

การเปรียบเทียบปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวนของภาพจากการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติและการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่สำหรับการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอก

สรานัญ จันทรเพ็ญมงคล วท.ม.*, สุรินทร์ อวดร่าง วท.ม.*, ศุภวิฑู สุขเพ็ง Ph.D.**

*กลุ่มงานรังสีวินิจฉัยและเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ตำบลทะเลชุบศร อำเภอเมือง จังหวัดลพบุรี 15000

**ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

Abstract: The Comparison of Radiation Dose and Image Quality from Using Automatic Tube Current Modulation System and Fixed Tube Current Technique for Chest Computed Tomography Examination

Chunpenmongkol S*, Uadrang S*, Sookpeng S**

*Radiation Diagnostic and Nuclear Medicine, Lopburi Cancer Hospital, Chup Son, Mueang Lop Buri, Lop Buri, 15000

**Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Thapho, Mueang Phitsanulok, Phitsanulok, 65000

(E-mail: supawitoo_s@hotmail.com)

(Received: July 4, 2018; Revised: August 2, 2018; Accepted: March 6, 2019)

At the present time, automatic tube current modulation (ATCM) system for computed tomography (CT) scanner is widely used. Department of radiation diagnostic, Lopburi cancer hospital has been used the ATCM system for a Chest CT examination. The aim of this research was to compare radiation dose and image noise from the use of a fixed tube current time product of 250 mAs and those from using the Toshiba ATCM system with different image noise levels such as high quality (HQ), quality (Q), standard (STD), low dose (LD) and screening (S). The experiment was carried out in a phantom. The tube current times products, volume computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$), dose length product (DLP) obtained from the scans were recorded and the effective dose was calculated. The skin dose was also measured using NanodotTM dosimeters and the image noise was measured using ImageJ. The results reveal that the setting up of image noise levels of HQ, Q, STD, LD and S, when compared to the fixed 250 mAs, resulted in reductions of the average $CTDI_{vol}$, DLP and E by 14%, 33%, 47%, 80% and 86%, but increases the image noise by 8%, 13%, 22%, 69% and 91% respectively. Although the lowest value of E of 2.7 mSv from the image noise of "S" level was 7 times lower than that obtained from the fixed mAs technique, it was 2 times higher than the value recommended by the national lung screening trial research, U.S. In the future, the use of iterative reconstruction technique with ATCM system should be studied, in order to reduce the radiation dose while maintaining the image quality. Moreover, the complete quantitative image quality assessment and qualitative assessment by radiologists should be performed to select an appropriate protocol used for a specific lesion detection.

Keywords: Radiation dose, CT Image quality, Chest CT, Automatic tube current modulation

บทคัดย่อ

ในปัจจุบันระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic tube current modulation: ATCM) สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้ถูกนำมาใช้งานอย่างแพร่หลาย งานรังสีวินิจฉัยของโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีการใช้ระบบ ATCM ในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอก โดยงานวิจัยชิ้นนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวนของภาพจากการใช้เทคนิคค่ากระแสหลอดและเวลา (mAs) คงที่ที่ 250 mAs และการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติของเครื่องดีซีบีเอ โดยตั้งค่าสัญญาณรบกวน 5 ระดับ ได้แก่ high quality (HQ), quality (Q), standard (STD), low dose (LD) และ screening (S) ในหุ่นจำลอง โดยบันทึกค่ากระแสหลอดและเวลาที่ใช้ในการสแกนค่าปริมาณรังสี volume computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$), dose length product (DLP) และ คำนวณปริมาณรังสียังผล (Effective: E) วัดปริมาณรังสีดูดกลืนที่ผิวโดยใช้อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีชนิด NanodotTM และวัดค่า

