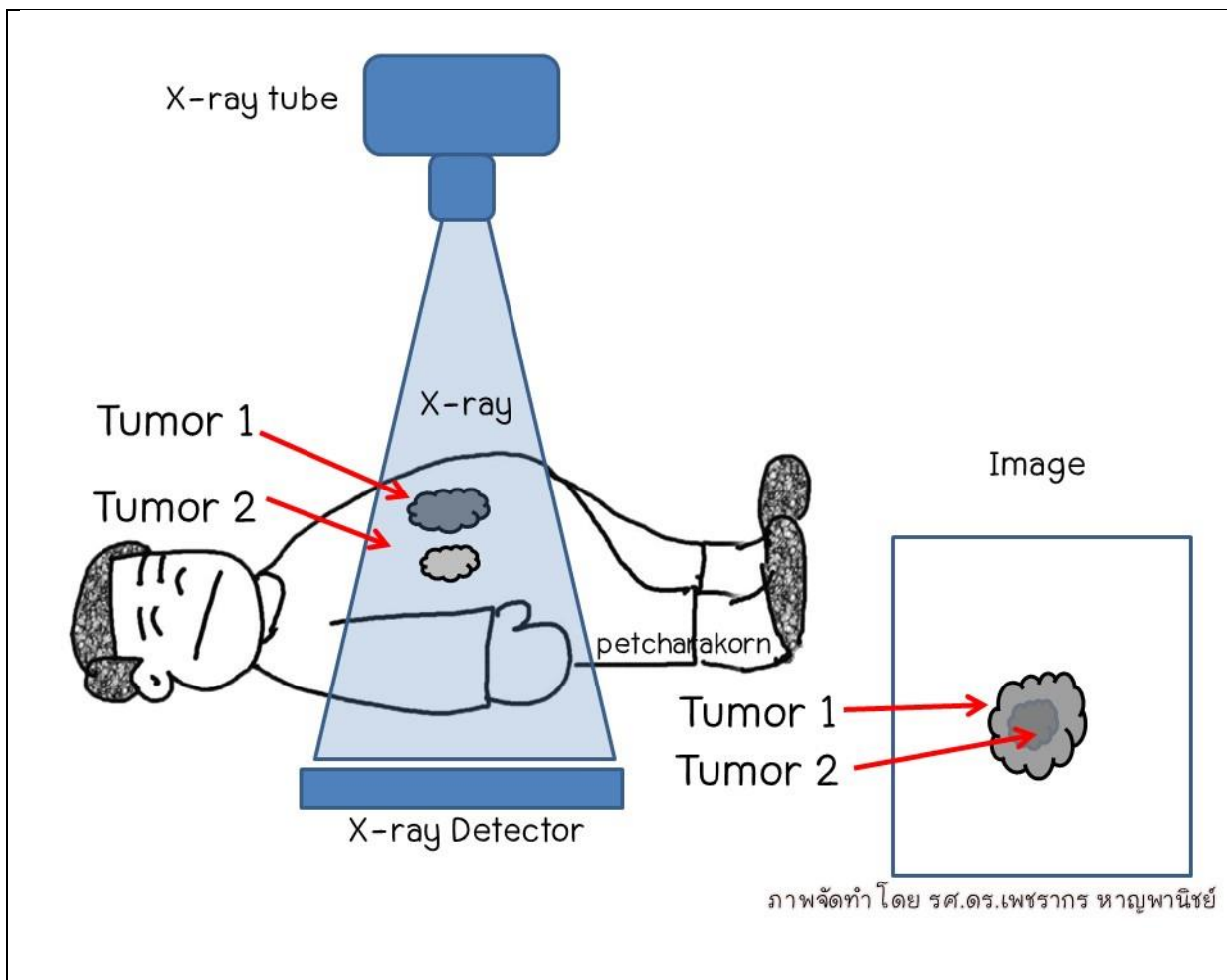
และถ้าหากว่า อวัยวะ A มีความหนาแน่นมากก้อนเนื้อ B เงาของอวัยวะ A อาจจะบดบังทำให้มองไม่เห็นเนื้ออกได้



อวัยวะที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน มีขนาดที่แตกต่างกัน

จากภาพสมมุติว่า... มีก้อนเนื้ออก (tumor) 2 ก้อน มีความหนาแน่นแตกต่างกัน อยู่ในช่องท้อง ก้อนเนื้ออกที่ 1 (tumor 1) สีเข้ม เป็นก้อนเนื้ออกที่เนื้อเยื่อมีความหนาแน่นมาก และมีขนาดใหญ่ ก้อนเนื้ออกที่ 2 (tumor 2) สีอ่อน เป็นก้อนเนื้ออกที่เนื้อเยื่อมีความหนาแน่นน้อย และมีขนาดเล็กกว่าก้อนเนื้ออกที่ 1

เมื่อการถ่ายภาพรังสีทั่วไป บริเวณช่องท้อง เงาของก้อนเนื้ออกที่ 1 ที่เนื้อเยื่อมีความหนาแน่นมาก และมีขนาดใหญ่ จะมาบดบังก้อนเนื้ออกที่ 2 ทำให้ยากต่อการมองก้อนเนื้ออกที่ 2 ในภาพ ซึ่งจะทำให้ยากต่อการวินิจฉัย ที่จะระบุให้ชัดเจนว่า... มีก้อนเนื้ออกก้อนที่ 2 เกิดอยู่ในอวัยวะจริงหรือไม่



อวัยวะที่มีความหนาแน่นเท่ากันหรือใกล้เคียงกัน มีตำแหน่งอยู่ใกล้เคียงกัน

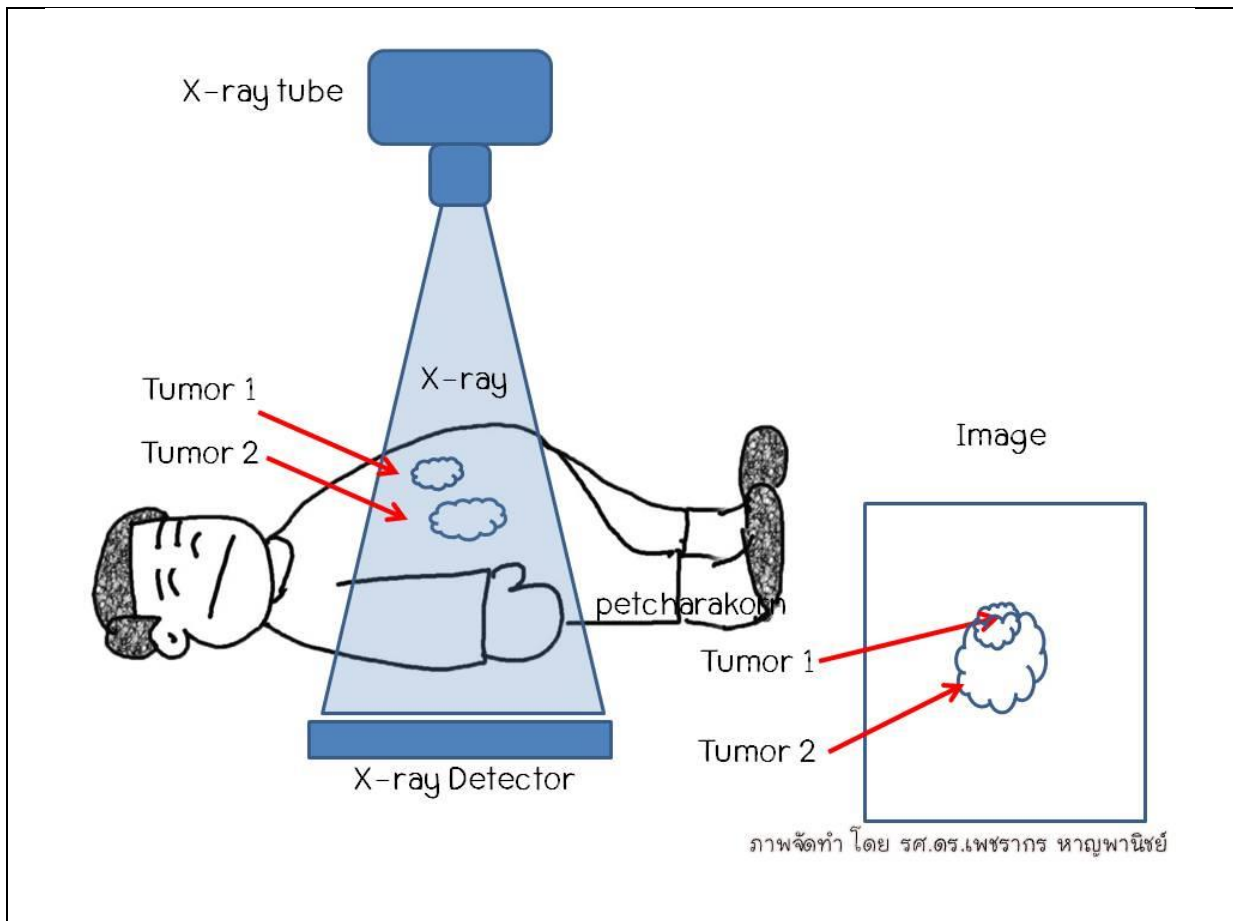
จากภาพสมมุติว่า... มีก้อนเนื้ออก (tumor) 2 ก้อน เนื้อเยื่อมีความหนาแน่นเท่ากัน เกิดในช่องท้อง เกิดในตำแหน่งที่ใกล้เคียง ระยะห่างกันเล็กน้อย

ก้อนเนื้ออกที่ 1 (tumor 1) เป็นก้อนเนื้ออก มีขนาดเล็ก

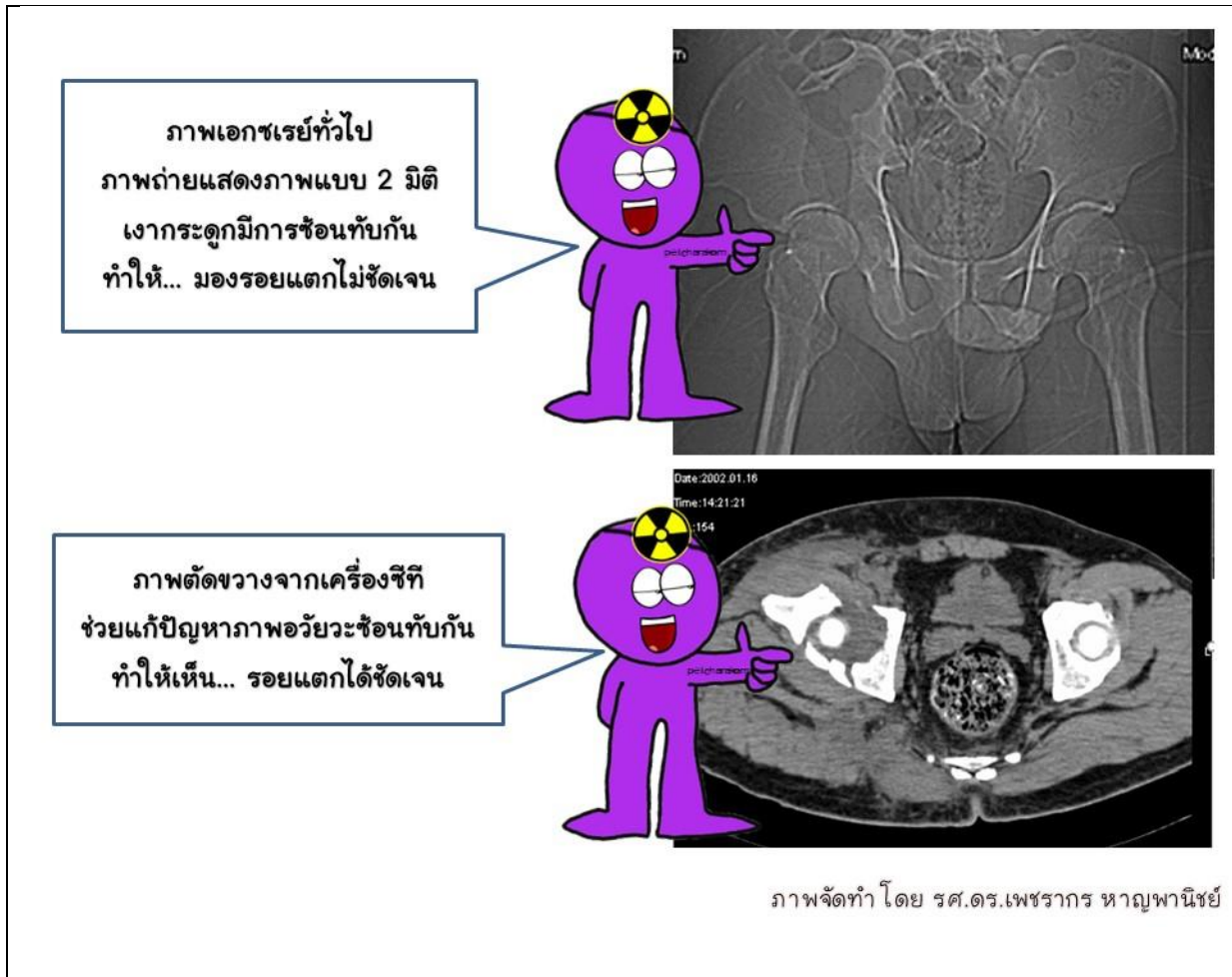
ก้อนเนื้ออกที่ 2 (tumor 2) เป็นก้อนเนื้ออก มีขนาดใหญ่

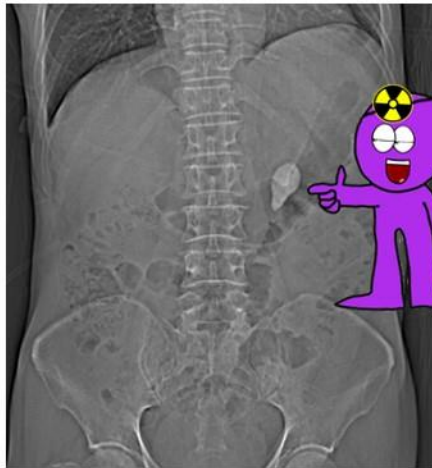
เมื่อการถ่ายภาพรังสีทั่วไป บริเวณช่องท้อง

ภาพก้อนเนื้ออกที่ 1 จะซ้อนทับก้อนเนื้ออกที่ 2 ตำแหน่งที่เหลื่อมซ้อนกันบางส่วนจะทำให้มองเห็นเสมือนเป็นก้อนเนื้ออกขนาดที่ใหญ่กว่าความเป็นจริง ซึ่งจะยากต่อการวินิจฉัย ที่จะระบุให้ชัดเจนว่า... มีก้อนเนื้ออก เกิดอยู่ในอวัยวะจำนวนและขนาดประมาณเท่าไร



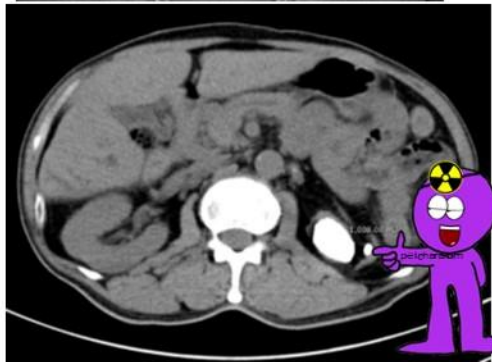
จากข้อจำกัดดังกล่าว เพื่อให้เห็นได้ชัดเจนยิ่งขึ้น จะแสดงตัวอย่างในผู้ป่วยประสบอุบัติเหตุ มีอาการเจ็บสะโพกด้านขวา เมื่อถ่ายภาพรังสีทั่วไปบริเวณกระดูกเชิงกราน ไม่สามารถเห็นรอยแตกร้าวของกระดูกบริเวณสะโพก เนื่องจากมีการซ้อนทับกันบริเวณข้อกระดูกสะโพก แต่เมื่อผู้ป่วยได้รับการตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องซีที แสดงภาพบริเวณดังกล่าวออกมาในลักษณะภาพตัดขวาง สามารถทำให้เห็นรอยแตกบริเวณข้อสะโพกอย่างชัดเจน





ภาพเอกซเรย์ทั่วไป

ภาพถ่ายแสดงภาพแบบ 2 มิติ
เงาก้อนสีขาวในภาพมีการซ้อนทับอวัยวะ
ทำให้... ไม่ทราบว่า ตำแหน่งก้อนสีขาว
อยู่ตำแหน่งใด? ในร่างกาย



ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

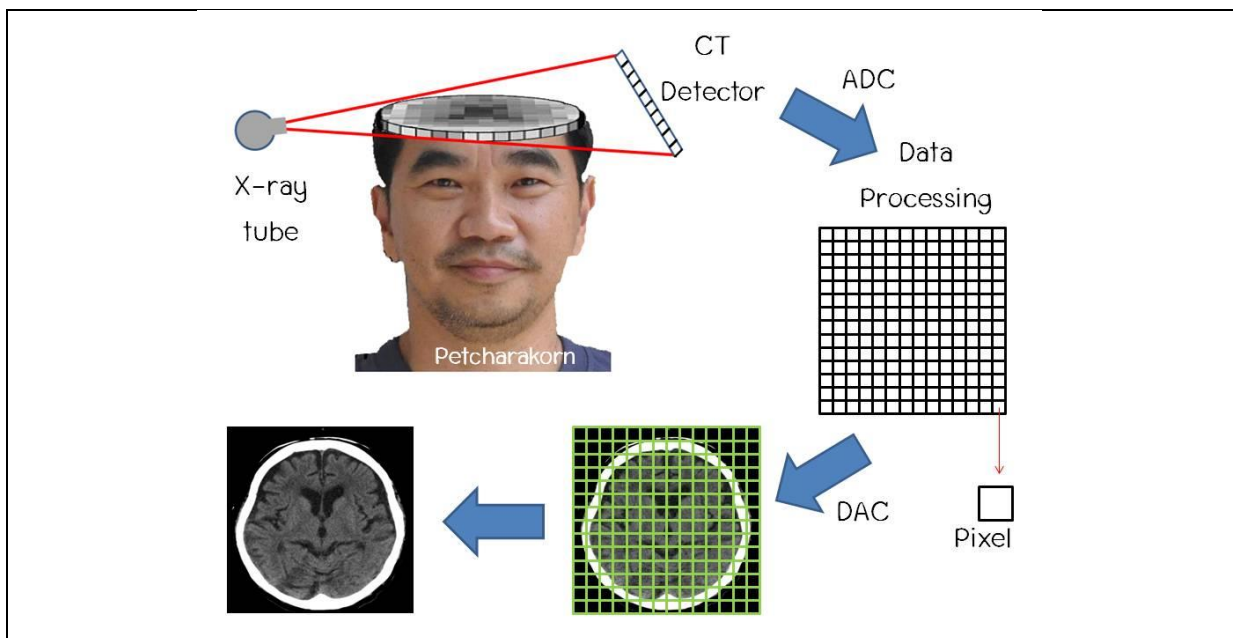
แสดงเป็นภาพตัดขวางของร่างกาย
ก้อนสีขาวในภาพอยู่บริเวณด้านหลัง
และ สามารถแสดงค่าของก้อนสีขาว
ช่วยระบุว่าเป็นเนื้อที่อยู่ในไตข้างซ้าย
ได้อย่างชัดเจน

ภาพจัดทำ โดย รศ.ดร.เพชรกร หาญพานิชย์

วิวัฒนาการเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

กอดฟรีย์ เอ็น เฮาวันฟิลด์ (Godfrey N. Hounsfield) และทีมงาน ได้สร้างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Beckmann 2006; Petrik et al. 2006) ภายในโครงสร้างหลัก (gantry) เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะติดตั้งหลอดเอกซเรย์ อุปกรณ์รับรังสีเอกซ์ (x-ray or CT detector) และวงจรควบคุมการทำงาน ในขณะที่ทำการตรวจ รังสีเอกซ์จะถูกปล่อยจากหลอดเอกซเรย์ ให้ทะลุทะลวงผ่านผู้ป่วยมากระทบอุปกรณ์รับรังสีเอกซ์ อุปกรณ์รับรังสีเอกซ์จะทำหน้าที่แปลงความเข้มของรังสีที่ตกกระทบ ให้เป็นแสงสว่าง หรือ สัญญาณไฟฟ้า หรือ สัญญาณดิจิทัล ส่งเข้าไปสู่ระบบคอมพิวเตอร์ เพื่อประมวลผลข้อมูล (data processing) และสร้างออกมาเป็นภาพในลักษณะภาพตัดขวาง

ในระยะแรกภาพจากการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ แสดงเป็นภาพตัดขวางเพียงอย่างเดียว ต่อมา มีการพัฒนารูปแบบหรือลักษณะการหมุนของหลอดเอกซเรย์ ลักษณะการเก็บข้อมูล ลักษณะการปล่อยรังสี การเพิ่มจำนวนของอุปกรณ์รับรังสีให้มีจำนวนมากขึ้น บางรุ่นมีการเปลี่ยนแปลงพลังงานรังสีที่ใช้มีสองพลังงาน ดังนั้นชื่อเรียกของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จึงมีหลายชื่อเรียก เช่น CT Scanner, Computerized axial tomography (CAT), Spiral CT, Helical CT Scan, Volumetric CT Scanner, Continuous scan, Multi-slices CT scan, Multi-detectors CT scan, Dual energy CT scan เป็นต้น ทำให้วิวัฒนาการของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้มีการเปลี่ยนแปลงอย่างต่อเนื่อง (Imhof et al. 2003; Mahesh and Cody 2007; Cogbill and Ziegelbein 2011; Bolus 2013)



วิวัฒนาการลำดับที่หนึ่ง (First generation : Rotate/Translate, Pencil Beam)

ภายในโครงหลักของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้ จะประกอบด้วย หลอดเอกซเรย์ จำนวน 1 หลอด และ อุปกรณ์รับรังสีเอกซ์ (2 อัน) จำนวน 1 ชุด ขั้นตอนการทำงาน คือ หลอดเอกซเรย์จะฉายรังสีลำแคบ (pencil beam) ทะลุผ่านผู้ป่วยมากระทบอุปกรณ์รับรังสีเอกซ์ที่อยู่ฝั่งตรงกันข้าม โดยหลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีเอกซ์ จะเคลื่อนที่ขนานไปในทิศทางเดียวกัน จนคลุมพื้นที่(อวัยวะ)ที่ต้องการตรวจ พร้อมทั้งเก็บข้อมูลตามจุดต่างๆที่เคลื่อนที่ผ่าน จากนั้นหลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีเอกซ์ จะเปลี่ยนมุมไปจากตำแหน่งเดิมทีละประมาณ 1 องศา ทำเช่นนี้ไปเรื่อยๆ ทำไปจนครบ 180 องศา เมื่อได้ข้อมูลตามที่กำหนด ก็จะรวบรวมข้อมูลจากการหมุนรอบผู้ป่วยมาสร้างภาพ 1 สไลด์ (Slice) ระยะเวลาในการตรวจครั้งละประมาณ 4-5 นาที ซึ่งเป็นระยะเวลานาน ปัญหาที่พบ คือ การเคลื่อนไหวของผู้ป่วยหรืออวัยวะที่ต้องการระหว่างการตรวจ เมื่อวัตถุมีการเคลื่อนไหว ทำให้ภาพที่ได้ไม่คมชัด (Blur)

วิวัฒนาการลำดับที่สอง (Second generation : Rotate/Translate, Narrow Fan Beam)

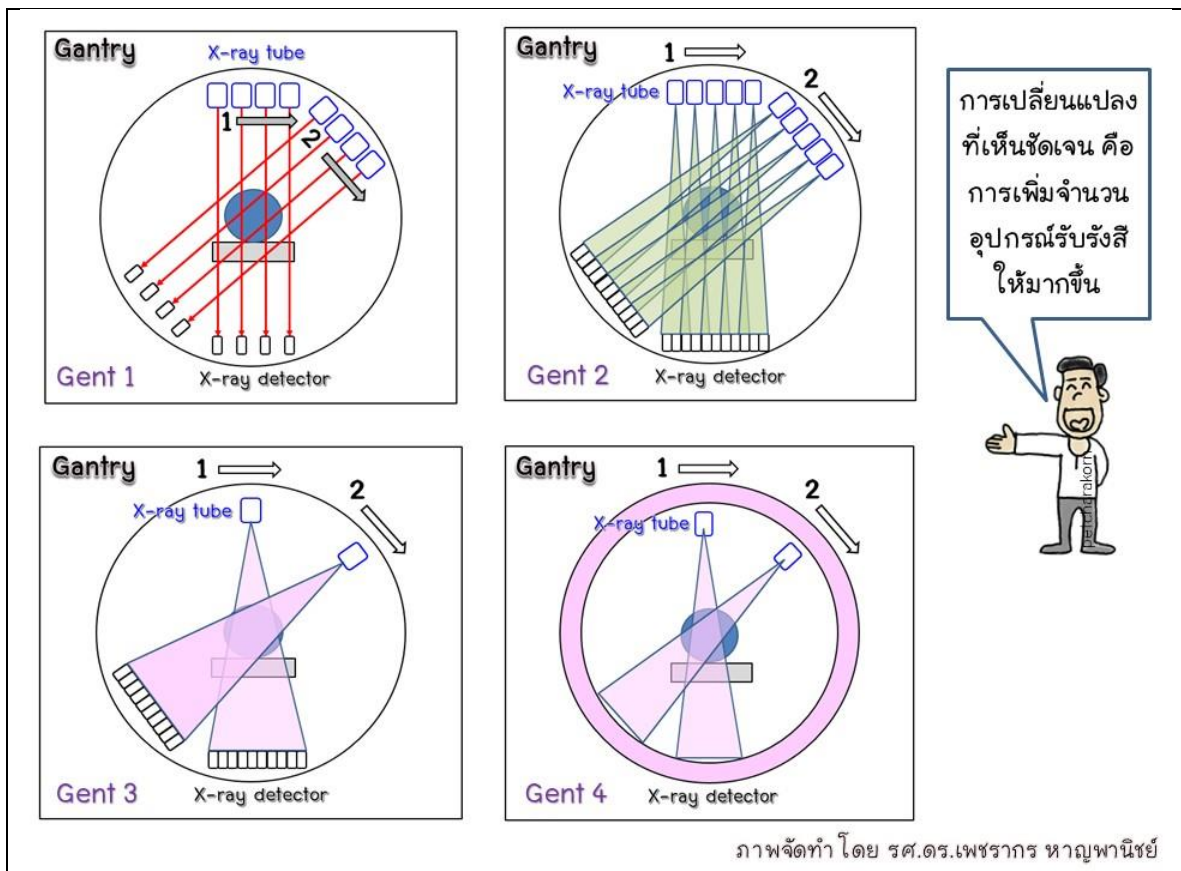
เป็นการพัฒนาต่อจากวิวัฒนาการลำดับที่หนึ่ง โดยเพิ่มอุปกรณ์รับรังสีให้มีจำนวนมาก ประมาณ 30 อัน นำมาเรียงเป็นแถวติดต่อกัน เพื่อช่วยเพิ่มพื้นที่ในการรับรังสี ทำให้ลักษณะลำรังสีคล้ายพัดขนาดเล็กๆ (narrow fan beam) นอกจากนี้มีการปรับอัตราการหมุนของหลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีให้เร็วขึ้น ทำให้ระยะเวลาในการฉายรังสีต่อครั้งสั้นประมาณ 10-12 วินาทีต่อสไลด์

วิวัฒนาการลำดับที่สาม (Third generation : Rotate/Rotate, Wide Fan Beam)

ต่อมาเมื่อมีการพัฒนาคุณภาพของอุปกรณ์รับรังสีได้ดีขึ้น จึงทำให้มีการเพิ่มอุปกรณ์รับรังสี ตั้งแต่ 300-800 อัน นำมาเรียงเป็นแถวติดต่อกัน ทำให้เพิ่มพื้นที่การฉายรังสี ลักษณะลำรังสีได้แผ่กว้างออกคล้ายพัด (wide fan beam) หลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีจัดเรียงอยู่ตรงข้ามกันเหมือนเดิม โดยฉายรังสีขณะหลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีหมุนรอบผู้ป่วยเป็นวงกลม (360 องศา) ทำให้ระยะเวลาในการฉายรังสีต่อครั้งสั้นลงเหลือประมาณ 1-10 วินาที

วิวัฒนาการลำดับที่สี่ (Fourth generation : Rotate/Stationary)

เป็นการพัฒนาต่อจากวิวัฒนาการลำดับที่สาม โดยเพิ่มอุปกรณ์รับรังสีให้มีจำนวนมาก คือ ทำเป็นลักษณะเป็นวงแหวนยึดติดอยู่กับที่ มีเฉพาะหลอดเอกซเรย์เท่านั้นที่หมุนรอบผู้ป่วย ทำให้ใช้ระยะเวลาในการฉายรังสีที่สั้นลง



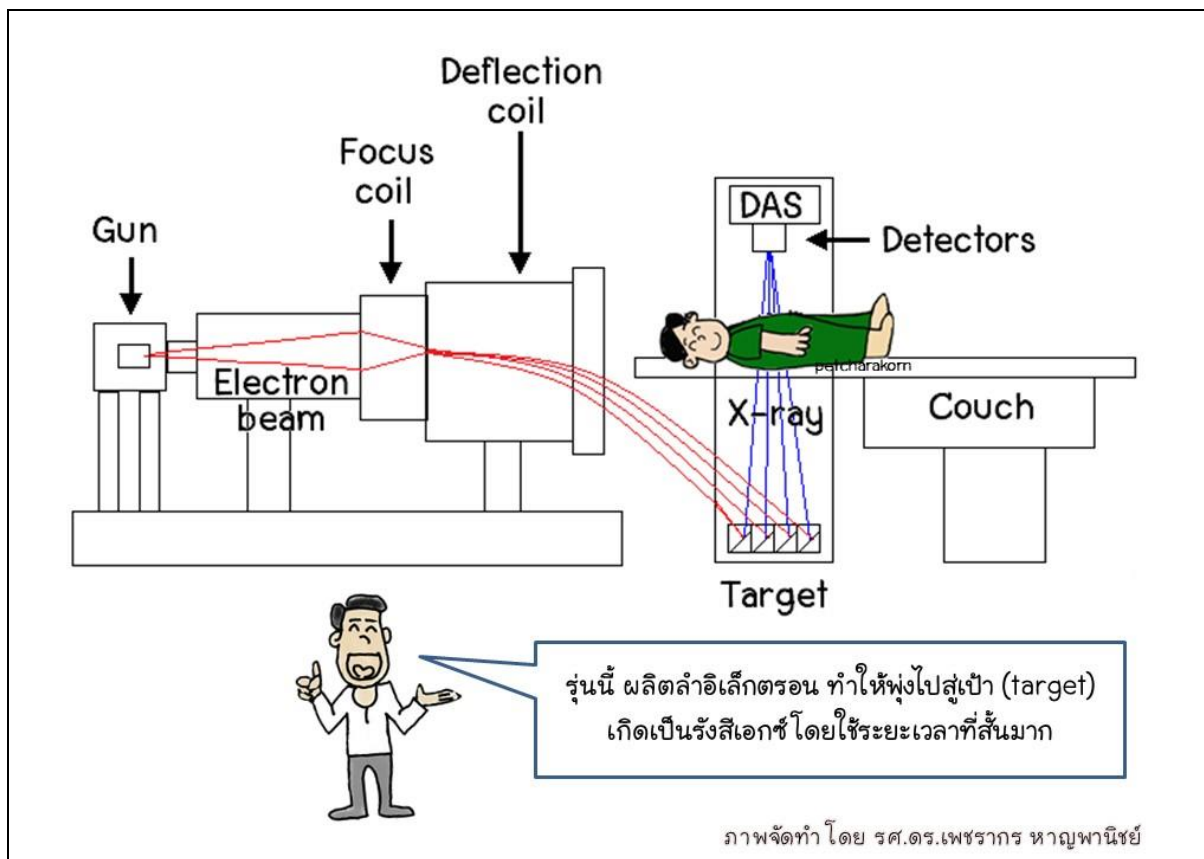
จากที่กล่าวมา จะเห็นว่าวิวัฒนาการของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากลำดับที่หนึ่งไปสู่ลำดับที่สี่ ที่เปลี่ยนแปลงอย่างเห็นได้ชัดไป คือ การเพิ่มอุปกรณ์รับรังสี โดยเพิ่มจำนวนให้มากขึ้น จึงทำให้มีพื้นที่ในการรับรังสีเพื่อไปสร้างภาพได้มากขึ้น และระบบคอมพิวเตอร์มีการพัฒนาทำให้ระบบประมวลผลสร้างภาพออกมาได้อย่างรวดเร็ว

ในร่างกายมนุษย์มีการเคลื่อนไหว เช่น บริเวณช่องท้อง ทรวงอก เนื่องจากการหายใจ ดังนั้นในการตรวจบริเวณดังกล่าวมีความจำเป็นต้องให้ผู้ป่วยกลั้นหายใจขณะฉายรังสี ผู้ป่วยแต่ละคน สามารถกลั้นหายใจได้สั้นยาวแตกต่างกัน ถ้ามีการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยหรืออวัยวะที่ต้องการตรวจระหว่างการฉายรังสี ก็จะทำให้ภาพที่ได้ไม่คมชัดเจน จึงมีแนวคิดที่จะฉายรังสีระหว่างการตรวจโดยใช้ระยะเวลาที่สั้นมาก เพื่อช่วยลดปัญหาที่กล่าวมา จึงมีการพัฒนาสู่วิวัฒนาการลำดับที่ห้า โดยเฉพาะเน้นการตรวจหัวใจและหลอดเลือด หัวใจที่มีการเคลื่อนไหวตลอดเวลา

