

ผลจากการปรับตำแหน่งความสูงต่ำของเตียงเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในการถ่ายภาพหุ่นจำลองทรวงอก โดยใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ : ปริมาณรังสี คุณภาพของภาพ และรังสีกระเจิงที่ต่อมไทรอยด์

ชัชณพพงศ์ บุตรดี วท.ด.*, วีรวัตร แสนบุญเลิง วท.บ.** , สุภวิฑู สุขเพ็ญ Ph.D.*

*ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

**ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

Abstract: The Effect of Adjusting Computed Tomography Scanner Couch Height for a Chest Phantom Scan Using Automatic Tube Current Modulation System: Radiation Dose, Image Quality and Thyroid Dose

Chitsanupong Butdee, Ph.D.*, Weerawat Sanbunlerng, B.Sc.** ,
Supawitoo Sookpeng, Ph.D.*

*Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Tambon Thapho, Amphoe Muang, Phitsanulok 65000

**Department of Radiology, Faculty of Medicine, Naresuan University, Tambon Thapho, Amphoe Muang, Phitsanulok 65000

(E-mail: supawitoo_s@hotmail.com)

(Received: September 5, 2018; Revised: April 26, 2019; Accepted: December 30, 2020)

Background: Automatic tube current modulation (ATCM) system plays an important role for computed tomography (CT) examinations. Thyroid is one of the more radio-sensitive organs. **Objective:** The aims of this research were to measure the thyroid dose received from a chest CT scan using ATCM system and to examine the impact of patient's vertical mis - centering to the radiation dose and image quality. **Method:** The experiments were performed using a Philips Brilliance 64 CT scanner. A chest phantom was positioned at the isocenter of CT gantry, a survey image was taken at 180 degree angle tube position and the phantom was scanned. The couch heights were then raised and lowered by 2, 4, 6 and 8 cm, the survey images and scans of the phantom were repeated for individual couch heights. Skin doses at the thyroid were measured using Nano dot dosimeters. Volume computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$) and dose length product (DLP) were recorded from the scanner's display and values of image noise along the scan length were measured using Image J software. **Result:** The survey images were magnified when the couch heights were lowered (or nearer the X-ray tube). The average mAs/ slice and $CTDI_{vol}$ for different couch heights were within $\pm 7.4\%$ compared to those for the isocenter, they were relatively increased and decreased when the couch were higher and lower than the isocenter position, respectively. These were opposite to the sizes of survey image as mentioned earlier. This might be because the ATCM software allows accurate estimation of the phantom attenuation. The average values of image noise measured for different couch heights were not significant differences from that for the isocenter, except for that when the couch was 8 cm lowered. Doses for thyroid decreased when the couch were moved away from the isocenter due to the more radiation attenuation by the edge of bow-tie filter.

Conclusion: A well-centered patient positioning was very important for use of CT ATCM system, in order to achieve appropriate radiation dose and image quality levels.

Keywords: Radiation dose, Computed tomography scanner, Thyroid, Automatic tube current modulation, Patient mis-positioning

บทคัดย่อ

ภูมิหลัง: ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติได้เข้ามามีบทบาทสำคัญในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และต่อมไทรอยด์เป็นอวัยวะหนึ่งที่มีความไวต่อรังสี **วัตถุประสงค์:** เพื่อวัดปริมาณรังสีกระเจิงที่ต่อมไทรอยด์ที่ได้รับจากการถ่ายภาพเอกซเรย์ทรวงอกโดยใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ และศึกษาผลของความคลาดเคลื่อนในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยในแนวสูงต่ำของเตียง ที่มีต่อปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพ **วิธีการ:** ทำการเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ฟิลิปป์ โดยทำการปรับระดับความสูงต่ำของเตียงทั้งหมด 9 ระดับ ได้แก่ ตำแหน่งไอโซเซนเตอร์และตำแหน่งสูงและต่ำจากไอโซเซนเตอร์ 2, 4, 6 และ 8 เซนติเมตร ถ่ายภาพ surviev โดยหลอดเอกซเรย์อยู่ในตำแหน่ง 180 องศาหรือได้เตียง จากนั้นสแกนหุ่นจำลองทรวงอกในแต่ละความสูงของเตียงและบันทึกค่าปริมาณรังสี Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol}) วัดปริมาณรังสีกระเจิงที่ต่อมไทรอยด์โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิด นาโนดอท และวัดสัญญาณรบกวนในภาพโดยใช้โปรแกรมอิมเมจ **ผล:** ภาพ surviev มีขนาดขยายเมื่อเตียงอยู่ต่ำลงทั้งนี้เพราะหุ่นจำลองเข้าใกล้หลอดเอกซเรย์มากขึ้นแต่ค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกน และปริมาณรังสี CTDI_{vol} มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วงร้อยละ ± 7.4 โดยมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นและลดลงเมื่อเตียงอยู่สูงขึ้น และต่ำกว่าไอโซเซนเตอร์ตามลำดับ ซึ่งสวนทางกับขนาดของภาพ surviev ที่ได้ ซึ่งอาจเป็นเพราะซอฟต์แวร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ช่วยประมาณค่าการลดทอนรังสีที่แท้จริงจากร่างกายผู้ป่วย สัญญาณรบกวนในภาพที่ได้จากการสแกน โดยปรับเปลี่ยนตำแหน่งความสูงต่ำของเตียง มีค่าไม่แตกต่างกับค่าที่ได้เมื่อเตียงอยู่ในตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ยกเว้นเมื่อเตียงอยู่ต่ำลง 8 เซนติเมตร และปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับนั้นมีค่าน้อยลงเมื่อเตียงอยู่ห่างจากจุดไอโซเซนเตอร์ทั้งนี้เป็นเพราะผลจากการลดทอนรังสีที่ขอบของ bow-tie filter **สรุป:** การจัดตำแหน่งผู้ป่วยให้อยู่ในไอโซเซนเตอร์มีความสำคัญมากในการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เนื่องจากจะทำให้ปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวนในภาพเป็นไปอย่างเหมาะสม

คำสำคัญ: ปริมาณรังสี เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ต่อมไทรอยด์ ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ ความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งผู้ป่วย

บทนำ

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้เข้ามามีบทบาทอย่างมากในงานด้านรังสีวินิจฉัย แต่เนื่องจากปริมาณรังสีที่ได้จากการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ถือว่าอยู่ในระดับที่สูง ในปัจจุบันจึงได้มี

เทคโนโลยีที่ช่วยทำให้คุณภาพของภาพและปริมาณรังสีเป็นไปอย่างเหมาะสม เช่น ระบบควบคุมกระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic Tube Current Modulation; ATCM) โดยหลักการทำงานของระบบ ATCM คือ การปรับค่ากระแสหลอด (tube current) ที่ใช้ให้สอดคล้องกับระดับการลดทอนรังสีของร่างกาย¹⁻² ระบบ ATCM จะมีประโยชน์อย่างมากในการสแกนอวัยวะที่มีความหนาแน่นต่างกัน หรือมีขนาดไม่เท่ากัน โดยระบบจะลดระดับค่ากระแสหลอดในอวัยวะที่มีการลดทอนรังสีต่ำ เช่น ปอด และเพิ่มค่ากระแสหลอดในอวัยวะที่มีการดูดกลืนรังสีสูง เช่น กระดูกเชิงกราน เป็นต้น ระบบ ATCM มีเป้าหมายเพื่อให้คุณภาพของภาพคงที่และเป็นไปตามที่ผู้ใช้งานต้องการ อีกทั้งยังลดการทำงานของหลอดเอกซเรย์และลดปริมาณรังสีจากการใช้โปรโตคอลที่ไม่เหมาะสม โดยการกำหนดค่ากระแสหลอดสำหรับผู้ป่วยแต่ละรายนั้น ระบบ ATCM จะทำงานโดยอาศัยภาพถ่ายเพื่อใช้สำหรับการวางแผนการตรวจ หรือ scan projection radiography (SPR)¹ จากนั้นจะคำนวณการลดทอนรังสีจากทั้งขนาดและรูปร่างของร่างกายผู้ป่วยที่ปรากฏบนภาพถ่ายและกำหนดค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกนให้เหมาะสมกับคุณภาพของภาพที่ผู้ใช้งานต้องการต่อไป ดังนั้นภาพ SPR มีความสำคัญและมีผลโดยตรงกับค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกน ตลอดจนปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการใช้ระบบ ATCM

การถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอกถือเป็นการตรวจวินิจฉัยทางรังสีวิทยาที่นิยมกระทำบ่อยที่สุดอย่างหนึ่ง เนื่องจากได้รายละเอียดของภาพที่ชัดเจนมากกว่าการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไป โดยมีข้อบ่งชี้ในการตรวจเพื่อวินิจฉัยความผิดปกติของระบบทางเดินหายใจ หายใจโรคภายในปอดหรือทรวงอก ตรวจวินิจฉัยเกี่ยวกับเนื้องอกหรือการติดเชื้อของปอด ตลอดจนเป็นส่วนหนึ่งของการติดตามการรักษาโรคมะเร็งปอด³⁻⁵ ในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ปอดนั้น ต่อมไทรอยด์ถือเป็นอวัยวะหนึ่งที่มีความไวต่อรังสีสูง แม้จะไม่ได้รับปริมาณรังสีโดยตรงจากการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอก แต่มีโอกาสสูงที่จะได้รับรังสีกระเจิงเนื่องจากเป็นอวัยวะที่อยู่ใกล้เคียงขอบเขตของการสแกนทรวงอก การจัดท่าผู้ป่วยเพื่อทำการสแกนเป็นหน้าที่ของนักรังสีเทคนิค ซึ่งโดยทั่วไปจะจัดตำแหน่งกึ่งกลางลำตัวผู้ป่วยให้อยู่ในตำแหน่งของไอโซเซนเตอร์ เพื่อถ่ายภาพ SPR และใช้เป็นข้อมูลในการวางแผนเพื่อการสแกนต่อไป อย่างไรก็ตาม การจัดตำแหน่งกึ่งกลางของอวัยวะส่วนที่ต้องการถ่ายภาพให้อยู่ในตำแหน่งไอโซเซนเตอร์อาจมีความคลาดเคลื่อนไปได้เนื่องจากหลายสาเหตุ อาทิเช่น สภาพร่างกายของผู้ป่วยไม่เอื้ออำนวย ประสบการณ์ของนักรังสีเทคนิค หรือการทำงานภายใต้สภาวะที่ต้องเร่งรีบ เป็นต้น และเมื่อตำแหน่งของผู้ป่วยคลาดเคลื่อนไปจากไอโซเซนเตอร์ เช่น สูง-ต่ำ หรือ เลื่อนไป

ทางซ้าย-ขวาจากไอโซเซนเตอร์ จึงมีผลต่อขนาดของภาพ SPR การคำนวณค่าการดูดกลืนรังสีของร่างกาย และอาจส่งผลกระทบต่อ การคำนวณค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการถ่ายภาพของระบบ ATCM ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และคุณภาพของภาพตามมาด้วย โดย จากการสืบค้นข้อมูลพบว่า ความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยที่ เกิดขึ้นจะอยู่ในช่วง 4 เซนติเมตรจากไอโซเซนเตอร์ โดยความคลาด เคลื่อนที่เกิดขึ้นจะเป็นเพราะความสูง-ต่ำ ของเตียงจนทำให้ระนาบ ตรงกลางของผู้ป่วย หรือ แนว coronal ของร่างกายไม่อยู่ใน ตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ มากกว่าที่จะเป็นเพราะผู้ป่วยขยับร่างกาย ไปทางแนวซ้าย-ขวาของเตียง⁶⁻⁷ ตามเหตุผลที่กล่าวมาข้างต้น ผู้วิจัย จึงสนใจที่จะศึกษาผลที่เกิดจากความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำ ตำแหน่งผู้ป่วยต่อการทำงานของระบบ ATCM ของเครื่องเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ Philips ในแง่คุณภาพของภาพที่เปลี่ยนแปลงไป รวมทั้งค่าปริมาณรังสี และรังสีกระเจิงที่ต่อมไทรอยด์ได้รับ เมื่อ มีการปรับเปลี่ยนตำแหน่งผู้ป่วยจากไอโซเซนเตอร์ ทั้งนี้เพื่อให้ นัก รังสีเทคนิคได้ตระหนักถึงความสำคัญของการจัดตำแหน่งผู้ป่วย และทราบถึงการตอบสนองของระบบ ATCM ส่งผลให้เกิดประโยชน์ สูงสุดทั้งแก่การวินิจฉัยและต่อตัวผู้ป่วยเอง คือได้คุณภาพของภาพ และปริมาณรังสีที่เหมาะสม

วัตถุประสงค์และวิธีการ

ศึกษาในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ Philips รุ่น Brilliance 64 slice ของโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัด พิษณุโลก ที่มีระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติที่ประกอบด้วยสาม ส่วนคือ การตั้งค่ากระแสหลอดอย่างอัตโนมัติตามขนาดผู้ป่วย (dose right) การปรับค่ากระแสหลอดในแนวแกน Z (longitudinal Z Dose Modulation: Z-DOM) และการปรับค่ากระแสหลอดใน แนวระนาบ x-y (Angular หรือ Dynamic Dose Modulation: D-DOM)⁸ ซึ่งในงานวิจัยชิ้นนี้จะเลือกใช้ระบบ Z-DOM ตาม โพรโตคอลมาตรฐานที่โรงพยาบาลใช้ โดยศึกษาในหุ่นจำลอง Alderson lung/ chest ยี่ห้อ RSD รุ่น RS-330 ขั้นตอนการวิจัย แบ่งเป็น 3 ขั้นตอน ดังนี้

1. การเก็บข้อมูล

1.1 จัดเตรียมหุ่นจำลองและหาแนวกึ่งกลางลำตัวของ หุ่นจำลองโดยใช้ caliper ทำการวัดความหนาของลำตัวและหาจุด

กึ่งกลางของความหนาทั้งด้านหน้าและด้านหลัง แล้วใช้เทปกาวยึด ทำ เส้นสัญลักษณ์ตลอดแนวความยาวของหุ่นจำลอง

1.2 จัดหุ่นจำลองในลักษณะนอนหงายบนเตียงเอกซเรย์ ด้านเท้าเข้าหาแกนทรี (feet first supine) ให้กึ่งกลางลำตัวอยู่ที่ ตำแหน่ง ไอโซเซนเตอร์ ซึ่งจะใช้เป็นจุดอ้างอิงของการจัดตำแหน่ง ผู้ป่วย ทั้งนี้ตรวจสอบจากเส้นสัญลักษณ์ตามข้อ 1.1 ให้ตรงกับ เลเซอร์ตลอดแนวลำตัว และบันทึกความสูงของเตียงเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ (ตำแหน่งนี้คือไอโซเซนเตอร์)

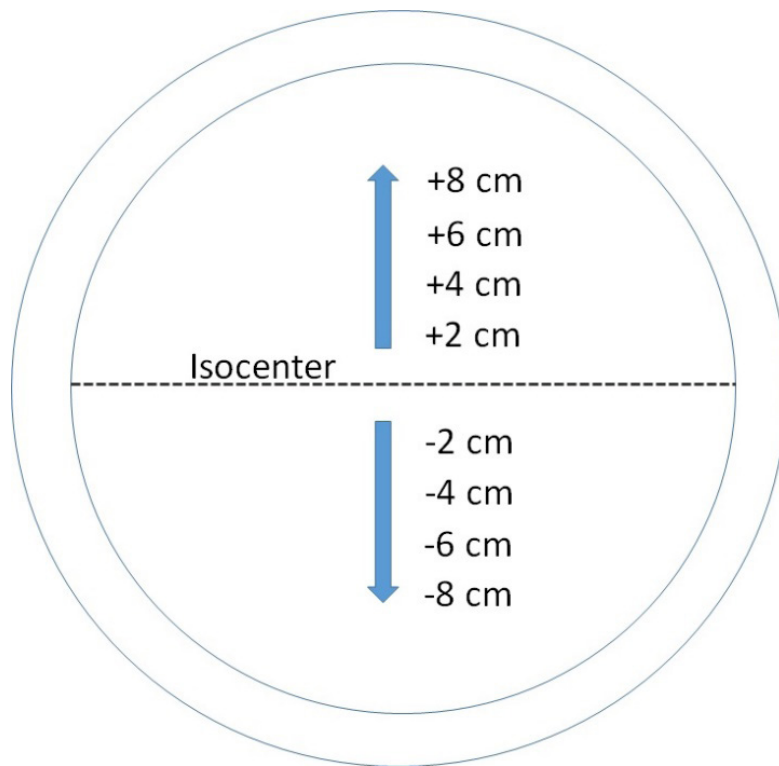
1.3 ติดอุปกรณ์วัดรังสีชนิดนาโนดอท⁹⁻¹¹ (NanoDot™) ซึ่ง บรรจุอยู่ในถุงพลาสติกพร้อมระบุรหัสหมายเลขของนาโนดอทที่ผิว ของหุ่นจำลองในตำแหน่งของต่อมไทรอยด์