สัญญาณรบกวนในภาพด้วยโปรแกรม ImageJ ผลการศึกษาพบว่า การตั้งค่าสัญญาณรบกวน ระดับ HQ, Q, STD, LD และ S สามารถลดปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$, DLP และ E ได้ร้อยละ 14, 33, 47, 80 และ 86 แต่สัญญาณรบกวนในภาพเพิ่มขึ้นร้อยละ 8, 13, 22, 69 และ 91 ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับค่ากระแสหลอดและเวลาคงที่ และแม้ว่าค่า E ต่ำสุดเท่ากับ 2.7 mSv ที่ได้จากการตั้งค่าระดับสัญญาณรบกวนแบบ Screening นั้นจะต่ำกว่าค่าที่ได้จากการตั้งค่ากระแสหลอดคงที่ถึง 7 เท่า แต่ยังคงสูงกว่าค่าที่แนะนำโดย The national lung screening trial research ของสหรัฐอเมริกา อยู่ 2 เท่า ดังนั้นในอนาคตควรศึกษาถึงการใช้การสร้างภาพแบบอิตเอเรชัน ร่วมกับระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติเพื่อลดระดับปริมาณรังสีโดยยังคงคุณภาพของภาพ และประเมินคุณภาพของภาพเชิงปริมาณในด้านอื่นๆ อย่างครบถ้วน รวมทั้งประเมินเชิงคุณภาพโดยรังสีแพทย์ เพื่อเลือกใช้โปรโตคอลที่เหมาะสมกับการวินิจฉัยรอยโรคชนิดต่างๆ ต่อไป

คำสำคัญ: ปริมาณรังสี คุณภาพของภาพซีที เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอก ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ

บทนำ

การถ่ายภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้มีบทบาทสำคัญในการตรวจวินิจฉัยทางการแพทย์ โดยช่วยให้การวินิจฉัยโรคเป็นไปอย่างถูกต้อง และแม่นยำ เนื่องจากสามารถสร้างภาพอวัยวะภายในได้ในลักษณะสามมิติ (Cross-section) และยังสามารถใช้ข้อมูลดิจิทัลที่เก็บไว้มารสร้างภาพใหม่ในแนวระนาบต่างๆ เช่น แนวหน้า-หลัง (Coronal) และ แนวซ้าย-ขวา (Sagittal) ของร่างกายได้อีกด้วย ในอดีตที่ผ่านมา การตรวจวินิจฉัยด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ถือว่าเป็นวิธีการที่ทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีสูงเมื่อเทียบกับวิธีการหรือเครื่องมืออื่นๆ โดยการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนทรวงอกด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รุ่นแรกๆ อาจทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีสูงถึง 7 มิลลิซีเวิร์ต (milli-seivert: mSv)¹ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและสัญญาณรบกวนในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ หรือ noise ซึ่งเป็นดัชนีชี้วัดคุณภาพของภาพที่สำคัญมีความสัมพันธ์ในทิศทางตรงกันข้าม โดยหากต้องการคุณภาพของภาพที่สูงขึ้นหรือสัญญาณรบกวนที่ต่ำลง ผู้ป่วยก็ต้องได้รับรังสีมากขึ้นตามไปด้วย ดังนั้นวิธีการหรือเทคนิคที่จะทำให้ภาพมีคุณภาพสูงในขณะที่ผู้ป่วยได้รับรังสีต่ำหรือการ Optimization จึงเป็นหัวข้อที่ได้รับความสนใจตลอดระยะเวลาที่ผ่านมา²⁻⁸

เทคโนโลยีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้รับการพัฒนาขึ้นอย่างต่อเนื่อง ทั้งนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อให้การใช้รังสีต่อผู้ป่วยบรรลุหลักการ Optimization โดยในปัจจุบันได้มีวิธีต่างๆ เพื่อช่วยปรับปรุงคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ให้ดีขึ้น ในขณะที่ช่วยลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับลงด้วย ตัวอย่างเช่น ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic tube current modulation: ATCM) สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยจุดมุ่งหมายของระบบคือการปรับค่ากระแสหลอด (Tube current : mA) ที่ใช้ในการสแกนให้สัมพันธ์กับระดับการลดทอนรังสีของส่วนต่างๆ ของร่างกาย เช่น ลดระดับค่ากระแสหลอดในอวัยวะที่มีการลดทอนรังสีต่ำ เช่น ปอด และเพิ่มค่ากระแสหลอดในส่วนที่มีการดูดกลืนรังสีมากขึ้น เช่น ช่วงกระดูกเชิงกรานหรือการสแกนเมื่อหลอดเอกซเรย์อยู่ในแนวขวางลำตัว (lateral) เป็นต้น

การถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอก ถือเป็นการตรวจวินิจฉัยทางรังสีวิทยาที่นิยมกระทำบ่อยที่สุดอย่างหนึ่ง¹ โดยมีข้อบ่งชี้ในการตรวจเพื่อวินิจฉัยความผิดปกติของระบบทางเดินหายใจ หากรอยโรคภายในปอด และสำหรับผู้ป่วยมะเร็งปอดนั้น การถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอก มีส่วนสำคัญในการวางแผน และติดตามผลการรักษา จากข้อดีของระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ ดังที่กล่าวมา ในปัจจุบันจึงมีการริเริ่มให้ใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอกเพื่อการคัดกรองโรคมะเร็งปอดในผู้ที่มีความเสี่ยง เช่น มีอายุระหว่าง 55-80 ปี ผู้ที่สูบบุหรี่จัดหรือสูบมาเป็นเวลานานมากกว่า 15 ปี เป็นต้น⁹⁻¹¹ งานรังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี มีการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อโตชิบา ซึ่งระบบ จะมีตัวเลือกเริ่มต้น (default) ของระดับสัญญาณรบกวนให้ผู้ใช้งานได้เลือกใช้ได้ตามความต้องการ ตัวอย่างเช่น ‘Standard’ หมายถึง ผู้ใช้งานต้องการภาพที่มีคุณภาพมาตรฐาน แต่หากผู้ใช้งานเลือกระดับ ‘High Quality’ และ ‘Low Dose’ จะหมายถึงผู้ใช้งานต้องการภาพที่มีคุณภาพสูงขึ้น โดยสัญญาณรบกวนในภาพต่ำ และผู้ใช้งานต้องการให้ผู้ผู้ป่วยได้รับรังสีต่ำ แต่สามารถยอมรับภาพที่มีสัญญาณรบกวนสูงขึ้นได้ เป็นต้น¹²⁻¹³ โดยทั่วไประดับสัญญาณรบกวนในภาพที่เลือกใช้จะขึ้นอยู่กับรังสีแพทย์ และยังมีบางส่วนที่ใช้การถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบคงที่ค่ากระแสหลอดและเวลาตลอดการสแกน (Fixed mAs) อย่างไรก็ตามก็ยังไม่เคยมีการศึกษา ถึงปริมาณรังสี ซึ่งได้แก่รังสี volume

computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$), dose length product (DLP) ปริมาณรังสียังผล (Effective: E) และปริมาณรังสีที่ผิว (Skin dose) และคุณภาพของภาพในแง่ของสัญญาณรบกวน จากการตั้งค่าสัญญาณรบกวนระดับต่างๆ มาก่อน งานวิจัยชิ้นนี้มีจุดมุ่งหมายเพื่อเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวนของภาพจากการใช้การตั้งค่ากระแสหลอดคงที่ที่ 250 mAs และการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอกจำนวน 5 ระดับ โดยทำการทดลองในหุ่นจำลอง ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ คือ ทราบระดับปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวนของภาพจากการตั้งค่าเทคนิคแบบต่างๆ รวมทั้งได้แนวทางในการพัฒนาโปรโตคอลสำหรับถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอกโดยผู้ป่วยได้รับรังสีปริมาณต่ำ คุณภาพเหมาะสมกับการวินิจฉัย และเป็นแนวทางในการทำวิจัยเกี่ยวกับการลดระดับปริมาณรังสีต่อไป