วิวัฒนาการลำดับที่ห้า (Fifth generation : stationary/stationary, electron gun)

รุ่นนี้เป็นวิวัฒนาการที่ค่อนข้างแตกต่างจากสี่รุ่นที่ผ่านมา เนื่องจากมีความต้องการที่จะใช้ระยะเวลาในการฉายรังสีให้สั้นประมาณ 50 มิลลิวินาที (millisecond; msec) สำหรับการตรวจหัวใจและหลอดเลือด หัวใจที่มีการเคลื่อนไหว ตรวจได้รวดเร็วเหมือนอวัยวะอยู่นิ่ง ไม่เคลื่อนไหว จึงได้มีการพัฒนาเครื่องผลิตและยิงลำอิเล็กตรอน (electron gun) บังคับให้อิเล็กตรอนพุ่งด้วยความเร็วสูงผ่านขดลวด (deflection coil) ทำหน้าที่ผลักลำอิเล็กตรอน ให้เบี่ยงเบนไปกระทบเป้า (target) แล้วทำให้เกิดเป็นรังสีเอกซ์ทะลุทะลวงผ่านผู้ป่วย มากระทบอุปกรณ์รับรังสี ซึ่งจะทำหน้าที่แปลงรังสีเอกซ์เป็นสัญญาณส่งเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ เพื่อประมวลผลและสร้างออกมาเป็นภาพ

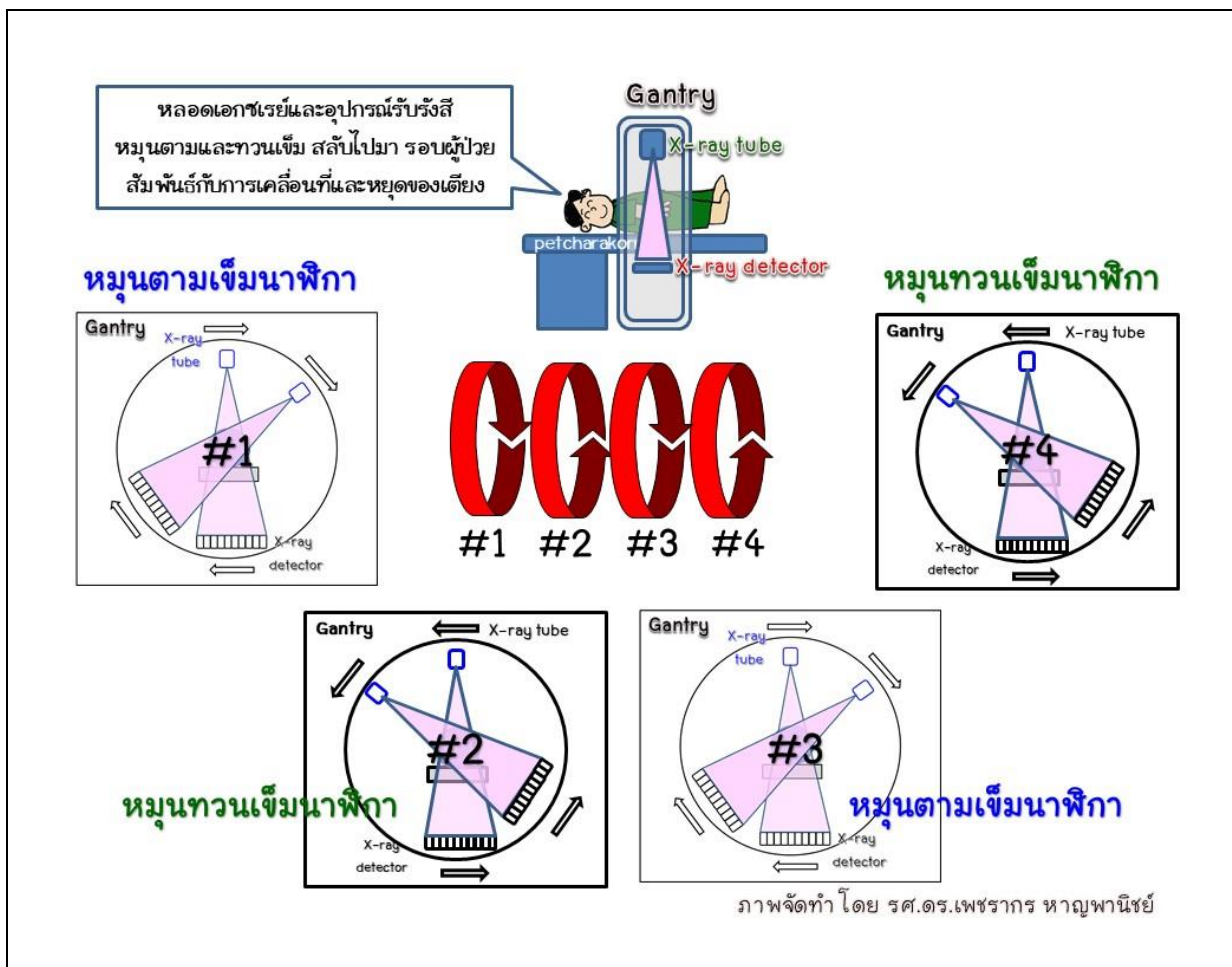
ถึงแม้ว่าวิวัฒนาการลำดับที่ห้าจะสามารถสร้างภาพในการตรวจหัวใจและหลอดเลือดหัวใจได้ แต่ก็มีค่าใช้จ่ายในการผลิตค่อนข้างสูง จึงไม่ได้รับความนิยมนำมาใช้เท่าที่ควร



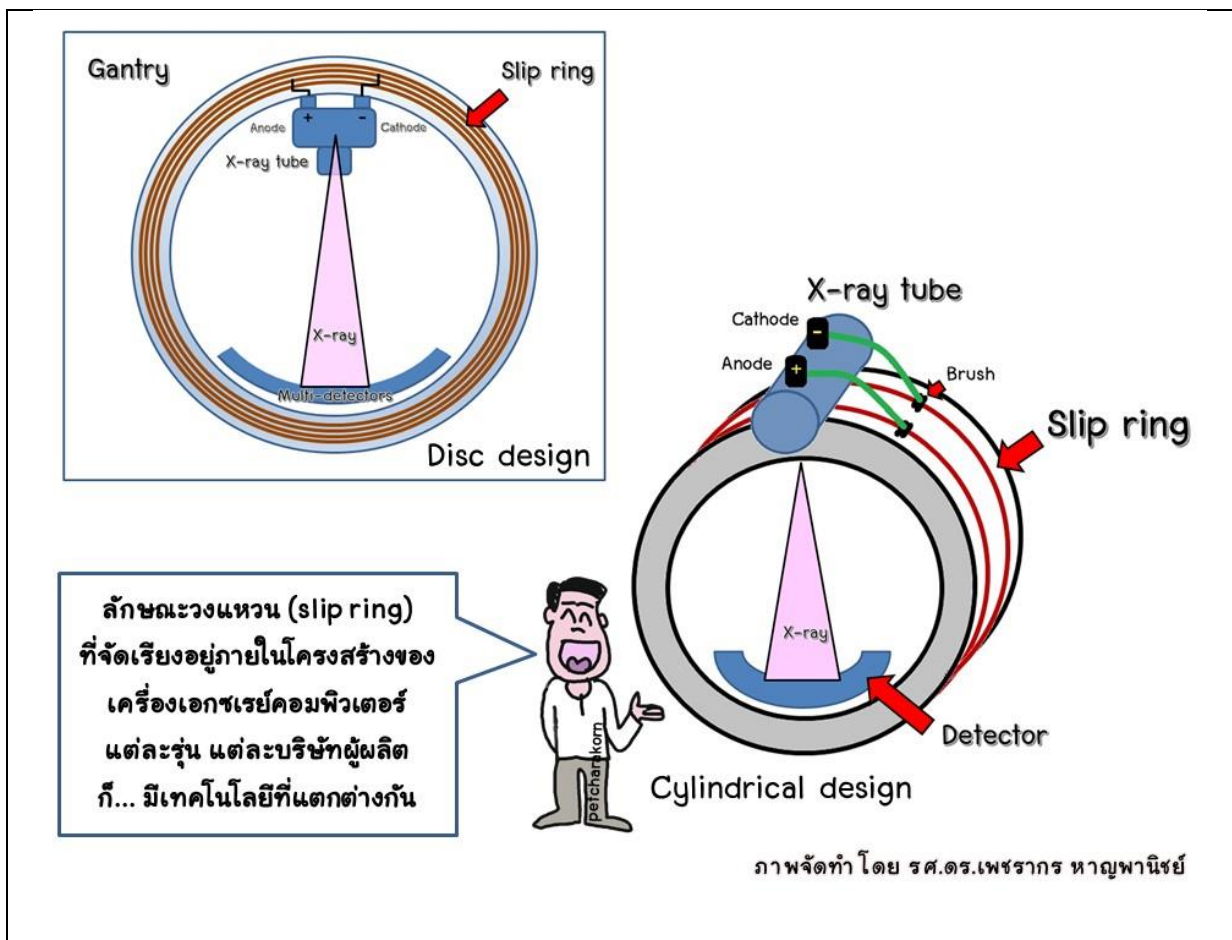
วิวัฒนาการลำดับที่หก (Sixth generation : helical, spiral)

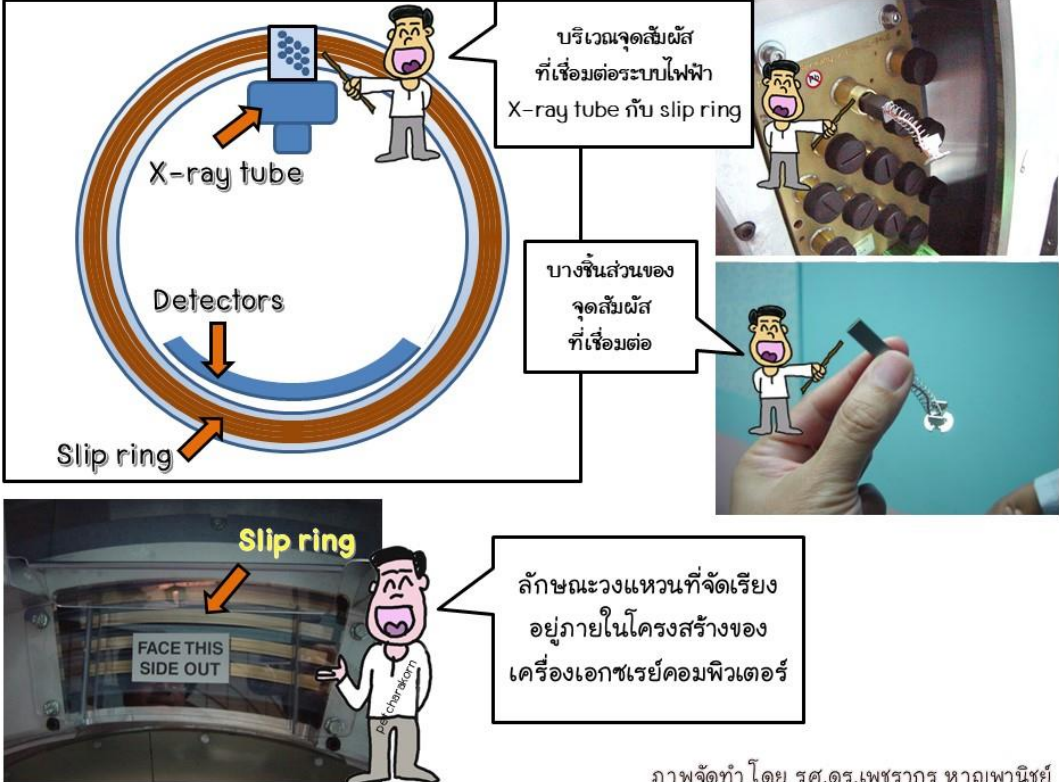
จากข้อจำกัดเรื่องราคาของวิวัฒนาการลำดับที่ห้า จึงได้กลับไปนำเทคโนโลยีของวิวัฒนาการลำดับที่สามมาปรับปรุงใหม่

รูปแบบการเคลื่อนที่ของหลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสี ในวิวัฒนาการลำดับที่สาม หรือ แบบดั้งเดิม (conventional CT) มีลักษณะการหมุนทวนและตามเข็มนาฬิกาสลับกันไปมา เนื่องจากการเชื่อมโยงสายไฟระหว่างขั้วบวก (anode) และขั้วลบ (cathode) ของหลอดเอกซเรย์ ถ้าทำให้มีการหมุนหลอดเอกซเรย์ไปทางเดียวกันตลอด จะทำให้สายไฟฟ้าบิดเป็นเกลียว จึงจำเป็นต้องใช้การหมุนทวนและตามเข็มนาฬิกาสลับกันไปมา ทำให้ใช้ระยะเวลาในการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ต่างๆ เป็นอุปสรรคต่อการทำงาน ซึ่งลักษณะการหมุนแบบนี้ ทำให้ไม่สามารถฉายรังสีได้ต่อเนื่อง ไม่สามารถฉายรังสีในระยะเวลาที่สั้นเพียงพอสำหรับการตรวจหัวใจและหลอดเลือดหัวใจ



ดังนั้น จึงได้มีการออกแบบลักษณะการหมุนใหม่ ด้วยการตัดสายไฟฟ้าที่เชื่อมต่อระหว่างหลอดเอกซเรย์กับชุดจ่ายไฟออกไป สร้างระบบจ่ายไฟฟ้าโดยใช้ระบบแบบสัมผัสขึ้นมาใหม่ ทำให้สามารถเปลี่ยนวิธีการลักษณะการหมุนตามและทวนเข็มนาฬิกาได้ คือ การทำให้หลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีสามารถหมุนวนไปทางเดียวกัน และหมุนวนพร้อมฉายรังสีได้อย่างต่อเนื่อง โดยใช้เทคโนโลยีวงแหวน (Slip ring) (Seeram 2010a; Lois E. Romans 2011) อุปกรณ์รับรังสีที่แถวเดียว (single row detector) การหมุนวนรอบๆผู้ป่วยของหลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสี จะสัมพันธ์กับการเคลื่อนที่ของเตียงที่ผู้ป่วยนอน ทำให้รูปแบบการเก็บข้อมูลลักษณะเป็นเกลียว (spiral) หรือคล้ายทวงกันหอย (helical) ทำให้สามารถเก็บข้อมูลได้รวดเร็ว และเก็บข้อมูลครอบคลุมพื้นที่ (Area) หรือ ปริมาตร (Volume) ได้กว้างขึ้น เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รุ่นนี้ นิยมเรียกว่า สไปรอลซีที (Spiral CT) หรือ ฮีลิคัลคอลซีที (Helical CT)



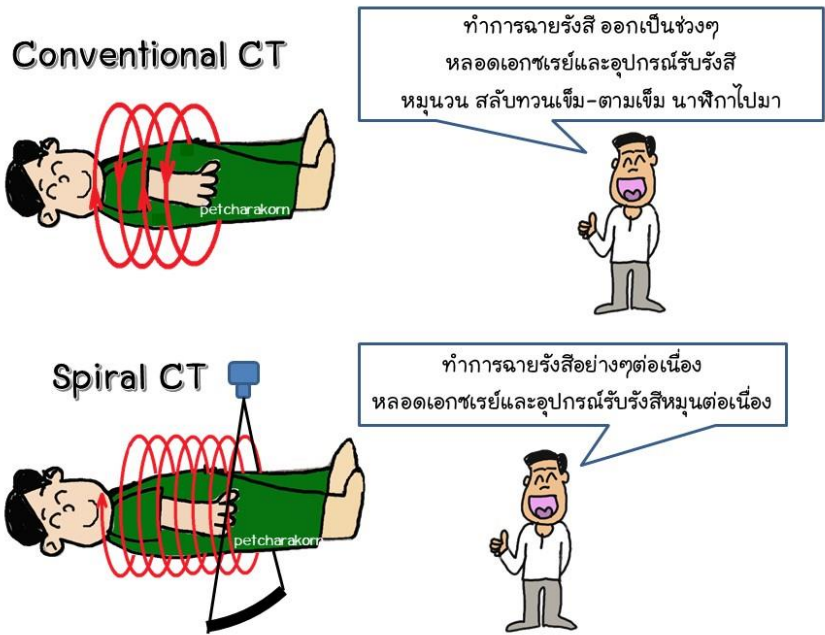


บริเวณจุดสัมผัส
ที่เชื่อมต่อระบบไฟฟ้า
X-ray tube กับ slip ring

บางชิ้นส่วนของ
จุดสัมผัส
ที่เชื่อมต่อ

ลักษณะวงแหวนที่จัดเรียง
อยู่ในโครงสร้างของ
เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ภาพจัดทำ โดย รศ.ดร.เพชรกร หาญพานิชย์