1.4 ทำการถ่ายภาพ SPR หรือเรียกว่าภาพ surviev สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ Philips โดยใช้ตำแหน่ง ของหลอดเอกซเรย์ 180 องศา (หลอดเอกซเรย์อยู่ใต้เตียง) ด้วย ระยะทาง 500 มิลลิเมตร โดยถ่ายภาพตั้งแต่เหนือหัวไหล่ 2 นิ้ว จนสิ้นสุดความยาวของหุ่นจำลอง และตั้งค่าพารามิเตอร์โดยใช้ ความต่างศักย์ 80 kVp และค่ากระแสหลอดและเวลา 30 mAs ตามโปรโตคอลที่ใช้จริงของโรงพยาบาล

1.5 ตั้งค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการถ่ายภาพเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองโดยใช้ระบบ ATCM แบบ Dose Right ร่วม กับการปรับค่ากระแสหลอดในแนวแกน Z (Z-DOM) กำหนดค่า mAs/slice สูงสุดเท่ากับ 250 และพารามิเตอร์สำหรับเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ โดยใช้ความต่างศักย์ 120 kV rotation time 0.75 วินาที ความกว้างลำรังสี 0.625 x 64 มิลลิเมตร ความหนาของภาพ 5 มิลลิเมตร field of view 350 มิลลิเมตร และใช้ฟิลเตอร์สำหรับการสร้างภาพแบบมาตรฐาน

1.6 สแกนหุ่นจำลอง ด้วยระยะทาง 350 มิลลิเมตร ครอบคลุมตั้งแต่ยอดปอดถึงกระบังลม

1.7 ปรับความสูงของเตียงจากตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ ให้ สูงและต่ำกว่าตำแหน่งที่บันทึกได้ตามข้อ 1.2 เป็นระยะเท่ากับ 2, 4, 6 และ 8 เซนติเมตร (สแกนที่ระดับความสูงของเตียงทั้งสิ้น 9 ระดับ เมื่อเทียบกับตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ ดังแสดงในภาพที่ 1) ทำการถ่ายภาพ surviev และสแกนซ้ำโดยพารามิเตอร์เช่นเดียวกับที่ระบุไว้ในข้อ 1.4-1.6



ภาพที่ 1 ตำแหน่งการปรับความสูง-ต่ำของเตียงทั้ง 9 ระดับ
(ตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ และ ± 2 , ± 4 , ± 6 และ ± 8 เซนติเมตร จากตำแหน่งไอโซเซนเตอร์)

2. การวิเคราะห์ปริมาณรังสี

2.1 จัดบันทึกค่าผลคูณของกระแสหลอดและเวลาที่ใช้ใน แต่ละภาพ (ค่า mAs/slice) ตลอดระยะเวลาการสแกนและหาค่าเฉลี่ย

2.2 จัดบันทึกค่าปริมาณรังสี Volume Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{vol}$) และ Dose-Length Product (DLP) ที่ได้จากการสแกนในแต่ละระดับความสูงของเตียงจาก หน้าจอแสดงผล

2.3 อ่านค่าปริมาณรังสีดูดกลืนที่ต่อมไทรอยด์ได้รับ (thyroid dose) จากเครื่องวัดรังสีชนิด Nanodot™ ในหน่วย มิลลิเกรย์ โดยเครื่องอ่านยี่ห้อ Microstar โดยทำการอ่านค่าจำนวน 3 ครั้งและหาค่าเฉลี่ย

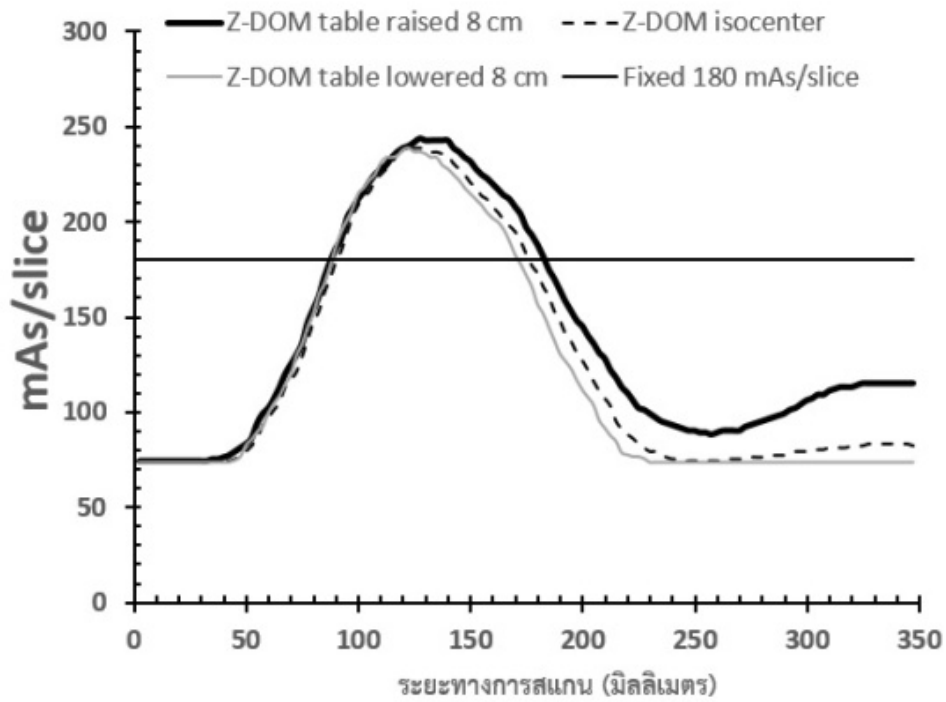
3. การวัดสัญญาณรบกวนในภาพ

3.1 บันทึกภาพเป็นไฟล์ DICOM นามสกุล .DCM

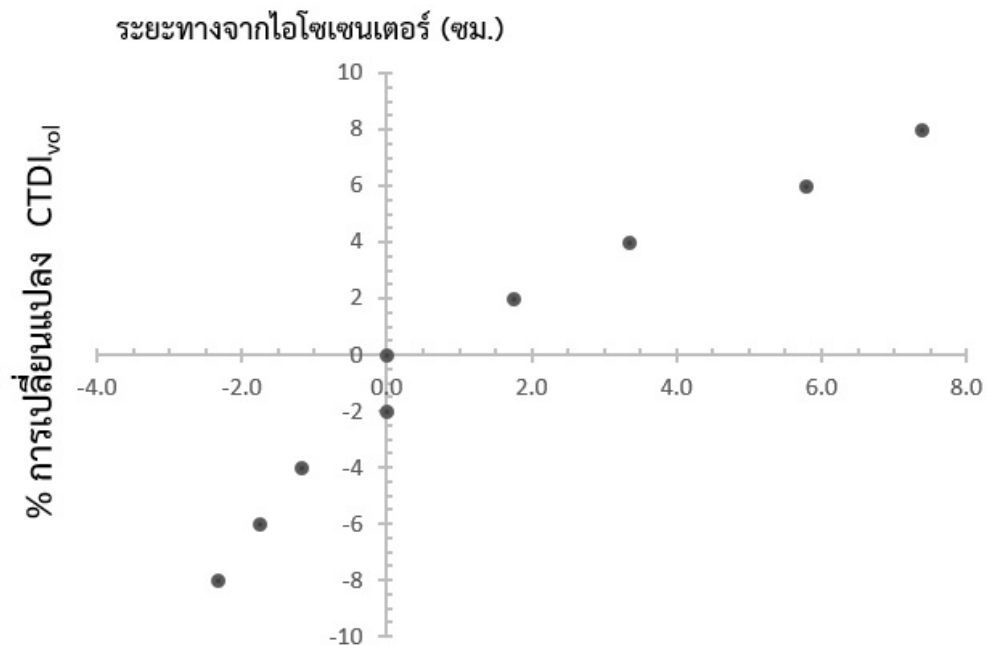
3.2 วัดสัญญาณรบกวน (Noise) หรือส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน จากค่า Pixel value จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยใช้โปรแกรม Image J วัด region of interest (ROI) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 เซนติเมตร ในบริเวณเนื้อเยื่อที่มีความเป็นเนื้อเดียวกันตลอด ระยะทางการสแกน

ผล

ค่า mAs/ slice ที่ได้จากการสแกนแสดงดังภาพที่ 2 โดยเมื่อใช้ระบบ ATCM และตำแหน่งของการสแกนอยู่ที่ไอโซเซนเตอร์ ค่า mAs/ slice มีการเปลี่ยนแปลงอยู่ในช่วง 74 ถึง 244 mAs/ slice โดยกระแสหลอดมีค่าต่ำสุดเมื่อสแกนผ่านช่วงลำคอและค้อยๆ เพิ่มสูงขึ้นจนถึงค่าสูงสุดที่ระดับหัวไหล่หรือส่วนต้นของการสแกน ปอด จากนั้นค่ากระแสหลอดค่อยๆ ลดต่ำลงตลอดช่วงของการสแกนปอด ก่อนเพิ่มสูงขึ้นอีกเล็กน้อยในการสแกนส่วนช่องท้อง รูปแบบของการปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดจะมีความคล้ายคลึงกันไม่ว่าเตียงจะอยู่ที่ระดับความสูงใดก็ตาม โดยเมื่อเตียงอยู่สูงกว่าตำแหน่งของไอโซเซนเตอร์ ค่ากระแสหลอดจะสูงขึ้นและเมื่อเตียงอยู่ในตำแหน่งต่ำกว่าไอโซเซนเตอร์ ค่ากระแสหลอดจะลดลง ทั้งนี้เมื่อเปรียบเทียบกับตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ ค่า $CTDI_{vol}$ ที่ได้จากการสแกนอยู่ในช่วง 6.72 ถึง 7.39 mGy โดยค่า $CTDI_{vol}$ มีแนวโน้มลดลงเมื่อตำแหน่งของเตียงอยู่ต่ำลง (ภาพที่ 3) ทั้งนี้เมื่อลดระดับเตียงลง 8 เซนติเมตรจะทำให้ค่า $CTDI_{vol}$ ลดลงร้อยละ 2.3 แต่เมื่อตำแหน่งของเตียงอยู่สูงกว่าไอโซเซนเตอร์ 8 เซนติเมตรทำให้ค่า $CTDI_{vol}$ เพิ่มขึ้นร้อยละ 7.4 ส่วนการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่ที่ 180 mAs/slice ได้ค่า $CTDI_{vol}$ เท่ากับ 10.54 mGy ซึ่งสูงกว่าเมื่อใช้ระบบ ATCM อยู่ร้อยละ 53.2



ภาพที่ 2 ค่า mAs/ slice ที่ได้จากการสแกนเมื่อใช้เทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่ และใช้ระบบ ATCM (Z-DOM) เมื่อการสแกนอยู่ในตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ และสูงและต่ำกว่าไอโซเซนเตอร์ 8 เซนติเมตร



ภาพที่ 3 ค่า CTDI_{vol} ที่ได้จากการสแกนในระดับความสูงต่าง ๆ ของเตียง เทียบกับการสแกน เมื่ออยู่ในตำแหน่งไอโซเซนเตอร์

ภาพที่ 4 แสดงค่าสัญญาณรบกวนหรือ noise ตลอดระยะทางการสแกนซึ่งสัญญาณรบกวนในภาพมีความสอดคล้องกับค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกน โดยมีค่าต่ำสุดในช่วงคอ และเพิ่มสูงขึ้นในส่วนปอดและช่องท้องโดยค่อนข้างมีค่าคงที่ ค่าเฉลี่ยของระดับสัญญาณรบกวนที่ได้จากการสแกนแสดงดังตารางที่ 1 โดยเมื่อใช้ระบบ ATCM สัญญาณรบกวนในภาพมีค่าอยู่ในช่วง 7 Hounsfield Unit (HU) โดยไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อเทียบกับอยู่ในตำแหน่งความสูงต่างๆ ยกเว้น เมื่อเทียบอยู่ต่ำกว่าไอโซเซนเตอร์ 8 เซนติเมตร และเมื่อใช้เทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่ ค่าสัญญาณรบกวนจะต่ำลง และต่ำกว่า สัญญาณรบกวนในภาพเมื่อใช้ระบบ ATCM อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งนี้ ค่า mAs/ slice ที่ใช้ในเทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่สูงกว่า mAs/

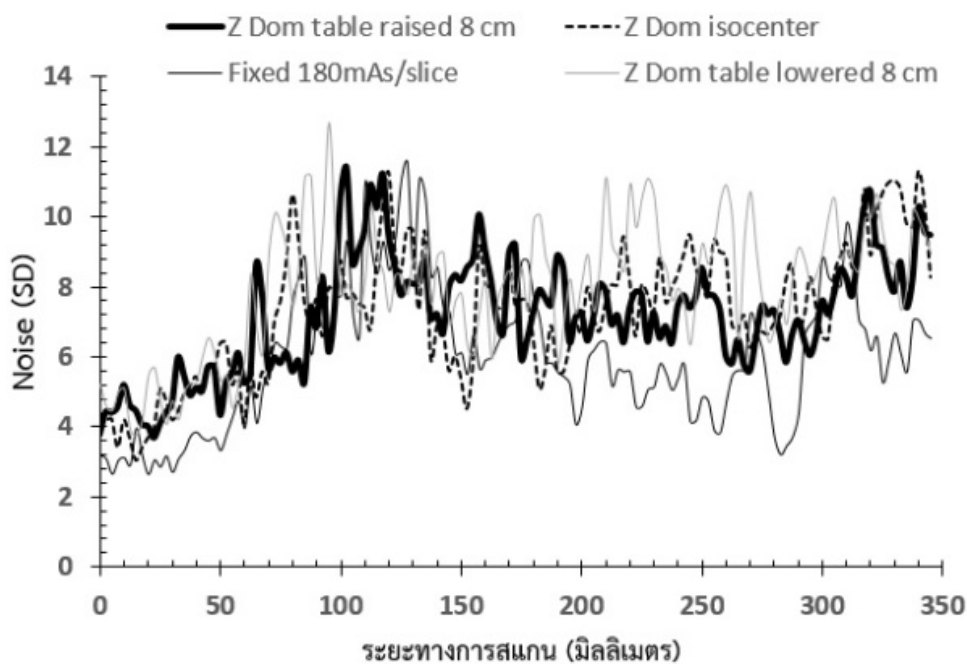
slice เฉลี่ยที่ใช้กับระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ

ปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับแสดงดังตารางที่ 1 โดยเมื่อใช้เทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่ปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับมีค่าเท่ากับ 19.42 mGy และเมื่อใช้ระบบ ATCM โดยตำแหน่งของการสแกนอยู่ที่ไอโซเซนเตอร์ทำให้ปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับมีค่าเท่ากับ 10.56 mGy และเมื่อตำแหน่งของเตี้ยอยู่สูงขึ้นและต่ำลงจากไอโซเซนเตอร์ ปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับลดลง การเพิ่มความสูงของเตี้ยทำให้ปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับนั้นลดลงตามความสูงที่เพิ่มขึ้น โดยปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับลดลงได้ 48.6% เมื่อเทียบอยู่สูงขึ้น 8 เซนติเมตร ในขณะที่การลดระดับของเตี้ยเอกซเรย์ทำให้ปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับลดลงประมาณ 5.49-9.66% เท่านั้น