Conventional CT

ทำการฉายรังสีออกเป็นช่วงๆ
หลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสี
หมุนวน สลับทวนเข็ม-ตามเข็ม นาฬิกาไปมา

Spiral CT

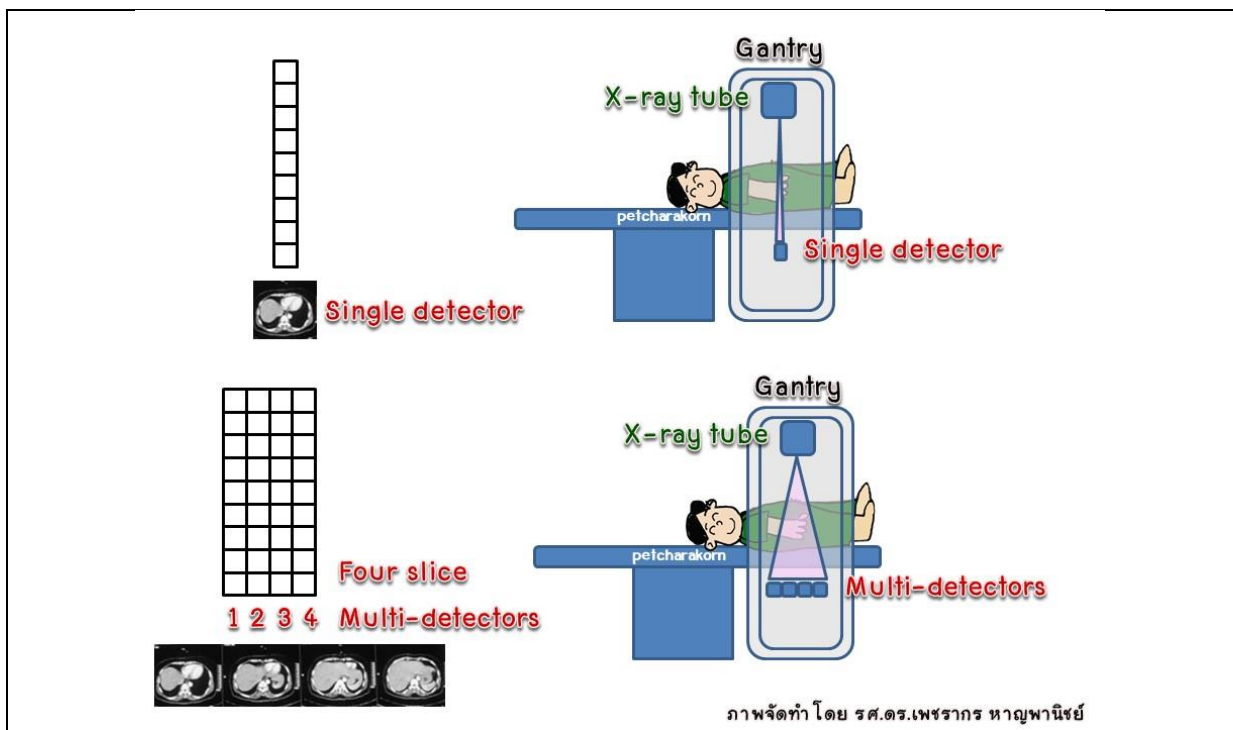
ทำการฉายรังสีอย่างต่อเนื่อง
หลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีหมุนต่อเนื่อง

ภาพจัดทำ โดย รศ.ดร.เพชรกร หาญพานิชย์

วิวัฒนาการลำดับที่เจ็ด (Seventh generation)

เมื่อนำวิวัฒนาการลำดับที่หกหรือสไปรอลซิท มาใช้งานได้ระยะหนึ่ง ก็ยังไม่เพียงพอสำหรับการตรวจวินิจฉัยเพื่อตรวจหาความผิดปกติอวัยวะในร่างกาย โดยมีความต้องการที่จะสร้างภาพให้ครอบคลุมทั้งอวัยวะได้พื้นที่กว้างๆและใช้ระยะเวลาในการฉายที่สั้น เพื่อลดปัญหาการเคลื่อนไหวของอวัยวะระหว่างการตรวจ หรือ สามารถฉายรังสีซ้ำ เพื่อติดตามการเคลื่อนที่ของสารทึบรังสีที่ไหลผ่านหลอดเลือด ต้องการสร้างภาพให้มีความชัดเจน มีรายละเอียดที่ดีมากขึ้น ดังนั้น จึงได้มีการพัฒนาอุปกรณ์รับรังสีให้มีจำนวนเพิ่มขึ้น โดยจัดทำอุปกรณ์รับรังสีให้มีหลายๆชิ้นหรือหลายๆแถว (multi-detectors หรือ multi-row-detector) นำมาเรียงติดต่อกันเป็นแถวยาว ตั้งแต่ 2-512 แถว (การเพิ่มจำนวนอุปกรณ์รับรังสีที่ขึ้นมากหรือมีขนาดเล็กใหญ่นั้น จะขึ้นกับเทคโนโลยีของผู้ผลิตแต่ละรายที่จะสามารถทำได้)

การเพิ่มจำนวนอุปกรณ์รับรังสีที่ครอบคลุมพื้นที่ในการสแกนและเก็บข้อมูลได้กว้างมากขึ้น เมื่อทำให้หลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีหมุนรอบผู้ป่วยหนึ่งรอบ สามารถสร้างภาพได้มากกว่า 1 ภาพ เช่น การหมุน 1 รอบ สแกนได้ 4 สไลด์ (four slices) ได้ภาพตัดขวาง จำนวน 4 ภาพ ในขณะนั้นบางครั้งบางรุ่น การหมุน 1 รอบ สแกนได้ 512 สไลด์ ได้ภาพตัดขวาง จำนวน 512 ภาพ และนำมาสร้างภาพด้วยโปรแกรมพิเศษ สามารถสร้างภาพได้จำนวนที่มากขึ้นถึง 1,024 ภาพ วิวัฒนาการรุ่นนี้เรียกว่า มัลติสไลด์ซิท (multi-slice CT) ทำให้สามารถสร้างภาพอวัยวะต่างๆในร่างกายได้ชัดเจนและใช้ระยะเวลาในการสแกนได้สั้นลง (Flohr 2013; Rengo et al. 2017)

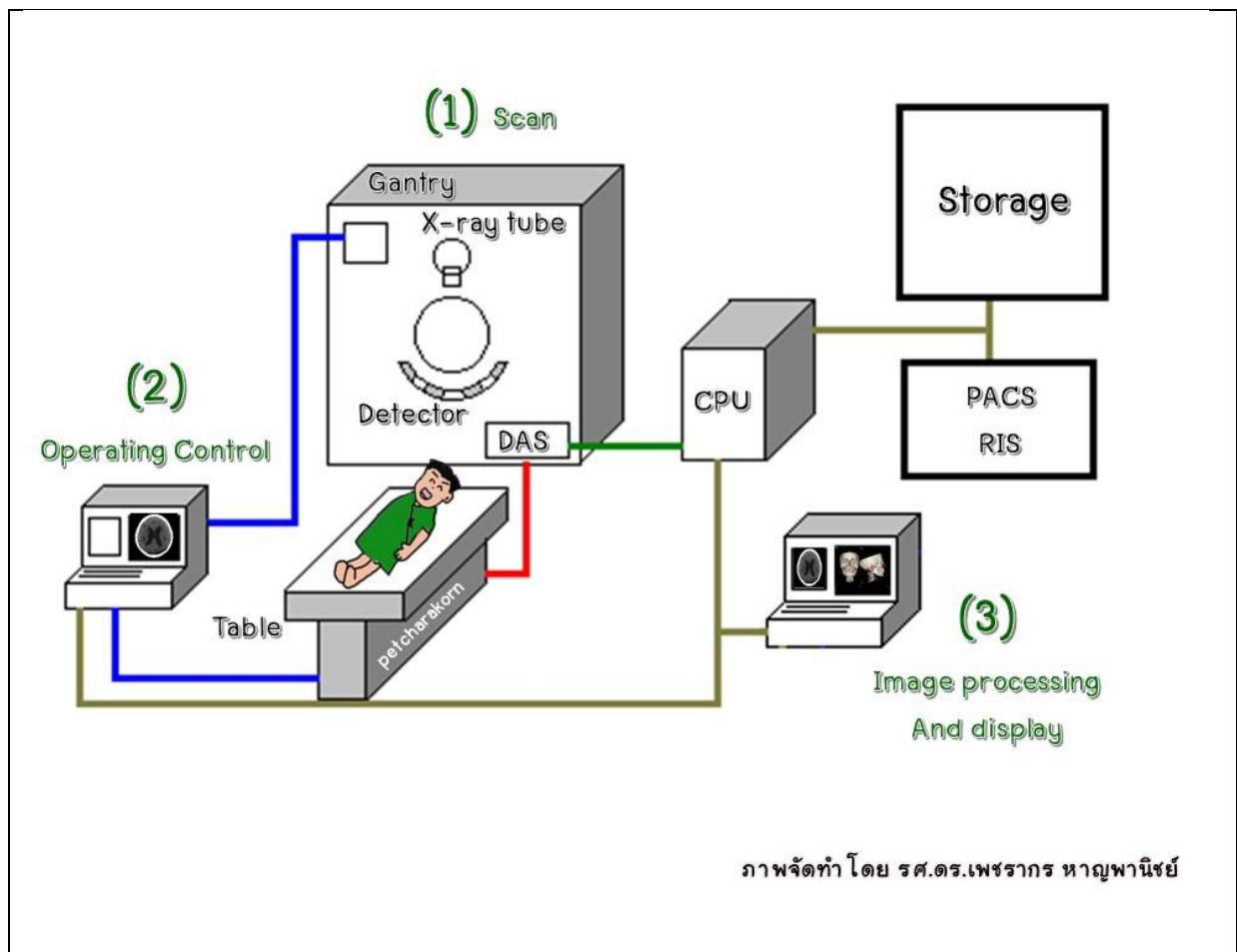


ส่วนประกอบเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยส่วนใหญ่แล้วจะประกอบด้วยส่วนที่สำคัญ คือ

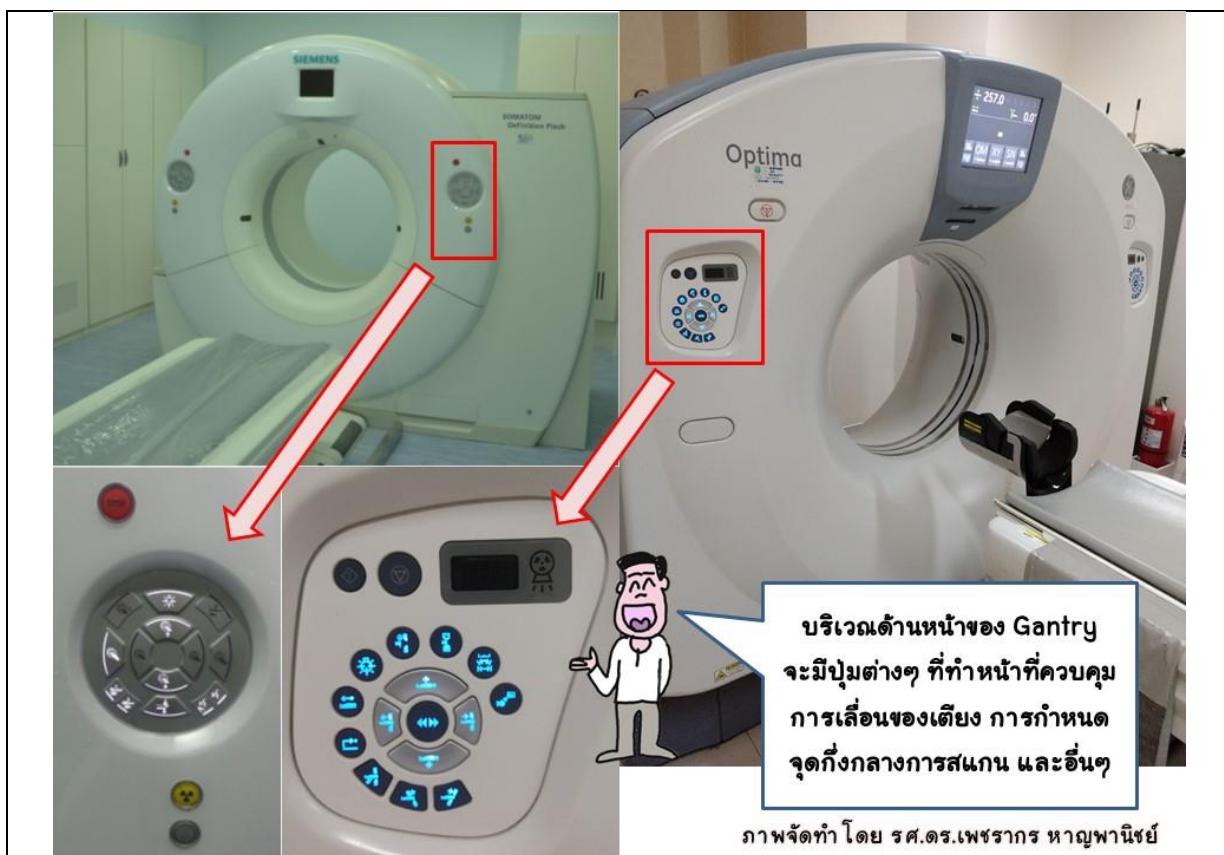
- (1) การฉายรังสี (scan) อุปกรณ์ประกอบอยู่ในโครงสร้างหลักที่เกี่ยวข้องกับทำงานในการฉายรังสี
- (2) การควบคุมการทำงาน (operating control) เกี่ยวข้องกับการเลือกพารามิเตอร์ในการตรวจ
- (3) การประมวลผล การสร้างและแสดงภาพ (image processing and display) เกี่ยวข้องกับการแสดงภาพและโปรแกรมที่สร้างภาพพิเศษ ที่ช่วยให้มองเห็นภาพในมิติต่างๆได้ชัดเจนขึ้น

บริษัทผู้ผลิตแต่ละราย ผลิตเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ แต่ละรุ่น ก็จะมีขนาด รูปทรง รวมถึงประสิทธิภาพในการทำงานที่แตกต่างกัน ซึ่งแต่ละส่วนจะกล่าวถึงต่อไป



(1) การฉายรังสี

โครงสร้างหลักของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะมีช่องเปิดทรงกลมอยู่ตรงกลาง (aperture) มีเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 65-75 เซนติเมตร (แตกต่างกันตามรุ่นและรูปร่างตามแบบของผู้ผลิต) เป็นช่องทางผ่านเข้าออกของเตียงที่จะให้ผู้ป่วย/ผู้รับบริการนอนระหว่างทำการตรวจ ตัวโครงสร้างจะติดตั้งปั๊มควบคุมการปรับระดับสูงต่ำ ปรับการเคลื่อนที่เข้าออกของเตียง จุดกำหนดตำแหน่งหรือจุดศูนย์กลางการสแกน ภายในเครื่องจะติดตั้งหลอดเอกซเรย์ อุปกรณ์รับรังสี (ที่อยู่ตรงกันข้ามกับหลอดเอกซเรย์) อุปกรณ์รับส่งข้อมูล ระบบประมวลผลข้อมูล (DAS : data acquisition system) เชื่อมโยงระหว่างส่วนต่างๆของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ นอกจากนี้ภายในโครงสร้างหลักจะยังอุปกรณ์อื่นๆ เช่น ระบบไฟเลเซอร์สำหรับจัดตำแหน่ง คอลลิเมเตอร์ (collimator) ระบบความเย็น (cooling system) อุปกรณ์ควบคุมการเคลื่อนที่ขึ้นลง/สูงต่ำของเตียง ซึ่งจะได้นำเสนอต่อไป นอกจากนี้อาจมีอุปกรณ์อื่นๆรวมถึงเตียงนอน (bed, table, couch) ที่ใช้ในการตรวจด้วย



หลอดเอกซเรย์

เรือนหุ้มหลอด (tube shielding) ส่วนนี้เป็นส่วนที่ห่อหุ้มอุปกรณ์ต่างๆที่อยู่ภายในของหลอดเอกซเรย์ มักจะทำด้วยวัสดุหรือโลหะที่แข็งแรง ทนการกระแทกกระเทือนของอุปกรณ์ภายในขณะปฏิบัติงาน และป้องกันไม่ให้อิทธิพลจากภายในรั่วออกสู่ภายนอก เเรือนหุ้มหลอดนี้จะมีช่องเปิดเพียงช่องเดียว เพื่อให้ลำรังสีสามารถผ่านออกได้ แต่ละผู้ผลิตจะผลิตหลอดเอกซเรย์ที่แตกต่างกัน