ตารางที่ 1 ค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกน ปริมาณรังสี ($CTDI_{vol}$ และ DLP) และสัญญาณรบกวนของภาพ เมื่อไม่ใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ และเมื่อใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ โดยแนวกึ่งกลางลำตัวอยู่ในตำแหน่งความสูงต่างๆ จากจุดไอโซเซนเตอร์

ตำแหน่ง	mAs/ slice เฉลี่ย (ต่ำสุด-สูงสุด)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	DLP (mGy.cm)	การเปลี่ยนแปลง $CTDI_{vol}^*$ (ร้อยละ)	ปริมาณรังสีที่ ต่อมไทรอยด์ (mGy)	การเปลี่ยนแปลง ปริมาณรังสี ที่ต่อมไทรอยด์* (ร้อยละ)	สัญญาณ รบกวน (mean $\pm$ SD)	การเปลี่ยนแปลง สัญญาณ รบกวน* (ร้อยละ)
เทคนิคคงที่ค่าผลคูณของกระแสหลอดและเวลาต่อชิ้นภาพ (Fixed mAs/Slice)								
ไอโซเซนเตอร์	180	10.54	444	+53.2	19.42	+83.9	5.98 $\pm$ 2.01**	-18
ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติที่ความสูงต่างๆ ของเตี้ยจากจุดไอโซเซนเตอร์								
+8 ซม.	133 (74-244)	7.39	316	+7.4	5.43	-48.6	7.53 $\pm$ 1.68	3.3
+6 ซม.	131 (74-244)	7.28	308	+5.8	8.00	-24.4	7.20 $\pm$ 2.11	-1.2
+4 ซม.	128 (74-243)	7.11	300	+3.4	9.60	-9.09	7.02 $\pm$ 1.85	-3.7
+2 ซม.	126 (74-240)	7.00	295	+1.7	9.76	-7.58	7.28 $\pm$ 1.90	-0.1
ไอโซเซนเตอร์	124 (74-239)	6.88	290	-	10.56	-	7.29 $\pm$ 1.87	-
-2 ซม.	124 (74-239)	6.88	290	0.0	9.54	-9.66	7.43 $\pm$ 2.07	+1.9
-4 ซม.	123 (74-240)	6.80	287	-1.2	9.59	-9.19	7.40 $\pm$ 1.95	+1.5
-6 ซม.	122 (74-240)	6.76	285	-1.7	9.83	-6.91	7.41 $\pm$ 1.89	+1.6
-8 ซม.	121 (74-239)	6.72	283	-2.3	9.98	-5.49	7.97 $\pm$ 1.85**	+9.3

* เทียบกับปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ซึ่งได้จากระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติที่ความสูงของเตี้ย ณ จุดไอโซเซนเตอร์ ** p<0.05



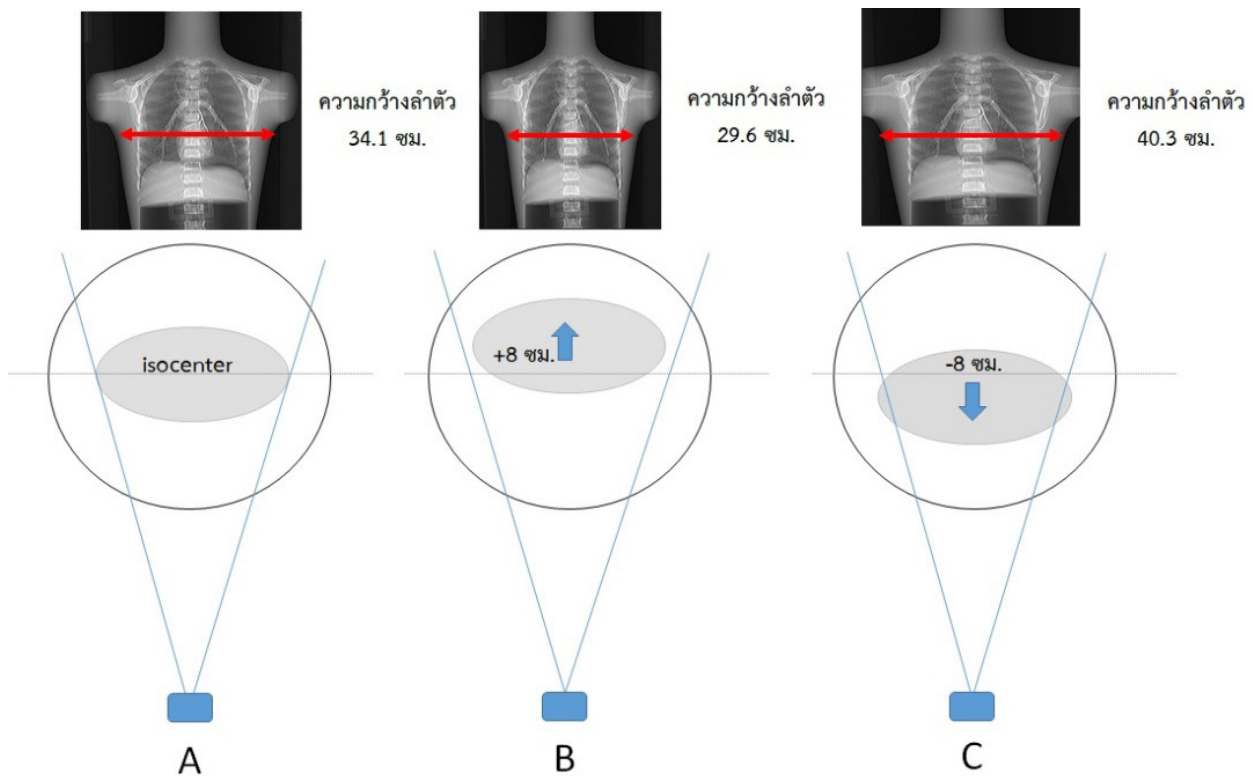
ภาพที่ 4 ค่าสัญญาณรบกวนที่ได้จากการสแกนเมื่อใช้เทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่ และใช้ระบบ ATCM (Z-DOM) เมื่อการสแกนอยู่ในตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ และสูงและต่ำกว่าไอโซเซนเตอร์ 8 เซนติเมตร

วิจารณ์

งานวิจัยชิ้นนี้เลือกใช้ระบบปรับค่ากระแสหลอดแบบ Z-DOM ซึ่งเป็นเทคนิคมาตรฐานที่โรงพยาบาลใช้ โดยระบบจะทำงานร่วมกับ โปรแกรม Automatic Current Selection (ACS) ซึ่งมีวัตถุประสงค์เพื่อให้ได้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีคุณภาพเทียบเท่ากับภาพอ้างอิงของเครื่อง ซึ่งภาพอ้างอิงนี้ได้จากผู้ป่วยที่มีขนาดมาตรฐาน ระบบ Z-DOM ทำงานโดยการวัดการลดทอนรังสีของร่างกายผู้ป่วยจากภาพ SPR โดยระบบ ACS จะแนะนำค่ากระแสหลอดสูงสุดที่ต้องใช้เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพเทียบเท่ากับภาพอ้างอิง จากนั้นระบบ Z-DOM จะทำการวางแผนการใช้ค่า mAs เพื่อการสแกนต่อไป โดยใช้ค่า mAs ที่ ACS แนะนำในส่วนที่มีการลดทอนรังสีมากที่สุด และเปลี่ยนแปลงค่ากระแสหลอดในส่วนอื่นๆ ให้สอดคล้องกับการลดทอนรังสีของภาพ เช่น เมื่อทำการสแกนทรวงอก ส่วนหัวไหล่จะเป็นส่วนที่มีการลดทอนรังสีมากกว่า ดังนั้นค่ากระแสหลอดที่ใช้กับส่วนหัวไหล่จะมีค่าสูงที่สุด ส่วนการสแกนผ่านลำคอ ปอดและช่องท้องจะถูกปรับเปลี่ยนให้สัมพันธ์กับการลดทอนรังสีในแต่ละส่วน ซึ่งค่าต่ำสุดของค่ากระแสหลอดที่จะอยู่ประมาณ ร้อยละ 30-40 ของค่าสูงสุด ดังจะเห็นได้จากภาพที่ 2 เมื่อใช้ระบบ Z-DOM ค่า mAs/ slice ที่ใช้ในการสแกนส่วนลำคอจะอยู่ที่ค่าต่ำสุด เท่ากับ 74 mAs/ slice จากนั้นจะค่อยๆ

เพิ่มสูงขึ้น และถึงจุดสูงสุดที่ตำแหน่ง 120 มิลลิเมตรจากจุดเริ่มต้นของการสแกน หรือที่ระดับหัวไหล่ จากนั้นค่า mAs/ slice จะลดต่ำลงจนถึงระยะสิ้นสุดของปอด ก่อนจะเพิ่มขึ้นเล็กน้อยเมื่อเข้าสู่การสแกนในช่องท้อง

การถ่ายภาพ SPR มีความสำคัญอย่างมากต่อการคำนวณกระแสหลอดของระบบ ATCM เนื่องจากการคำนวณค่ากระแสหลอดของระบบ ATCM จะใช้ข้อมูลที่ได้จากภาพ SPR ในผู้ป่วยคนเดียวกัน หากตำแหน่งของกึ่งกลางลำตัวและความสูงของเตียงเปลี่ยนไป (ภาพที่ 5 และตารางที่ 2) การลดทอนรังสีที่วิเคราะห์จากภาพ SPR อาจเปลี่ยนแปลงไป ทำให้การคำนวณค่ากระแสหลอดอาจแตกต่างไปจากเดิม งานวิจัยชิ้นนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์ค่าปริมาณรังสี และคุณภาพของภาพที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อเกิดความคลาดเคลื่อนจากการจัดตำแหน่งผู้ป่วย โดยใช้การถ่ายภาพ surviw โดยหลอดเอกซเรย์อยู่ในตำแหน่ง 180 องศา หรือได้เพียงเอกซเรย์ ซึ่งจะทำให้ได้ภาพ surviw ในท่า postero-Anterior (PA) และทำการสแกน ภายหลังจากการถ่ายภาพ surviw ในความสูงของเตียงทั้ง 9 ระดับ (ที่ตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ ที่ตำแหน่งเตียงสูงและต่ำกว่าไอโซเซนเตอร์เท่ากับ 2, 4, 6 และ 8 เซนติเมตร) ผลการวิจัยพบว่าภาพ surviw มีการขยายเมื่อเตียงอยู่ต่ำกว่าจากไอโซเซนเตอร์ ทั้งนี้เนื่องจากหุ่นจำลองอยู่ใกล้หลอดเอกซเรย์มากขึ้น



ภาพที่ 5 การขยายและหดของภาพ และความกว้างของลำตัวที่วัดได้จากภาพ Surview เมื่อเตียงอยู่ในตำแหน่ง (A) ไอโซเซนเตอร์ (B) 8 เซนติเมตรเหนือไอโซเซนเตอร์ และ (C) 8 เซนติเมตรใต้ไอโซเซนเตอร์

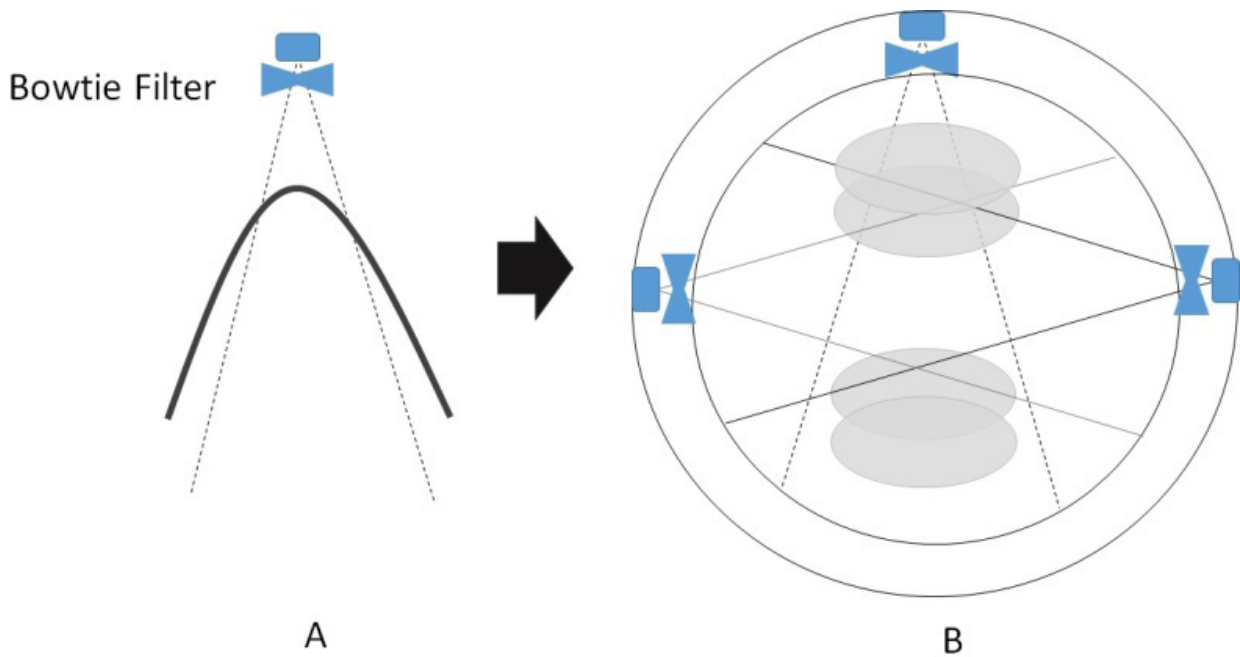
ตารางที่ 2 ความกว้างของลำตัวจากภาพ Surview และอัตราการขยายเมื่อเทียบกับภาพที่ได้เมื่อการสแกนอยู่ในตำแหน่งไอโซเซนเตอร์

ตำแหน่งของเตียง จากจุดไอโซเซนเตอร์	ความกว้างของลำตัวจากภาพ Surview ที่ตำแหน่งกึ่งกลางหัวใจ (ซม.)	อัตราการขยาย
+8 ซม.	29.59	0.87
+6 ซม.	31.52	0.92
+4 ซม.	32.61	0.96
+2 ซม.	33.73	0.99
ไอโซเซนเตอร์	34.08	1
-2 ซม.	35.35	1.04
-4 ซม.	36.72	1.08
-6 ซม.	38.67	1.13
-8 ซม.	40.67	1.19