หลอดห่อหุ้ม (tube envelope) ทำด้วยวัสดุทนความร้อน เช่น แก้วไพเรก (pyrex glass frames) หรือโลหะ (metal frames) หลอดมักจะออกแบบให้มีรูปคล้ายทรงกระบอก ภายในจะเป็นที่อยู่ของขั้วลบ (cathode) และขั้วบวก (anode) ซึ่งเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้เกิดรังสีเอกซ์ ภายในหลอดนี้จะถูกทำให้เป็นสุญญากาศ เพื่อทำให้ควบคุมจำนวนและอัตราเร่งของอิเล็กตรอนได้อย่างอิสระ ป้องกันไม่ให้อิเล็กตรอนวิ่งช้าลงจากการชนโมเลกุลของอากาศ การเกิดการสูญเสียอิเล็กตรอนในการทำให้เกิดรังสีเอกซ์ได้

ขั้วลบ เป็นจุดกำเนิดของอิเล็กตรอนที่ไปชนเป้าของขั้วบวก ทำให้เกิดรังสีเอกซ์ที่พุ่งออกจากหลอดเอกซเรย์ ขั้วลบ ประกอบด้วยไส้หลอด (filament) ทำด้วยโลหะทนความร้อน เช่น ทังสเตน (tungsten) มีขนาดต่างๆ ประมาณ 0.5 – 2.0 มิลลิเมตร เพื่อต้องการให้สร้างภาพมีรายละเอียดที่ดี

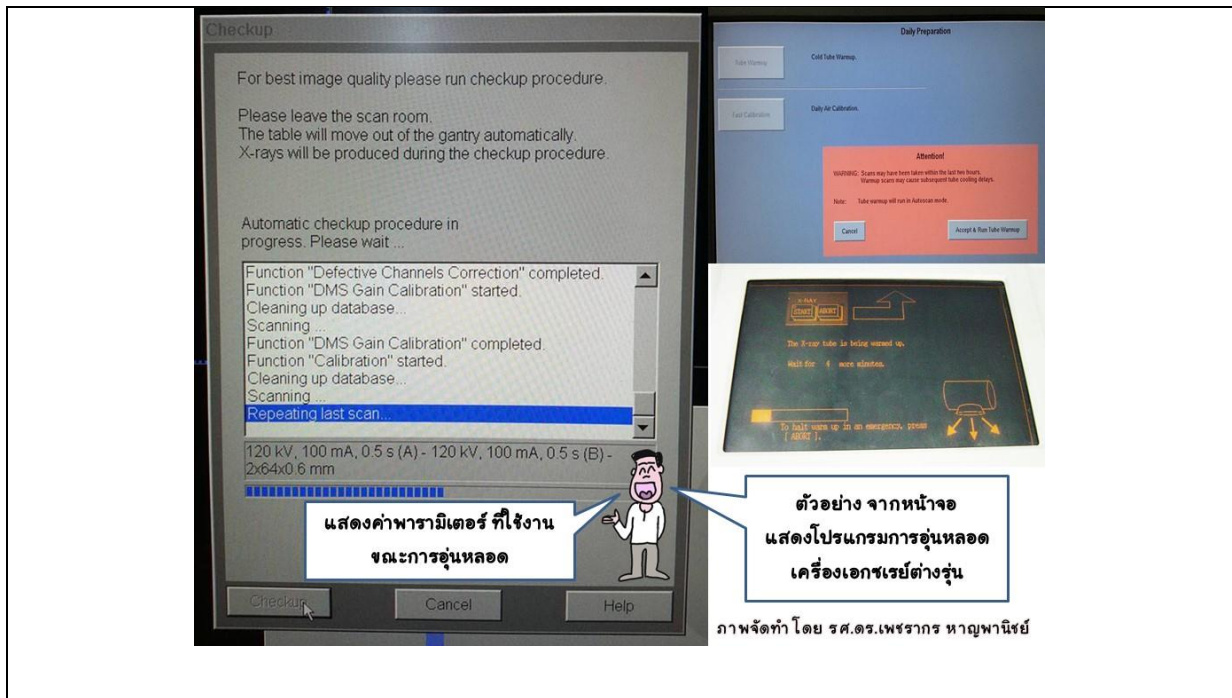
ขั้วบวก ทำด้วยวัสดุที่แข็งแรงทนทาน เช่น ทังสเตน เพื่อใช้เป็นเป้าที่รับลำอิเล็กตรอนจากขั้วลบ เป้ามักออกแบบให้มีลักษณะแบบหมุน (rotating) มีอัตราการหมุนต่อรอบสูง ประมาณ 3,600 – 10,000 รอบต่อวินาที (round per minute; rpm) เพื่อช่วยให้เปลี่ยนตำแหน่งการชนของอิเล็กตรอนที่เป้าได้หลายตำแหน่งขึ้น เป้าควรมีประสิทธิภาพทนความร้อน (heat storage) หรือ ระบายความร้อนได้ดี (หน่วยความร้อนในหลอดเอกซเรย์ คือ heat unit; HU)

หลอดเอกซเรย์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ควรมีความสามารถในการทนความร้อน (heat storage capacity) ได้ดี มีค่าในการทนความร้อน ตั้งแต่ 1-30 ล้าน หน่วยความร้อน (heat unit ; HU) มีระบบช่วยในการระบายความร้อนออกจากหลอด เนื่องจากการฉายรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีการฉายรังสีต่อเนื่องติดต่อกัน รวมถึงการใช้ปัจจัยในการกำหนดปริมาณรังสี (exposure factors) ในการสแกนด้วยค่าที่สูง เช่น 70-150 kV, 50-400 mAs ระยะเวลาในการฉายรังสีแต่ละครั้ง ประมาณ 10-20 วินาที (ขึ้นกับชนิดการตรวจวินิจฉัย) ซึ่งจะทำให้เกิดความร้อนที่สูงภายในหลอด หลอดเอกซเรย์ต้องมีการระบายความร้อน (heat dissipation) ที่ดี อัตราในการระบายความร้อนที่รวดเร็ว เช่น 0.4-1.8 ล้าน หน่วยความร้อนต่อนาที (HU/min) โดยส่วนใหญ่หลอดเอกซเรย์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะกำหนดค่าความจุความร้อนที่ขั้วบวก (anode heat storage capacity) อยู่ในช่วงประมาณ 2-5 ล้านหน่วยความร้อน (Mega heat unit ; MHU) หรือมากกว่าขึ้นกับการออกแบบ หรือ รุ่นที่ผลิตของผู้ขายแต่ละราย

ดังนั้น เพื่อปรับสภาพความร้อนภายในหลอดให้เหมาะสม ก่อนใช้งาน ควรมีการอุ่นหลอด (tube warm up) โดยส่วนใหญ่จะระบุไว้ ถ้าหากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ไม่ได้ใช้งานติดต่อกันเกิน 2 ชั่วโมง (หรือตามข้อกำหนดของบริษัทผู้ผลิตระบุไว้) ก่อนการใช้งาน ต้องทำการอุ่นหลอด เพื่อช่วยยืดอายุการใช้งานของหลอดเอกซเรย์ ลดค่าใช้จ่ายในการซื้อหลอด ก่อนระยะเวลาอันสมควร และยังเป็นส่วนหนึ่งในการดูแลรักษาหลอดเอกซเรย์ (Erdi 2013)

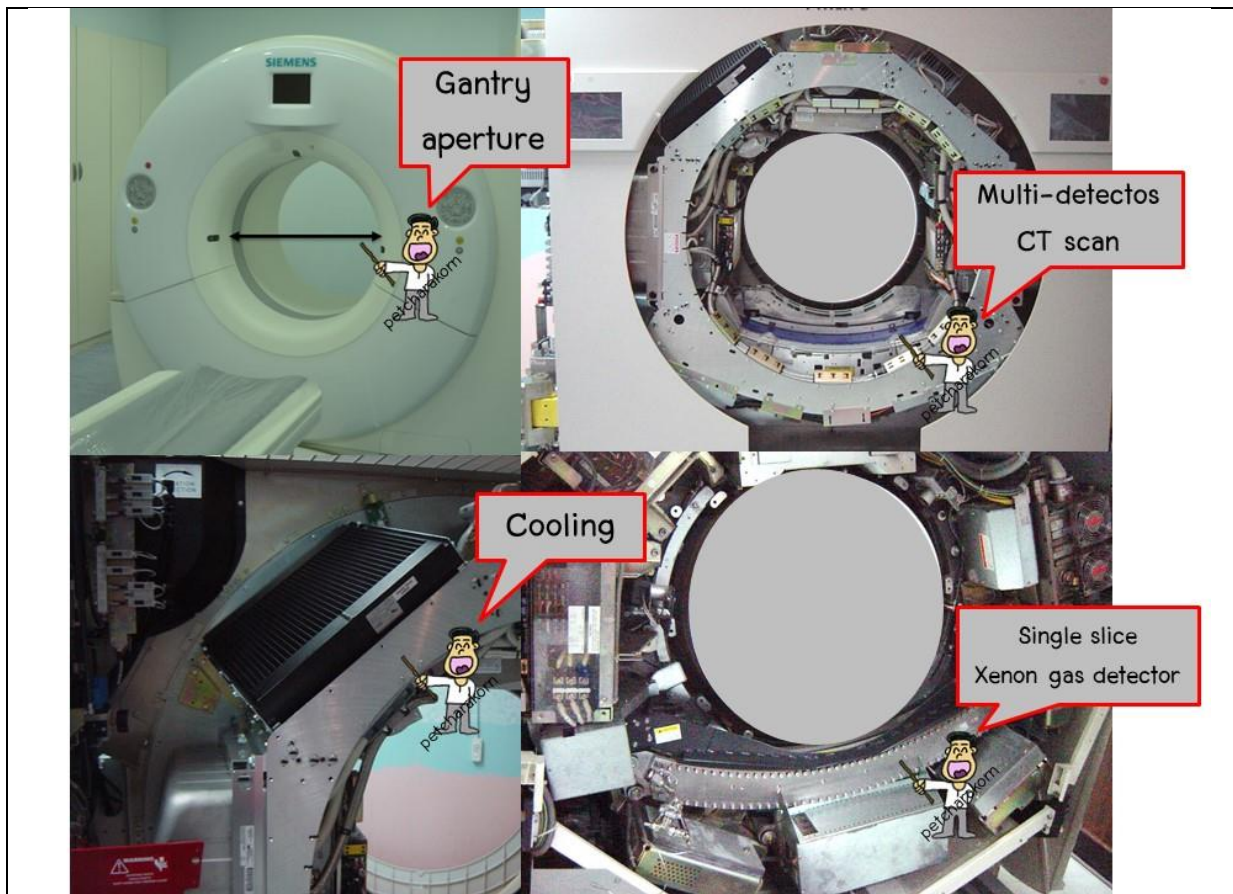
ข้อควรทราบ สำหรับการอุ่นหลอด

- ก่อนทำการอุ่นหลอด ควรปิดประตูห้องตรวจ เพื่อป้องกันรังสีกระเจิงไปสู่บริเวณใกล้เคียง
- ควรติดป้ายเตือน แจ้งให้ทราบว่าจะทำการอุ่นหลอด เพื่อป้องกันผู้ที่ไม่เกี่ยวข้องห้องตรวจ
- เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะมีโปรแกรมการควบคุมการอุ่นหลอดอัตโนมัติ
- ขณะทำการอุ่นหลอดเอกซเรย์ ต้องเลื่อนเตียงตรวจออกจากตัวเครื่องเอกซเรย์ เพื่อไม่ให้มีวัตถุมาขวางกั้นบริเวณฉายรังสีระหว่างหลอดเอกซเรย์กับอุปกรณ์รับรังสี
- โดยส่วนใหญ่โปรแกรมการควบคุมการทำงาน จะเลือกใช้ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ โดยเริ่มต้นจากค่าที่น้อย เพิ่มไปสู่ค่าที่มากขึ้น (เช่น 40 mA, 100 mA, 200 mA เป็นต้น) หรือ ทำให้เกิดความร้อนที่ต่ำๆขยับไปสู่ความร้อนที่สูงพอเหมาะต่อหลอดเอกซเรย์ ซึ่งจะสอดคล้องกับการสอบเทียบ (calibration) ปรับค่า ปรับข้อมูล เพื่อใช้ในการการประมวลผลและสร้างภาพ
- ถ้าเครื่องเอกซเรย์ มีหลอดเอกซเรย์ มากกว่า 1 หลอด อาจจะมีการอุ่นหลอดพร้อมกัน หรือ สลับหลอดไปมา ตามพารามิเตอร์ที่ใช้งาน



ระบบความเย็น

ระบบความเย็น หรือ อาจเรียกว่าการระบายความร้อนของหลอดเอกซเรย์ เมื่ออิเล็กตรอนจากหัวลบพุ่งเข้าชนเป้าที่ขั้วบวกในหลอดเอกซเรย์ จะเกิดรังสีเอกซ์ประมาณร้อยละ 1 ที่เหลือเป็นความร้อนประมาณร้อยละ 99 การตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีการฉายรังสีต่อดัตกันหลายวินาที ทำให้เกิดความร้อนสูงในหลอดเอกซเรย์ ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีระบบการระบายความร้อน ภายในหลอดเอกซเรย์ บางรุ่นบรรจุน้ำมันชนิดพิเศษ อยู่ระหว่างหลอดแก้วสุญญากาศกับเรือนหุ้มหลอด เพื่อช่วยระบายหรือนำความร้อนออกสู่สิ่งแวดล้อมภายนอก หลอดเอกซเรย์บางรุ่นอาจมีระบบระบายความร้อนอื่นๆ เช่น พัดลมระบายอากาศ ระบบการไหลเวียนโดยใช้น้ำหรือน้ำมันชนิดพิเศษไหลเวียนนำความร้อนออกสู่ภายนอก วิธีการเหล่านี้เป็นส่วนหนึ่งที่ช่วยยืดอายุการใช้งานของหลอดเอกซเรย์ได้



อุปกรณ์รับรังสี

เป็นส่วนที่รับรังสีที่ทะลุผ่านผู้ป่วย ซึ่งอุปกรณ์นี้จะทำหน้าที่ในการแปลงรังสีที่ตกกระทบให้เป็นสัญญาณหรือข้อมูลดิจิทัล มีการต่อพ่วงสายสัญญาณ เพื่อช่วยส่งสัญญาณเข้าไปสู่ระบบคอมพิวเตอร์ทำหน้าที่แปลงสัญญาณที่ทำให้เกิดเป็นภาพต่อไป อุปกรณ์รับรังสีส่วนใหญ่ในปัจจุบันจะมีลักษณะเป็นแถวยาว มีขนาดความกว้างของขนาดช่องรับรังสีที่แตกต่างกัน

อุปกรณ์รับรังสี ที่ดีควรมีคุณสมบัติหรือความสามารถดังต่อไปนี้

(1) ความสามารถในการจับ (capture efficiency) หมายถึง ความสามารถที่จะจับหรือรับรังสีที่ผ่านมาระทบได้ดี คุณสมบัตินี้จะเกี่ยวข้องกับขนาดหรือความกว้างของอุปกรณ์รับรังสีและระยะห่างของช่องรับรังสีที่บริษัทให้ผู้ผลิตจัดสร้างขึ้นมา

(2) ความสามารถในการดูดกลืน (absorption efficiency) หมายถึง ความสามารถในการดูดกลืนรังสีหรือจำนวนโฟตอนได้มากน้อยแค่ไหน ซึ่งคุณสมบัตินี้จะเกี่ยวข้องกับ ตัวเลขอะตอมของสารที่ใช้นำมาทำอุปกรณ์รับรังสี ขนาด พื้นที่ และความหนาของอุปกรณ์

(3) ความสามารถในการแปลงข้อมูล (conversion efficiency) หมายถึง ความสามารถในการเปลี่ยนโฟตอนให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าหรือข้อมูลที่จะส่งต่อไปสู่ระบบคอมพิวเตอร์ เพื่อแปลงเป็นภาพต่อไป