จากการสืบค้นข้อมูลงานวิจัยพบว่า ตำแหน่งของผู้ป่วยในการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะคลาดเคลื่อนในแนวสูงต่ำของเตียงมากกว่าจะเป็นแนวซ้ายหรือขวา ทั้งนี้เนื่องจากเตียงมีความโค้งงอรับกับสรีระของผู้ป่วยพอดี จึงเพิ่มโอกาสในการทำให้ผู้ป่วยนอนในท่าทางที่สมดุลมากกว่าจะเอียงไปทางด้านข้างของเตียง ส่วนความคลาดเคลื่อนแนวสูงต่ำของเตียงจากการจัดตำแหน่งผู้ป่วยของการสแกนในส่วนลำตัว นั้นจะเกิดขึ้นระหว่าง 0.55-6.4 เซนติเมตร โดยค่าเฉลี่ยจะอยู่ประมาณ 2.56 เซนติเมตร^{6, 12} โดยมีงานวิจัยที่รายงานว่าผู้ป่วยร้อยละ 81 จะถูกจัดตำแหน่งคลาดเคลื่อนไปอย่างน้อย 1 เซนติเมตร¹³ และผู้ป่วยที่มีรูปร่างใหญ่จะมีความคลาดเคลื่อนไปในทิศทางที่อยู่สูงกว่าไอโซเซนเตอร์ โดย Li¹² ได้ทำการทดสอบในหุ่นจำลอง ระบุว่าตำแหน่งของหุ่นจำลองที่คลาดเคลื่อนไป 3 เซนติเมตรจากไอโซเซนเตอร์ จะทำให้ปริมาณรังสีเปลี่ยนแปลงไปร้อยละ 12-18 แต่หากตำแหน่งของผู้ป่วยคลาดเคลื่อนไปจากจุดไอโซเซนเตอร์ 6 เซนติเมตร ปริมาณรังสีจะเปลี่ยนแปลงได้ร้อยละ 41-19 นอกจากนี้ยังทำให้สัญญาณรบกวนในภาพจะเปลี่ยนไปจากค่าเป้าหมายด้วย งานวิจัยของ Gudjonsdottir¹⁴ ซึ่งทำการวิจัยในลักษณะที่คล้ายคลึงกับงานวิจัยชิ้นนี้ในระบบ ATCM ของ Philips โดยมีจุดมุ่งหมายในการศึกษาผลของปริมาณรังสีที่เปลี่ยนแปลงไปเมื่อตำแหน่งของผู้ป่วยสูงหรือต่ำกว่าตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ โดยในการถ่ายภาพ surviev กำหนดให้หลอดเอกซเรย์อยู่ใต้เตียง เช่นเดียวกับการศึกษานี้ โดยพบว่าเมื่อเตียงอยู่ต่ำกว่าไอโซเซนเตอร์มากขึ้น หรือ เข้าใกล้หลอดมากขึ้น ค่า mAs ที่ใช้มีแนวโน้มสูงขึ้น โดยเมื่อตำแหน่งของเตียงอยู่ต่ำกว่าไอโซเซนเตอร์ 9 เซนติเมตร จะทำให้ค่า mAs ที่ใช้ในการสแกนสูงถึงร้อยละ 56 แต่เมื่อตำแหน่งของเตียงอยู่สูงกว่าไอโซเซนเตอร์ 4.8 เซนติเมตรค่า mAs ที่ใช้จะลดลงราวร้อยละ 13 เช่นเดียวกับการศึกษาของ Kaasalainen¹⁵ ซึ่งทำการวิจัยในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ GE กำหนดให้หลอดเอกซเรย์อยู่ใต้เตียงในการถ่ายภาพ scout (ค่าศัพท์ที่ใช้เรียกภาพ SPR ของ GE) โดยพบว่าเมื่อตำแหน่งของเตียงอยู่ต่ำและสูงกว่าไอโซเซนเตอร์ 6 เซนติเมตร จะทำให้ปริมาณรังสีสูงขึ้นประมาณร้อยละ 43 และต่ำลงร้อยละ 21 ตามลำดับ ทั้งนี้เนื่องจากเกิดการขยายของภาพ SPR เมื่อหุ่นจำลองเข้าใกล้หลอดเอกซเรย์ ส่งผลให้ระบบใช้ค่ากระแสหลอดมากขึ้น อย่างไรก็ตาม จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ ค่า mAs/slice ซึ่งสัมพันธ์กับค่าปริมาณรังสี CTDI_{vol} และ DLP ก่อนข้างมีค่าใกล้เคียงกับค่าที่ใช้ในตำแหน่งไอ

โซเซนเตอร์ และแนวโน้มลดลงเมื่อตำแหน่งของเตียงอยู่ต่ำกว่าจุดไอโซเซนเตอร์ และเข้าใกล้หลอดเอกซเรย์ในการถ่ายภาพ surviev ดังแสดงในตารางที่ 1 และภาพที่ 3 โดยเมื่อเตียงอยู่ต่ำกว่า ค่า mAs/slice จะลดลงร้อยละ 1-2 แต่เมื่อเตียงอยู่สูงกว่าจุดไอโซเซนเตอร์ ค่า mAs/slice จะสูงขึ้นร้อยละ 2-7 ทั้งนี้ผู้วิจัยคิดว่ามีสาเหตุมาจากระบบ ATCM ที่ใช้ซอฟต์แวร์รุ่นใหม่จะมีการคำนวณค่าการลดทอนปริมาณรังสีที่แท้จริงของผู้ป่วย แทนที่จะคำนวณจากขนาดของภาพ SPR ซึ่งขึ้นกับตำแหน่งสูง-ต่ำ ของเตียง โดยมีงานวิจัยของ Merzan¹⁶ ได้สนับสนุนแนวคิดที่ว่าซอฟต์แวร์รุ่นใหม่ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ Philips จะมีระบบที่ช่วยประมาณการค่าลดทอนรังสีที่แท้จริงของร่างกายและปรับค่ากระแสหลอดเพื่อชดเชยเมื่อตำแหน่งของผู้ป่วยไม่อยู่ในไอโซเซนเตอร์

ผลการวิเคราะห์ค่าปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์พบว่าการใช้ระบบ ATCM ช่วยลดปริมาณรังสีกระเจิงที่ไทรอยด์ได้รับจากการสแกนลงได้ เมื่อเทียบกับการใช้เทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่ เพราะระบบ ATCM มีการใช้ค่ากระแสหลอดในบริเวณลำคอที่ต่ำกว่า โดยในงานวิจัยชิ้นนี้พบว่าไทรอยด์จะได้รับรังสีต่ำลงถึงร้อยละ 54 เมื่อใช้ระบบ ATCM (ลดลงจาก 19.42 mGy เหลือ 10.56 mGy) อย่างไรก็ตามการลดลงของปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ขึ้นอยู่กับค่ากระแสหลอดที่ผู้ใช้งานตั้งค่าด้วย และเมื่อตำแหน่งเตียงอยู่สูงขึ้นไปและต่ำลงจากไอโซเซนเตอร์ หรือออกห่างจากไอโซเซนเตอร์มากขึ้น ปริมาณรังสีที่ต่อมไทรอยด์ได้รับจะลดลง ทั้งนี้เนื่องจากผลจาก bowtie filter ซึ่งมีรูปร่างคล้ายเนคไทรูปทูลกระดุม โดยเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยปรับความเข้มของรังสีที่ผ่านร่างกายมนุษย์ให้สม่ำเสมอและให้สัมพันธ์กับภาคตัดขวางของร่างกายมนุษย์ที่มีลักษณะเป็นรูปวงรี โดย bowtie filter จะมีความหนาของบริเวณขอบด้านข้างมากกว่ากึ่งกลาง จึงลดทอนรังสีต่ำบริเวณตรงกลางและลดทอนรังสีมากบริเวณขอบ^{7, 17} ดังแสดงในภาพที่ 6 ซึ่งสอดคล้องกับร่างกายมนุษย์ในภาคตัดขวางที่มีความหนาบริเวณตรงกลางมากกว่าขอบด้านข้าง โดยเมื่อไทรอยด์อยู่ห่างจากกึ่งกลางของ bowtie filter และเข้าใกล้แกนทรี จะถูกลดทอนรังสีไปมากโดยบริเวณขอบของ bowtie filter ซึ่งมีความหนามาก จึงได้รับรังสีน้อยลงอย่างมาก และจะให้ผลชัดเจนยิ่งขึ้นเมื่อเตียงอยู่สูงขึ้น ทั้งนี้เพราะต่อมไทรอยด์เป็นอวัยวะที่อยู่ทางด้านหน้าของลำตัว เมื่อยกเตียงให้สูงขึ้น ต่อมไทรอยด์จึงออกห่างจากศูนย์กลางของ bowtie filter มากขึ้น



ภาพที่ 6 (A) ลักษณะของ Beam Profile จากการลดทอนรังสีโดย bowtie filter และ (B) การลดทอนปริมาณรังสีจากขอบของ bowtie filter เมื่อเตียงอยู่สูงและต่ำจากไอโซเซนเตอร์

ผลการวิเคราะห์ค่าสัญญาณรบกวนพบว่าเมื่อใช้ระบบ ATCM ทำให้สัญญาณรบกวนในภาพตลอดการสแกน มีความคงที่มากกว่าเมื่อใช้เทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่ (ภาพที่ 4) เมื่อใช้ระบบ ATCM และเตียงอยู่สูงและต่ำกว่าตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ ค่าสัญญาณรบกวนมีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อยในช่วงร้อยละ ± 9 แต่เมื่อเตียงอยู่ต่ำกว่าตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ สัญญาณรบกวนมีแนวโน้มเพิ่มขึ้น และสัญญาณรบกวนของภาพเมื่อผู้ป่วยอยู่ในตำแหน่งเตียงต่ำกว่าจุดไอโซเซนเตอร์ 8 เซนติเมตร มีค่าสูงกว่าสัญญาณรบกวนของภาพเมื่อผู้ป่วยอยู่ในตำแหน่งไอโซเซนเตอร์ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ $p < 0.05$ (ตารางที่ 1) ทั้งนี้เนื่องจากเหตุผลหลักที่สำคัญ 2 ประการ คือ 1) ค่า mAs/slice ที่ใช้มีค่าต่ำลง และ 2) ปริมาณรังสีถูกลดทอนลงจาก bowtie filter ที่มีความหนาเพิ่มขึ้นในด้านขอบ อย่างไรก็ตาม เมื่อตำแหน่งเตียงต่ำกว่าจุดไอโซเซนเตอร์ 8 เซนติเมตร ก็พบว่าสัญญาณรบกวนของภาพมีค่าสูงขึ้นเล็กน้อย แต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ $p < 0.05$ ซึ่งอาจเป็นเพราะระบบ ATCM มีการใช้ค่า mAs/slice ที่สูงขึ้น