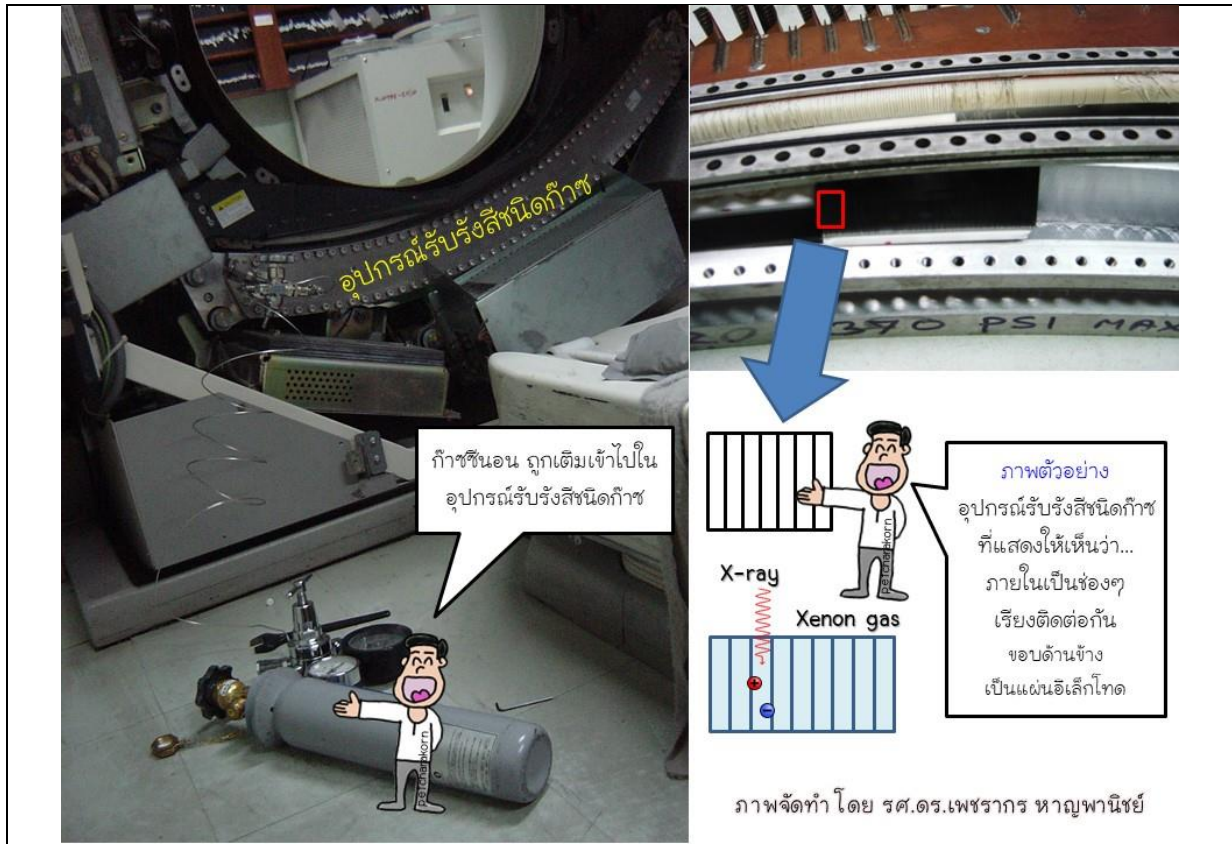
(4) ความสามารถในการตอบสนองเมื่อมีรังสีที่มาระทบ หมายถึง ระยะเวลาหรือความรวดเร็วในการตอบสนอง (response time) เมื่อได้รับรังสี ว่ามีประสิทธิภาพได้รวดเร็วเพียงใด

ที่ผ่านการใช้งานเครื่องเอกซเรย์แต่ละรุ่นแต่ละชนิด จำนวนของอุปกรณ์รับรังสีแต่ละบริษัท จะมีความแตกต่างกัน อุปกรณ์รับรังสีที่ใช้งานกันโดยส่วนใหญ่ มีอยู่ 2 ชนิด คือ

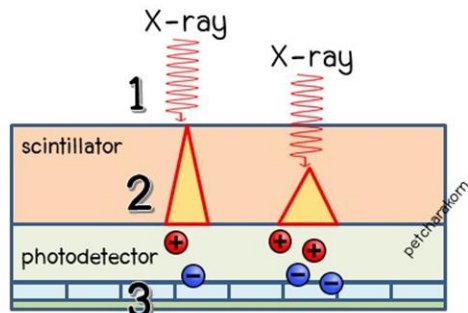
(1) อุปกรณ์รับรังสีชนิดผลึกแข็ง (solid state or crystal detectors) สารชนิดนี้มีลักษณะที่เป็นผลึกแข็ง เช่น แคลเซียมทังสเตต (cadmium tungstate ; CdWO_4) หรือ แกโดลิเนียมออกซัลไฟด์ (gadolinium oxysulfide ; GOS, $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) มีคุณสมบัติเปล่งประกาย (scintillation) หรือเรืองแสงคล้ายๆกับสารเรืองแสงในแผ่นรับภาพการถ่ายภาพรังสีแบบสกรีน-ฟิล์ม (screen-film) เมื่อรังสีกระทบกับสารเหล่านี้ สารจะเกิดการเรืองแสงและมีอุปกรณ์รับแสง (photodetector) ทำหน้าที่แปลงแสงสว่างที่เกิดขึ้นให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า เพื่อส่งเข้าระบบคอมพิวเตอร์ เพื่อเข้าสู่กระบวนการสร้างภาพต่อไป

(2) อุปกรณ์รับรังสีชนิดก๊าซ (gas fill detectors) ภายในอุปกรณ์จะประกอบด้วยแผ่นโลหะวางเรียงติดต่อการเป็นช่องๆ เป็นแถวยาว เรียกว่าแผ่นอิเล็กโทรด (electrodes) ทำหน้าที่เป็นขั้วไฟฟ้ารับส่งสัญญาณ เมื่อรังสีตกกระทบก๊าซเฉื่อย จะทำให้ก๊าซเกิดแตกตัวเป็นประจุ (ionization) ประจุที่เกิดขึ้นจะส่งผ่านแผ่นอิเล็กโทรดให้เป็นสัญญาณไฟฟ้าส่งเข้าระบบคอมพิวเตอร์ เพื่อเข้าสู่กระบวนการสร้างภาพต่อไป

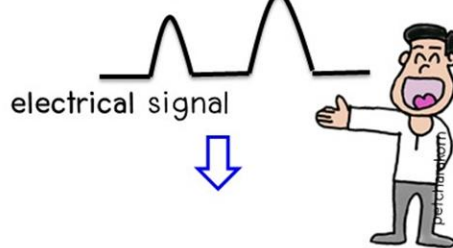
ก๊าซที่นิยมใช้ คือ ก๊าซซีนอน (xenon) เนื่องจากเป็นก๊าซเฉื่อยที่หนักที่สุด มีความคงตัว มีอัตราการสลายตัวที่รวดเร็ว ที่อยู่ภายในช่องต่างๆแล้ว



อุปกรณ์รับรังสีชนิดผลึกแข็ง (solid state detectors)



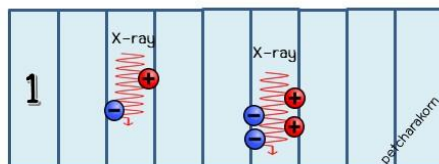
1. รังสีเอกซ์ (x-ray) ตกกระทบอุปกรณ์รับรังสี
2. ภายในอุปกรณ์รับรังสี เป็นผลึกแข็ง ทำหน้าที่เปลี่ยนรังสีที่ตกกระทบ เป็นแสงสว่าง
3. Photodetector ทำหน้าที่แปลงแสงสว่าง ตามสัดส่วนที่รังสีทำอันตรกิริยากับผลึก ให้เป็นสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์ (electrical signal) ส่งเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ ต่อไป



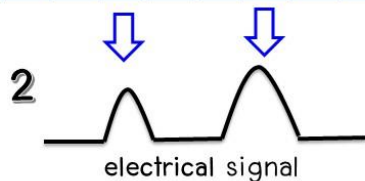
รังสีเอกซ์
ถูกแปลงให้เป็น แสง
แสง ถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณ

ภาพจัดทำ โดย รศ.ดร.เพชรกรร หาญพานิชย์

อุปกรณ์รับรังสีชนิดก๊าซ (gas fill detectors)



1. รังสีเอกซ์ (x-ray) ตกกระทบอุปกรณ์รับรังสี ที่ภายในบรรจุก๊าซซีนอน (xenon gas) รังสีเอกซ์ จะทำให้ก๊าซแตกตัวเป็นประจุ



2. ประจุที่เกิดขึ้นจะถูกส่งผ่านแผ่นอิเล็กโทรด และถูกทำให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า

รังสีเอกซ์
ถูกแปลงให้เป็นประจุ
ประจุ ถูกเปลี่ยนเป็นสัญญาณ

ภาพจัดทำ โดย รศ.ดร.เพชรกรร หาญพานิชย์

คอลลิเมเตอร์ (collimator)

เป็นอุปกรณ์ที่ทำหน้าที่ เป็นส่วนที่เกี่ยวข้องกับการควบคุมลำรังสีเอกซ์ให้ออกตามขอบเขตหรือพื้นที่ที่กำหนด เพื่อช่วยควบคุมลำรังสี ลดปริมาณรังสีที่ไม่จำเป็นหรือตัดลำรังสีกระเจิงออกไป และช่วยทำให้เกิดภาพที่มีคุณภาพ

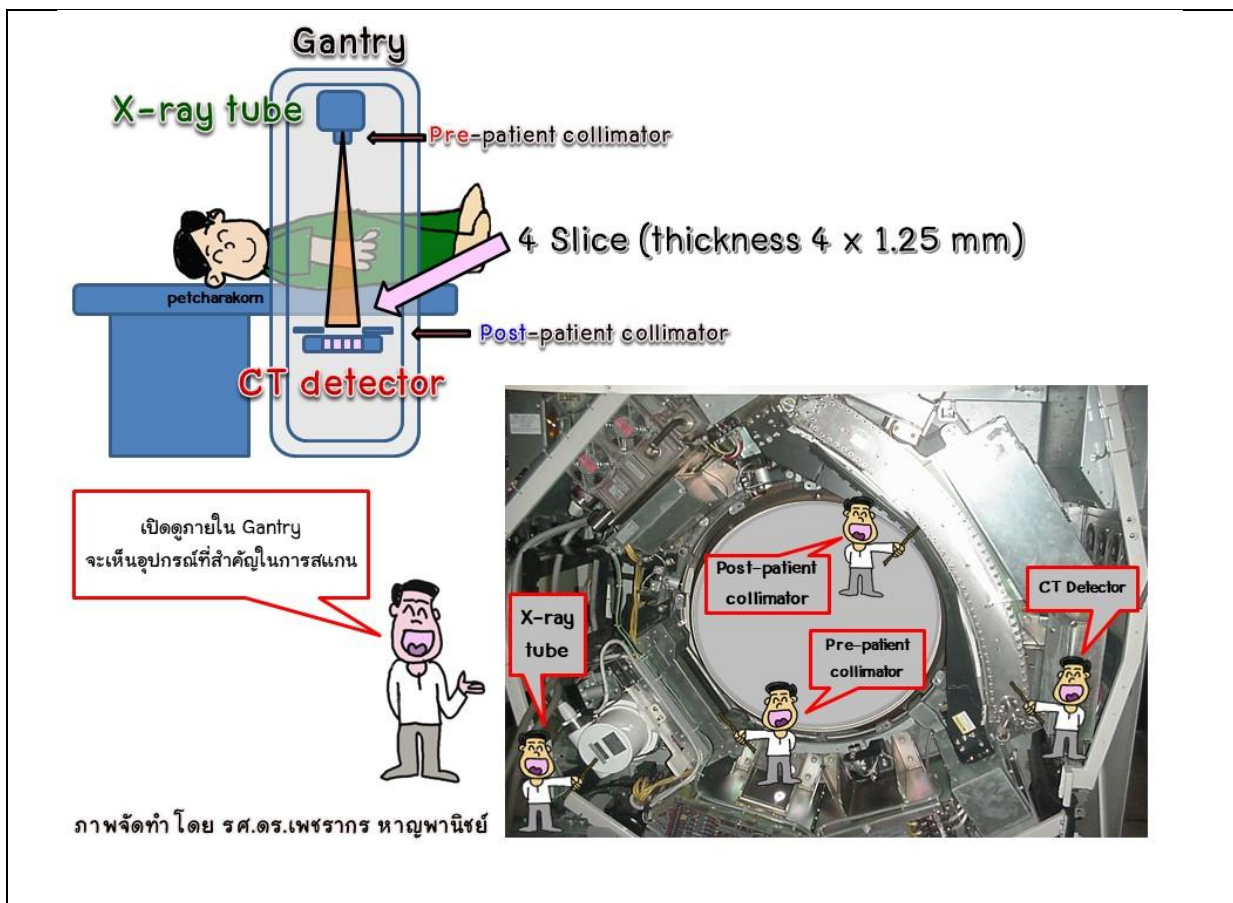
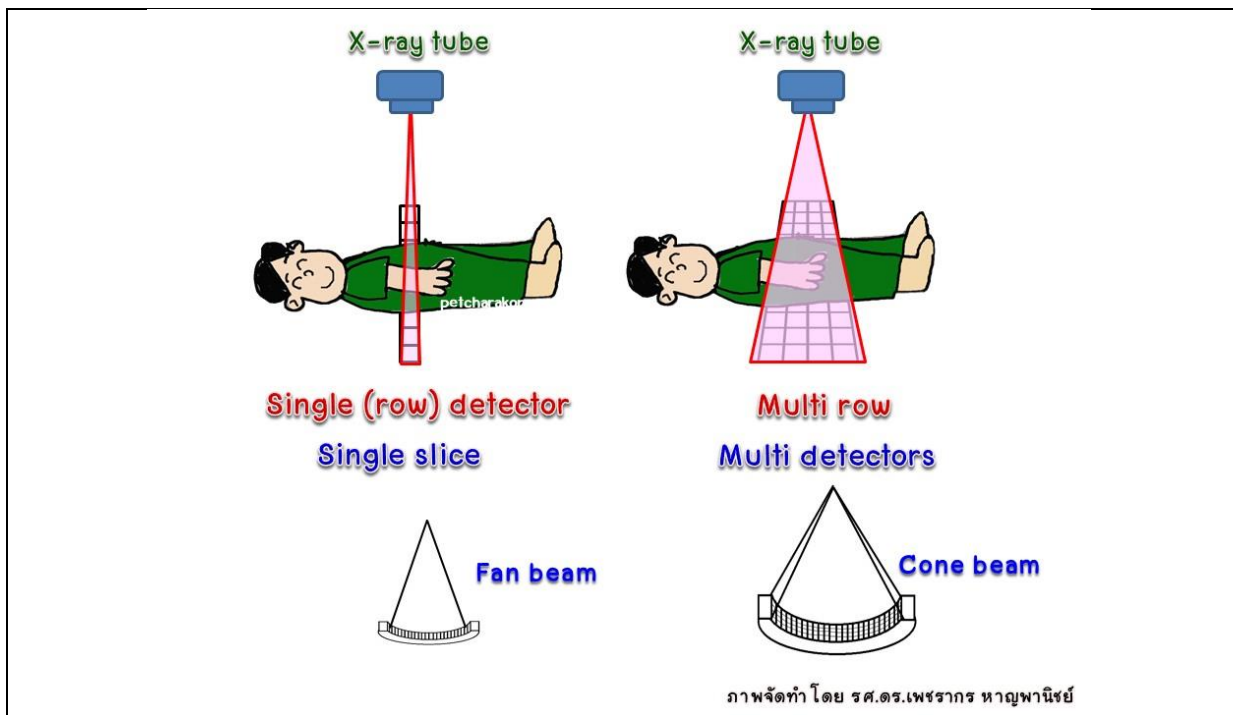
ลักษณะของลำรังสีที่ใช้ในการตรวจ เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่การเพิ่มจำนวนแถวของอุปกรณ์รับรังสีจากหนึ่งแถว เป็นหลายๆแถว จึงมีการทำให้ลักษณะของลำรังสีที่ใช้ในการตรวจมีลักษณะที่แตกต่างกัน

ลำรังสีที่ใช้งานสำหรับอุปกรณ์รับรังสีที่เป็นแถวเดียว(หนึ่งแถว) ลักษณะลำรังสีจะคล้ายพัด (fan beam) เมื่อเพิ่มจำนวนแถวที่มีมากขึ้น ลักษณะลำรังสีจะคล้ายพัด แต่... มีความกว้างมากขึ้น ลักษณะคล้ายกรวย (cone beam) ซึ่งในเครื่องซีที