การศึกษานี้มีข้อจำกัดบางประการ ประการแรกเนื่องจากปริมาณรังสีที่วัดได้เป็นปริมาณรังสีที่ผิว (skin dose) ถึงแม้ต่อมไทรอยด์จะเป็นอวัยวะที่อยู่บริเวณผิว (superficial organ) ค่าปริมาณรังสีที่ผิวบริเวณต่อมไทรอยด์ที่วัดได้จากงานวิจัย อาจแตกต่างกับปริมาณรังสีดูดกลืนภายในต่อมไทรอยด์เล็กน้อย ประการที่สอง ผลที่ได้จากงานวิจัยชิ้นนี้มาจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ Philips รุ่น Brilliance 64 ซึ่งใช้ซอฟต์แวร์ของระบบ ATCM

รุ่น 2.6.0 และใช้ภาพถ่าย surviw โดยหลอดอยู่ใต้เตียงเอกซเรย์ที่ตำแหน่ง 180 องศาเท่านั้น ไม่ครอบคลุมถึงการศึกษาในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้ออื่น ๆ และการสแกนด้วยโปรโตคอลอื่น ๆ ซึ่งต้องทำการศึกษาขยายผลต่อไป และประการที่สาม งานวิจัยชิ้นนี้ใช้หุ่นจำลองที่มีขนาดมาตรฐานเท่านั้น โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงขนาดของหุ่นจำลองเพื่อแทนผู้ป่วยที่มีรูปร่างผอมและอ้วน จึงไม่อาจสรุปถึงผลของการปรับตำแหน่งความสูงต่ำของเตียงเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เมื่อใช้ระบบ ATCM ในผู้ป่วยที่มีรูปร่างต่างกันได้

สรุป

รังสีกระเจิงที่ต่อมไทรอยด์ได้รับมีค่าน้อยลงเมื่อเตียงอยู่ห่างจากไอโซเซนเตอร์มากขึ้น โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อเตียงอยู่สูงขึ้น ทั้งนี้เพราะตำแหน่งของอวัยวะที่อยู่ทางด้านหน้า และผลจากการลดทอนรังสีบริเวณขอบของ bowtie filter อย่างไรก็ตามเมื่อเตียงอยู่ในตำแหน่งที่สูงขึ้นกว่าตำแหน่งของไอโซเซนเตอร์ ค่ากระแสหลอดที่ใช้ในการสแกน ปริมาณรังสี CTDI_{vol} และ DLP ซึ่งสัมพันธ์กับปริมาณรังสีดูดกลืนทั่วร่างกายจะมีค่าเพิ่มขึ้น และมีค่าสูงขึ้นได้ร้อยละ 7.4 ส่วนสัญญาณรบกวนในภาพไม่มีความแตกต่างเมื่อเทียบกับการสแกนที่ระดับไอโซเซนเตอร์ ยกเว้นเมื่อเตียงอยู่ต่ำลง 8 เซนติเมตร สัญญาณรบกวนในภาพจะสูงขึ้น ดังนั้นการจัดตำแหน่งผู้ป่วยให้อยู่ในไอโซเซนเตอร์มีความสำคัญมากเนื่องจากทำให้ปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวนในภาพเป็นไปอย่างเหมาะสม

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร และบุคลากรแผนกรังสีวิทยา ที่ให้ความอนุเคราะห์ใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อการวิจัย ขอขอบคุณคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

ที่ให้ความอนุเคราะห์ยืมหุ่นจำลองทรวงอก สำหรับการวิจัย ขอขอบคุณคุณสิริชัย เจริญรัตนกุล บริษัท นากาเซ่ (ประเทศไทย) จำกัด ที่ให้ความอนุเคราะห์อ่านค่าปริมาณรังสีจาก Nanodot™

References

1. Mulkens TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijk X, Mussen E, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation. *Radiology* 2005; 237: 213-23.
2. Kalra MK, Rizzo S, Maher MM, Halpern EF, Toth TL, Shepard JA, et al. Chest CT performed with z-axis modulation: scanning protocol and radiation dose. *Radiology* 2005; 237: 303-8.
3. American Academy of Family Physicians. Lung cancer clinical recommendations. Available at: <http://www.aafp.org/patient-care/clinical-recommendations/all/lung-cancer.html>. Accessed September 9, 2016.
4. Jaklitsch MT, Jacobson FL, Austin JH. The American Association for Thoracic Surgery guidelines for lung cancer screening using low-dose computed tomography scans for lung cancer survivors and other high-risk groups. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2012; 144:33-8.
5. Smith RA, Andrews K, Brooks D, DeSantis CE, Fedewa SA, Lortet-Tieulent J, et al. Cancer screening in the United States, 2016: A review of current American Cancer Society guidelines and current issues in cancer screening. *CA Cancer J Clin* 2016; 66: 96-114.
6. Toth T, Ge Z, Daly MP. The influence of patient centering on CT dose and image noise. *Med Phys* 2007; 34: 3093-101.
7. Habibzadeh MA, Ay MR, Asl AR, Ghadiri H, Zaidi H. Impact of miscentering on patient dose and image noise in x-ray CT imaging: phantom and clinical studies. *Phys Med* 2012; 28: 191-9.
8. Wood T J, Moore CS, Stephens A, Saunderson JR, Beavis AW. A practical method to standardise and optimise the Philips DoseRight 2.0 CT automatic exposure control system. *J Radiol Prot* 2015; 35: 495-506.
9. Scarboro SB, Cody D, Alvarez P, Followill D, Stingo FC, Zhang D M, et al. Characterization of the nanoDot OSLD dosimeter in CT. *Med Phys* 2015; 42: 1797-807.
10. Zhang D, Li X, Gao Y, Xu XG, Liu B. A method to acquire CT organ dose map using OSL dosimeters and ATOM anthropomorphic phantoms. *Medical physics* 2013; 40: 081918.
11. Kirkwood ML, Guild JB, Arbiq GM, Anderson JA, Valentine RJ, Timaran C. Surgeon radiation dose during complex endovascular procedures. *J Vasc Surg* 2015; 62 :457-63.
12. Li J, Udayasankar UK, Toth TL, Seamans J, Small WC, Kalra MK. Automatic patient centering for MDCT: effect on radiation dose. *Am J Roentgenol* 2007; 188:547-52.
13. Kim MS, Singh S, Halpern E, Saini S, Kalra MK. Relationship between patient centering, mean computed tomography numbers and noise in abdominal computed tomography: Influence of anthropomorphic parameters. *World Journal of Radiology* 2012; 4: 102-8.
14. Gudjonsdottir J, Svensson JR, Campling S, Brennan PC, Jonsdottir B. Efficient use of automatic exposure control systems in computed tomography requires correct patient positioning. *Acta Radiol* 2009; 50: 1035-41.
15. Kaasalainen T, Palmu K, Lampinen A, Kortelainen M. Effect of vertical positioning on organ dose, image noise and contrast in pediatric chest CT: phantom study. *Pediatr Radiol* 2013; 43: 673-84.
16. Merzan D, Nowik P, Poludniowski G, Bujala R. Evaluating the impact of scan settings on automatic tube current modulation in CT using a novel phantom. *Br J Radiol* 2017; 90: 20160308.
17. Li X, Shi JQ, Zhang D, Singh S, Padole A, Otrakji A, et al. A new technique to characterize CT scanner bow-tie filter attenuation and applications in human cadaver dosimetry simulations. *Med Phys* 2015; 42: 6274-82.