โดยส่วนใหญ่จะมีการออกแบบให้มีคอลลิเมเตอร์ ติดตั้งไว้ 2 ตำแหน่ง คือ

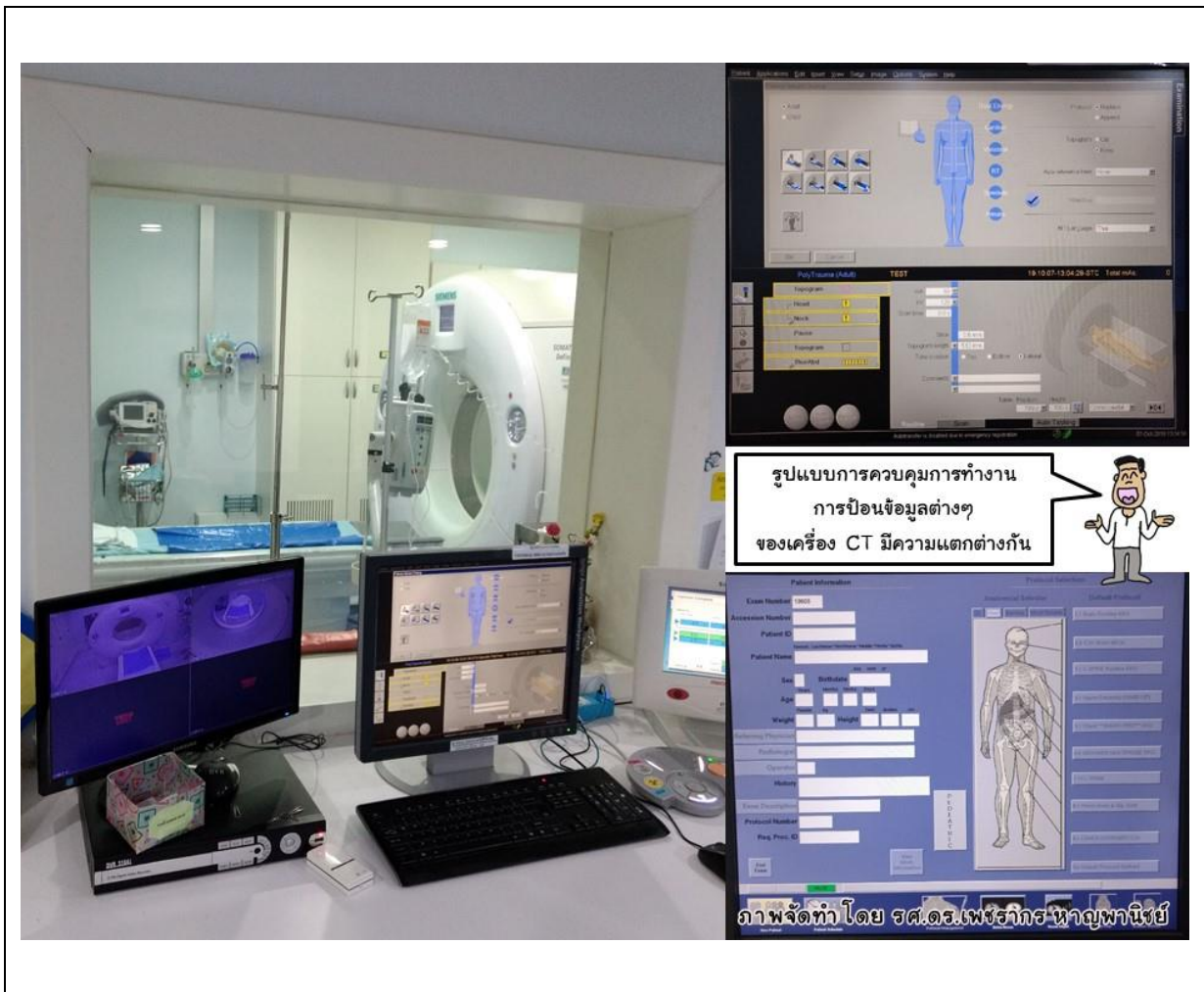
(1) ตำแหน่งที่หนึ่ง จะอยู่ระหว่างหลอดเอกซเรย์กับผู้ป่วย หรือ คอลลิเมเตอร์ที่อยู่ก่อนที่รังสีจะไปสู่ผู้ป่วย (pre-patient collimators) เมื่อรังสีออกจากหลอดเอกซเรย์ คอลลิเมเตอร์ส่วนนี้จะควบคุมให้ลำรังสี มีลักษณะบานกว้างคล้ายพัด (fan beam) ลำรังสีชุดนี้จะเป็นส่วนที่ผ่านผู้ป่วย(ผู้รับบริการ) ไปกระทบอุปกรณ์รับรังสี พื้นที่ลำรังสีที่ใช้จะสอดคล้องกับความกว้างของพื้นที่การตรวจที่กำหนดหรือต้องการสำหรับในเครื่องซีทีชนิดสแกนได้ครั้งละสไลด์ (single slice) คอลลิเมเตอร์จะเป็นส่วนสำคัญที่จะทำหน้าที่ควบคุมลำรังสีให้สอดคล้องกับความหนาของชั้นที่ตัด (slice thickness)

(2) ตำแหน่งที่สอง จะอยู่ระหว่างผู้ป่วยกับอุปกรณ์รับรังสี หรือ คอลลิเมเตอร์หลังผู้ป่วย (post-patient collimators) คอลลิเมเตอร์ส่วนนี้จะทำหน้าที่ควบคุมลำรังสีให้ตกกระทบในพื้นที่ของอุปกรณ์รับรังสีที่กำหนด รวมถึงช่วยตัดลำรังสีกระเจิง (scatter radiation) ด้วย



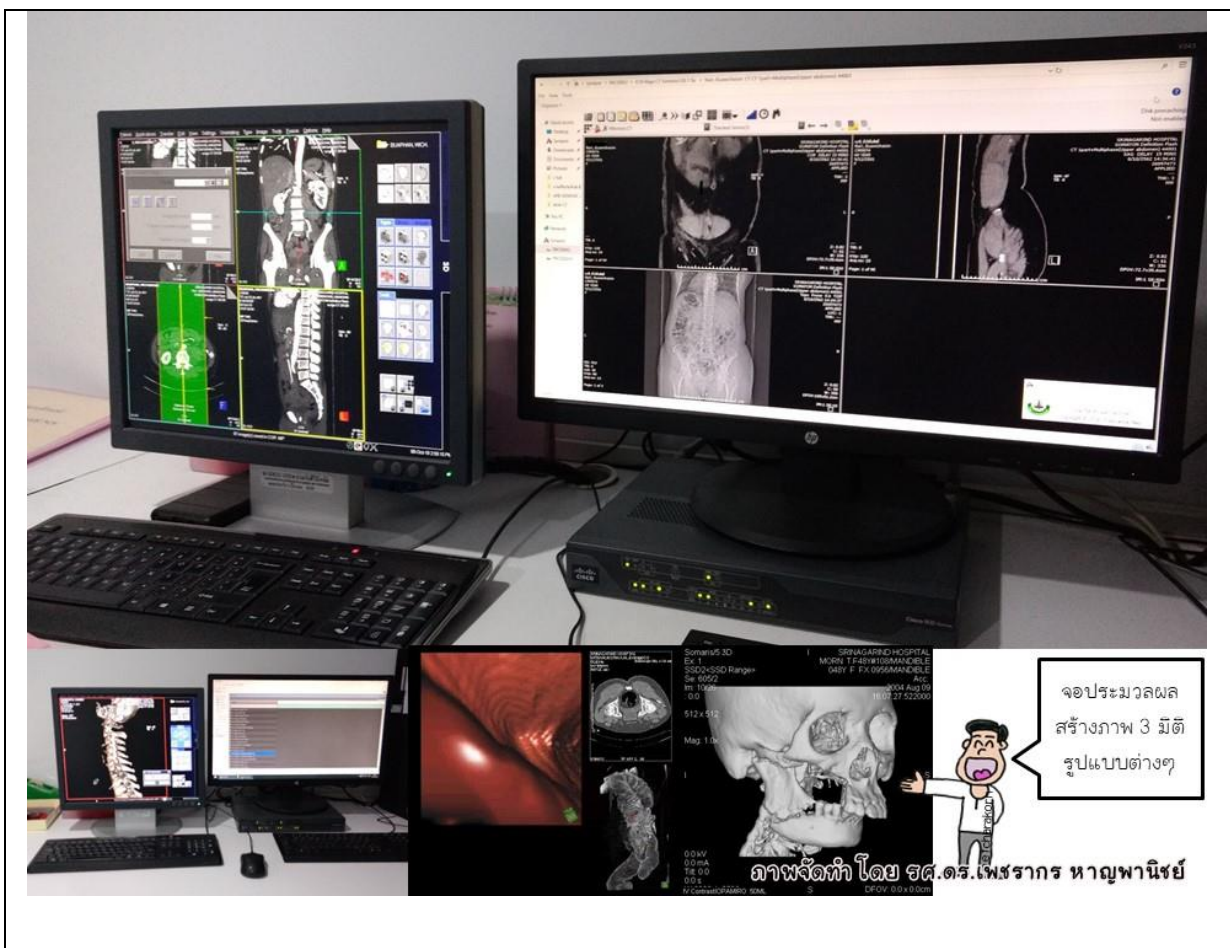
(2) การควบคุมการทำงาน

ส่วนนี้จะเกี่ยวข้องกับการป้อนข้อมูลผู้ป่วยหรือผู้รับบริการ เช่น เพศ อายุ เลขที่โรงพยาบาล เป็นต้น การเลือกโปรโตคอล (protocol) ตามอวัยวะที่จะทำการตรวจ การเลือกใช้พารามิเตอร์ต่างๆในการสร้างภาพ เช่น ค่าศักดาไฟฟ้า (kilovoltage; kV) ค่ากระแสไฟฟ้า (current; mA) ระยะทางที่ทำการตรวจ ความหนาของชั้นที่ตัด รูปแบบการสร้างภาพและอื่นๆที่เกี่ยวข้องกับการฉายรังสีในการตรวจวินิจฉัย ซึ่งรายละเอียดของข้อมูลต่างๆ จะขอยกไปนำเสนอในขั้นตอนการตรวจต่อไป



(3) การประมวลผล การสร้างและแสดงภาพ

ส่วนนี้จะเป็นส่วนที่รับข้อมูลจากอุปกรณ์รับรังสีผ่านการแปลงข้อมูลจากสัญญาณอะนาลอกเป็นดิจิทัล (Analog to Digital Converter ; ADC) นำเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์ แปลงข้อมูล ประมวลผล และสร้างออกมาเป็นภาพตัดขวาง แล้วส่งข้อมูลออกไปสู่การวินิจฉัยต่อไป ในระบบคอมพิวเตอร์บางรุ่น หรือบางเครื่องต้องมีการแปลงข้อมูลหรือสัญญาณดิจิทัลกลับเป็นอะนาลอก (Digital-to-Analog Converter ; DAC) เพื่อแสดงออกทางจอภาพหรือเข้าระบบแสดงภาพอื่นๆ แต่... บางรุ่น ก็ ส่งข้อมูล สัญญาณในรูปแบบดิจิทัลได้โดยตรง ข้อมูลภาพที่ได้จากการตรวจ บางครั้งอาจจะยังไม่เพียงพอสำหรับการวินิจฉัย บางครั้งอาจต้องทำการประมวลผลเพิ่มเติม หรือ สร้างภาพในรูปแบบอื่น เช่น การสร้างภาพระนาบอื่นๆเพิ่มเติมจากระนาบตัดขวาง หรือ ที่เรียกว่า Multi planar reformation (reconstruction) ; MPR หรือ การสร้างภาพกราฟฟิก 3 มิติ จำลองร่างกายบริเวณที่สนใจ (volume rendering) เป็นต้น



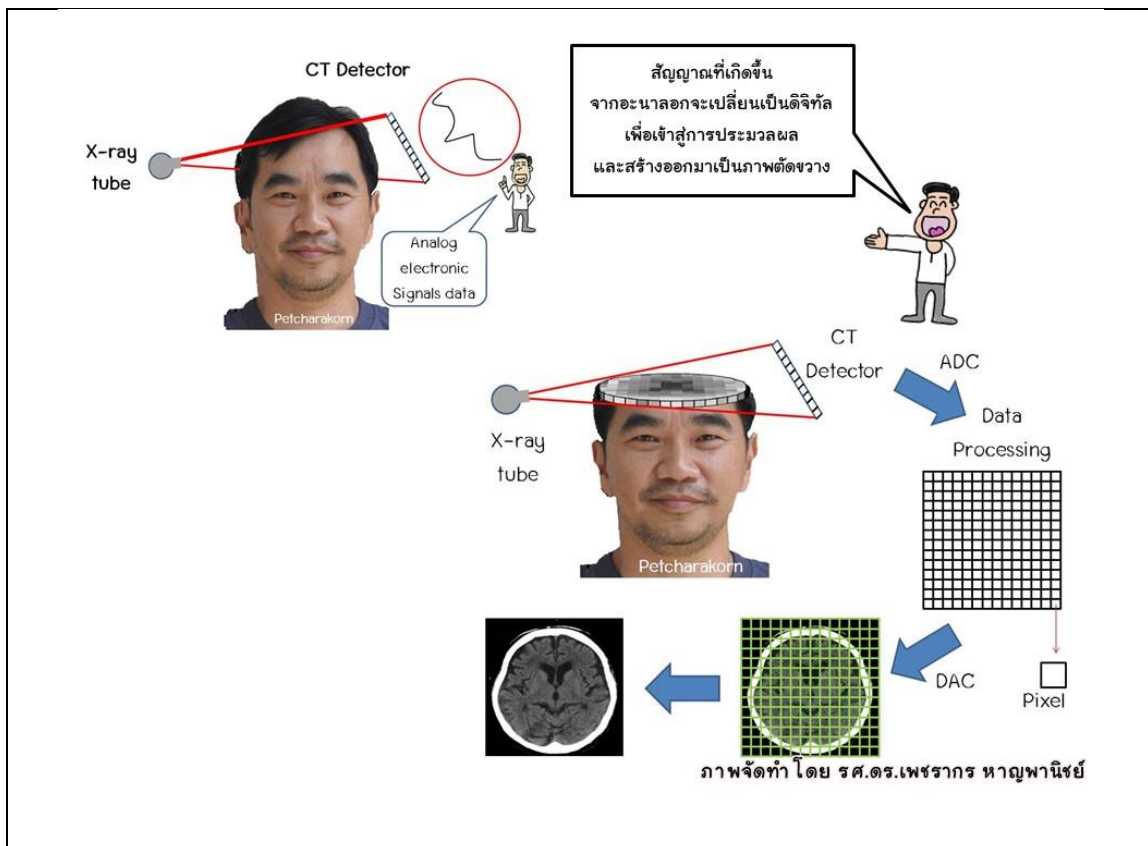
ตัวอย่างโปรแกรมการวิเคราะห์ภาพและวัดค่าต่างๆ โดยทั่วไป จะมีการใช้งาน ดังนี้

- Region of Interest (ROI), Circle, Irregular, Polygonal
- Area Calculation
- Standard Deviation Calculation
- Min/Max Values Calculation, Mean Value Calculation
- Distance Measurement
- Angle Measurement
- Volume measurement
- Image Filter
- Image zoom and pan
- Realtime Multiplanar Reformatting with variable slice thickness (Sagittal, Coronal, Oblique, Double oblique, Free hand drawing)
- 3D surface shade display
- CT angiography
- Dynamic Evaluation
- Cine Display maximum rate = 30 Frames/Second.
- Subtraction
- Generation of video file in multimedia formats, AVI, GIF, Quicktime (MOV), streaming video
- การส่องตรวจเข้าไปในอวัยวะของร่างกาย (Endoscopy) และ Colonography เป็นต้น

หลักการทำงานและการสร้างภาพ

การตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ลำดับขั้นตอนในการทำงานและการสร้างภาพเบื้องต้น เริ่มต้นจาก...

1. โดยการฉายรังสีของหลอดเอกซเรย์ผ่านผู้ป่วย รังสีเอกซ์จะทะลุผ่านผู้ป่วยไปกระทบกับอุปกรณ์รับรังสีที่อยู่ตรงกันข้ามกับหลอดเอกซเรย์ ระหว่างการตรวจหลอดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับรังสีจะหมุนวนรอบๆ ผู้ป่วย (บางรุ่น มีการหมุนสลับไปมาทวนเข็ม-ตามเข็มนาฬิกา บางรุ่นหมุนวนไปทางทิศเดียวกันอย่างต่อเนื่อง)
2. ปริมาณรังสีที่ผ่านผู้ป่วยไปกระทบกับอุปกรณ์รับรังสี ปริมาณรังสีจะมีการดูดกลืนตามหลักการสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีของตัวกลางเชิงเส้น (linear attenuation coefficient) ที่แตกต่างกัน
3. รังสีที่ผ่านอุปกรณ์รับรังสีจะถูกแปลงเป็นสัญญาณและเปลี่ยนให้เป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อส่งเข้าระบบคอมพิวเตอร์ทำการประมวลผล ซึ่งมีการใช้หลายเทคนิค หรือใช้โปรแกรมที่แตกต่างกัน ในแต่ละผู้ผลิต เช่น การใช้การสร้างภาพแบบฟิลเตอร์แบ็กโพรเจกชัน (Filtered back-projection) หรือ เทคนิคอิตเทอเรชัน (Iteration technique) เป็นต้น ซึ่งสร้างออกมาเป็นภาพตัดขวางของอวัยวะที่ทำการตรวจ



ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอน(ลง)เชิงเส้น (linear attenuation coefficient)

รังสีเอกซ์ เป็นคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และสามารถทำให้อะตอมของตัวกลางแตกตัวเป็นประจุ กฎของเบียร์และแลมเบิร์ต (Beer-Lambert law) (Mayerhofer and Popp 2019) กล่าวว่า เมื่อรังสีเคลื่อนที่ผ่านไปในตัวกลางนั้นๆ ซึ่งทำให้รังสีมีการสูญเสียพลังงานไปบางส่วน เนื่องจากรังสีถูกตัวกลางนั้นดูดกลืน (absorbed) ไว้ ทำให้ความเข้มของรังสีลดลง เมื่อผ่านตัวกลาง

ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น หมายถึง การที่ลำรังสีถูกดูดกลืน ไปตามความหนาของตัวกลาง

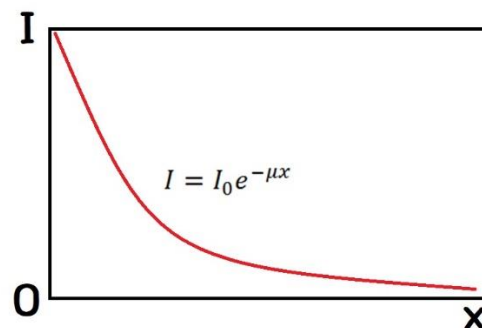
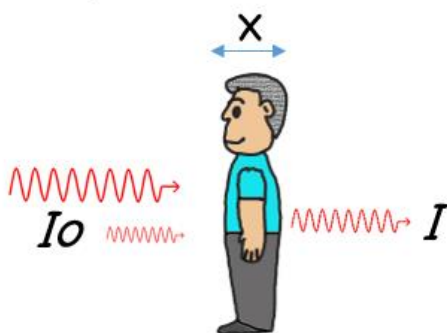
$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

เมื่อกำหนดให้

μ	คือ	ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น
I_0	คือ	ความเข้มรังสีเอกซ์ ก่อนที่จะทะลุตัวกลาง
I	คือ	ความเข้มรังสีเอกซ์ หลังจากที่จะทะลุตัวกลาง
x	คือ	ความหนาของตัวกลางหรือวัสดุที่ใช้กันลำรังสี
e	คือ	ค่าคงตัวยูเลอร์ (Euler's constant) เป็นค่าคงตัวทางคณิตศาสตร์ เป็นค่าคงตัวที่เป็นฐานของลอการิทึมธรรมชาติ มีค่าประมาณ 2.718

$e^{-\mu x}$ แสดงถึง การลดลงของความเข้มของรังสีที่ทะลุผ่านตัวกลางออกมาของ μ และ x

สำหรับในร่างกายมนุษย์ เนื้อเยื่อในร่างกาย แต่ละอวัยวะจะมีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน ค่าความเข้มของรังสีที่ทะลุผ่านออกมาขึ้นกับ μ (ชนิดของเนื้อเยื่อในร่างกายที่รังสีทะลุผ่าน) และ ความหนา รวม คือ x



ตารางที่ 1 แสดงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆ ในร่างกายมนุษย์ที่พลังงานรังสีเอกซ์เท่ากับ 60 keV, 84 keV และ 122 keV (Phelps et al. 1975) (Rao and Gregg 1975)

เนื้อเยื่อ	μ (cm ⁻¹)		
	60 keV	84 keV	122 keV
กระดูก	0.528	0.464	0.410
เลือด	0.208	0.182	0.163
เกรย์แมตเตอร์	0.212	0.184	0.163
ไวต์แมตเตอร์	0.213	0.187	0.166
ซีเอสเอฟ (CSF)	0.207	0.181	0.160
น้ำ	0.206	0.180	0.160
ไขมัน	0.185	0.162	0.144
อากาศ	0.0004	0.0003	0.0002

เนื้อเยื่อมีค่า μ สูง เช่น กระดูก สามารถดูดกลืนรังสีได้ มาก รังสีทะลุผ่านได้ น้อย

เนื้อเยื่อมีค่า μ ต่ำ เช่น อากาศ สามารถดูดกลืนรังสีได้ น้อย รังสีทะลุผ่านได้ มาก

เนื้อเยื่อ (ตัวกลาง) ชนิดเดียวกัน เมื่อพลังงานของรังสี เพิ่มขึ้น รังสีทะลุทะลวงได้ มากขึ้น

ดังนั้น เนื้อเยื่อ จะดูดกลืนรังสีได้ลดลง ทำให้ค่า μ มีค่า ลดลง

เลขซีที (CT number)

ในขบวนการสร้างภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะมีการแปลงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกาย ให้เป็นตัวเลข เรียกว่า ตัวเลขซีที หรือ หน่วยเฮนสฟิลด์ (Hounsfield unit or number) เพื่อเป็นการให้เกียรติแก่ กอดฟรีย์ เอ็น เฮนส์ฟิลด์ ผู้สร้างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ค่าตัวเลขซีที เป็นตัวแทนของค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกาย ในแต่ละตำแหน่ง แต่ละจุดภาพ (pixel or picture element) และค่าตัวเลขซีที จะถูกไปเปลี่ยนเป็นจุดสีขาว เทา หรือ ดำ ในภาพ ซึ่งในคลินิก ค่าตัวเลขซีที ช่วยแสดงความหนาแน่นของเนื้อเยื่อในการวินิจฉัยต่อไป

$$\text{CT number} = 1000 \times \left(\frac{\mu_{\text{tissue}} - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \right)$$

โดยกำหนดให้

μ_{tissue} คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของเนื้อเยื่อ (ตัวกลางใดๆ)

μ_{water} คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นของน้ำ

k คือ แฟคเตอร์สเกล (factor scale) ในที่นี้ กำหนดให้มีค่าคงที่ เท่ากับ 1,000

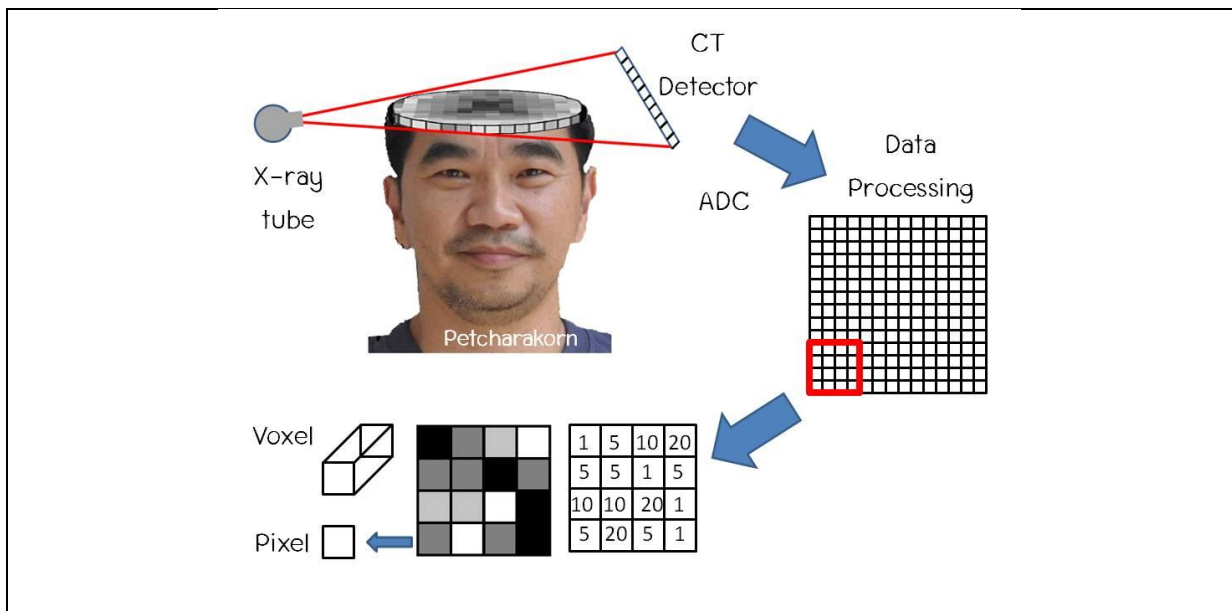
เลขซีที กำหนดให้ค่าซีทีของน้ำ มีค่าเท่ากับ ศูนย์ (0) และ ให้ใช้เลขซีทีน้ำ เป็นบรรทัดฐาน เป็นตัวเปรียบเทียบกับเนื้อเยื่อต่างๆ เช่น

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่น มากกว่าน้ำ เช่น เนื้อเยื่อ กระดูก จะมีเลขซีที เป็น บวก

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่น น้อยกว่าน้ำ เช่น ไขมัน อากาศ จะมีเลขซีที เป็น ลบ

ตารางที่ 2 แสดงค่าตัวเลขซีทีเนื้อเยื่อต่างๆในร่างกาย

เนื้อเยื่อ	เลขซีที
กระดูก	100-1000
เนื้อเยื่อต่างๆในร่างกาย	10-90
น้ำ	0
ไขมัน	-100
อากาศ	-1000



รังสีเอกซ์

อากาศ	รังสีทะลุผ่านได้มาก
กล้ามเนื้อ	รังสีทะลุผ่านได้ปานกลาง
กระดูก	รังสีทะลุผ่านได้น้อย
ไขมัน	รังสีทะลุผ่านไม่ได้

รังสีเอกซ์ สามารถทะลุทะลวงผ่าน **ตัวกลาง ได้แตกต่างกัน**

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่นน้อย เช่น อากาศ รังสีทะลุผ่านได้มาก
 CT number มีค่า -1,000 แสดงภาพออกมาเป็น สีดำ ■

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่นปานกลาง เช่น กล้ามเนื้อ รังสีทะลุผ่านได้ปานกลาง
 CT number มีค่า 50-70 แสดงภาพออกมาเป็น สีเทา ■

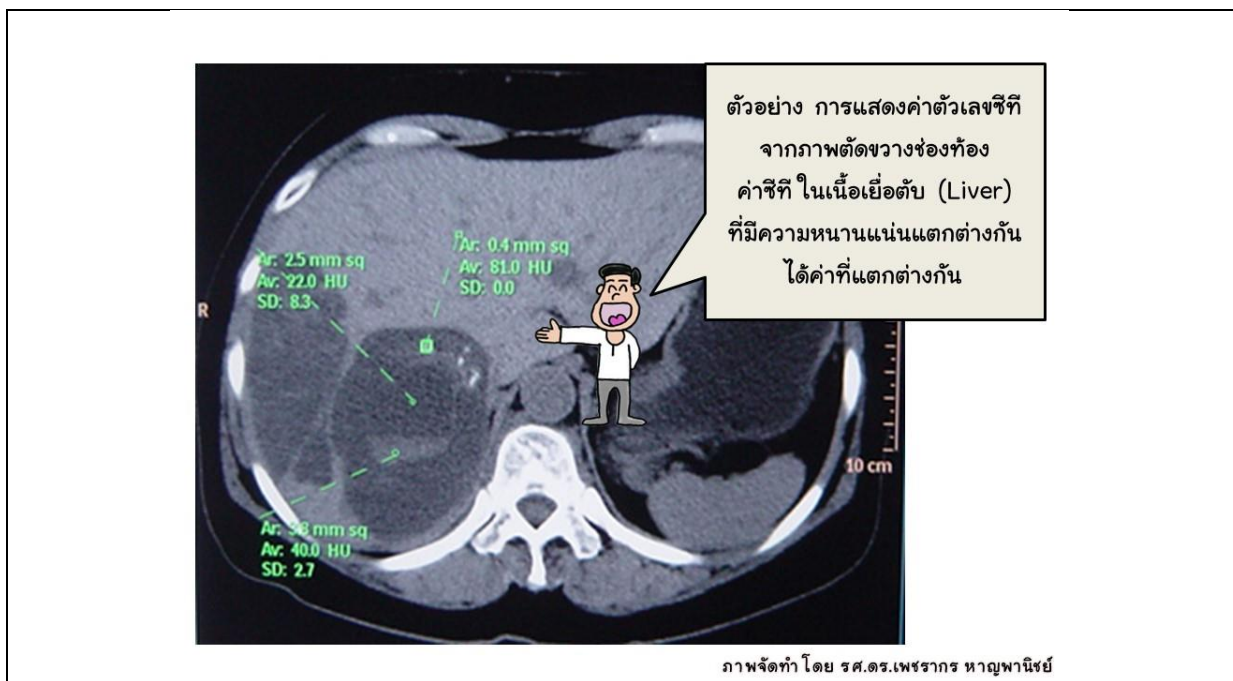
ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่นมาก เช่น กระดูก รังสีทะลุผ่านได้น้อย
 CT number มีค่า 100-1,000 แสดงภาพออกมาเป็น สีเทาอ่อน ■

ตัวกลาง ที่มีความหนาแน่นมากกว่ากระดูก เช่น โลหะ รังสี ทะลุผ่านไม่ได้
 CT number มีค่า 500 – 2,000 แสดงภาพออกมาเป็น สีขาว □

ตารางที่ 3 แสดงการเปรียบเทียบค่า CT number เนื้อเยื่อจำลอง เมื่อเลือกใช้กระแสที่ 50 mA และ 800 mA ร่วมกับการใช้ค่าศักดาไฟฟ้าที่ 80 kV (Szczepura et al. 2017)

Tissue Equivalent	CT number	
	HU ^{50mA}	HU ^{800mA}
Lung (inhale)	-752.80	- 814.07
Adipose	- 47.55	- 66.47
Breast	- 14.15	- 30.80
Muscle	61.08	47.05
Liver	72.4	58.2
Trabecular Bone (200)	286.7	299.07

จากตารางแสดงให้เห็นว่า รังสีที่มีพลังงานต่างกัน เมื่อทะลุทะลวงผ่านเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน จะทำให้ค่าสัมประสิทธิ์การลดลงเชิงเส้นของเนื้อเยื่อมีการเปลี่ยนแปลง ทำให้ค่าตัวเลขซีที เปลี่ยนแปลง เช่นกัน



เอกสารอ้างอิง

- Beckmann EC. CT scanning the early days. Br J Radiol. 2006;79(937):5–8.
- Bolus DN. Dual-energy computed tomographic scanners: Principles, comparisons, and contrasts. J Comput Assist Tomogr. 2013;37(6):944–7.
- Cogbill TH, Ziegelbein KJ. Computed Tomography, Magnetic Resonance, and Ultrasound Imaging: Basic Principles, Glossary of Terms, and Patient Safety. Surg Clin North Am. 2011;91(1):1–14.
- Erdi YE. Computed tomography X-ray tube life analysis: A multiyear study. Radiol Technol. 2013;84(6):567–70.
- Flohr T. CT Systems. Curr Radiol Rep. 2013;1(1):52–63.
- Imhof H, Schibany N, Ba-Ssalamah A, Czerny C, Hojreh A, Kainberger F, et al. Spiral CT and radiation dose. Eur J Radiol. 2003;47(1):29–37.
- Lois E. Romans. Basic principles of CT. In: Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text. China: Wolters Kluwer Health Lippincott Williams & Wilkins; 2011. p. 3–13.
- Mahesh M, Cody DD. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Physics of cardiac imaging with multiple-row detector CT. Radiographics. 2007;27(5):1495–509.
- Mayerhöfer TG, Popp J. Beer's law derived from electromagnetic theory. Spectrochim Acta – Part Mol Biomol Spectrosc. 2019;215:345–7.
- Petrik V, Apok V, Britton JA, Bell BA, Papadopoulos MC. Godfrey Hounsfield and the dawn of computed tomography. Neurosurgery. 2006;58(4):780–6.
- Phelps ME, Hoffman EJ, Ter Pogossian MM. Attenuation coefficients of various body tissues, fluids, and lesions at photon energies of 18 to 136 keV. Radiology. 1975;117(3 I):573–83.
- Prokop M. MDCT: Technical principles and future trends. In: Multidetector-Row Computed Tomography: Scanning and Contrast Protocols [Internet]. 2005. p. 5–12. Available from: https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-67649922783&doi=10.1007%2f88-470-0363-6_2&partnerID=40&md5=130f2f245c34457552406dc3d77c9afb
- Rao PS, Gregg EC. Attenuation of monoenergetic gamma rays in tissues. AMERJROENTGENOL. 1975;123(3):631–7.
- Rengo M, Bellini D, Businaro R, Caruso D, Azzara G, De Santis D, et al. MDCT of the liver in obese patients: evaluation of a different method to optimize iodine dose. Abdom Radiol. 2017;42(10):2420–7.

Seeram E. Computed tomography: Physical principles and recent technical advances. J Med Imaging Radiat Sci. 2010a;41(2):87–109.

Seeram E. Computed tomography: Physical principles and recent technical advances. J Med Imaging Radiat Sci. 2010b;41(2):87–109.

Szczepura K, Thompson J, Manning D. Hounsfield unit inaccuracy in computed tomography lesion size and density, diagnostic quality vs attenuation correction. In 2017. Available from:
<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85049505572&partnerID=40&md5=0be40e67f9041a099b7808868783b7dc>