วัตถุประสงค์และวิธีการ

เป็นการวิจัยแบบทดลอง โดยทำการศึกษาในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ งานรังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ยี่ห้อโตชิบา รุ่น Aquilion 64 ซึ่งมีตัวรับรังสีจำนวน 64 แถว และมีระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติที่เรียกว่า ‘SureExposure3D’ ทำการปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดในแนวแกน xyz โดยระบบจะประมาณค่าการลดทอนรังสีจากภาพ Scout ที่ถ่ายก่อนการสแกน จำนวน 2 ภาพ (ภาพ AP และ Lateral อย่างละ 1 ภาพ) โดยเมื่อผู้ใช้งานตั้งค่าพารามิเตอร์ของการสแกน รวมทั้งกำหนดขอบเขตต่ำสุดและสูงสุดของค่ากระแสหลอดแล้ว ระบบจะทำการกำหนดค่ากระแสหลอดที่ต้องใช้ เพื่อให้ระดับสัญญาณรบกวนในภาพเป็นไปตามที่ผู้ใช้งานต้องการ ในการวิจัยครั้งนี้ใช้หุ่นจำลองทรวงอก (Lung Chest phantom ยี่ห้อ RSD รุ่น RSD 330) ซึ่งมีขนาดเท่ากับร่างกายมนุษย์ที่มีความสูง 175 เซนติเมตร น้ำหนัก 73.5 กิโลกรัม แทนผู้ป่วย โดยจัดให้หุ่นจำลองอยู่ในลักษณะนอนหงายบนเตียงเอกซเรย์ หันด้านเท้าเข้าหาแกนทรี (Feet first supine) ถ่ายภาพ Scout ด้วยระยะทางตั้งแต่เหนือหัวไหล่ 1 นิ้ว จนถึงสุดความยาวของหุ่นจำลอง โดยใช้ ค่าความต่างศักย์ 120 kVp และผลคูณค่ากระแสหลอดและเวลา 50 mAs และ 100 mAs ตามลำดับ ทั้งนี้เป็นตามโปรโตคอลที่ใช้จริงของโรงพยาบาล จากนั้นสแกนหุ่นจำลองด้วยระยะทาง 300 มิลลิเมตร ครอบคลุมตั้งแต่ยอดปอด ถึงกระดูกซี่โครงล่าง ตั้งค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ดังตารางที่ 1 โดยโปรโตคอลแบบคงระดับค่ากระแสหลอดและเวลา (Fixed mAs) ที่ 250 mAs จากนั้นปรับเปลี่ยนโปรโตคอลการสแกนจากการคงที่ค่ากระแสหลอด 250 mAs เป็นการที่ใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จำนวน 5 ระดับ ได้แก่ High Quality (HQ), Quality (Q), Standard (STD), Low dose (LD) และ Screening (S) โดยพารามิเตอร์อื่นๆ ไม่เปลี่ยนแปลง ดังนั้นจะมีจำนวนโปรโตคอลการสแกนทั้งสิ้น 6 โปรโตคอล เมื่อทำการสแกนในแต่ละโปรโตคอลแล้ว จะทำการจดบันทึกค่า $CTDI_{vol}$ และ DLP ที่ได้จากการสแกนในแต่ละครั้ง และแสดงผลทางหน้าจอหลังการสแกนเสร็จสิ้น และคำนวณค่าปริมาณรังสียังผล (E)¹⁴ ดังสมการ

$$E = DLP \times CF \text{ (mSv)}$$

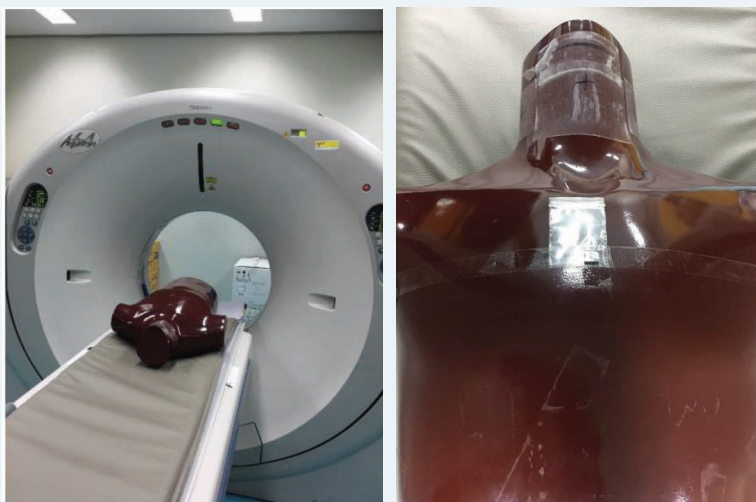
เมื่อ	E	คือ ปริมาณรังสียังผล (Effective Dose) ในหน่วย มิลลิซีเวิร์ต (mSv)
	DLP	คือ Dose length product ในหน่วย มิลลิเกรย์ เซนติเมตร mGy.cm)
	CF	คือ ค่าแก้ไขที่ใช้ในการแปลง DLP เป็น Effective Dose สำหรับการเอกซเรย์ทรวงอกซึ่งมีค่าเท่ากับ 0.014 ในหน่วย mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹

ตารางที่ 1 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกน

พารามิเตอร์	ค่าที่ใช้
ค่าความต่างศักย์	120 kVp
ระยะเวลาที่ใช้ในการหมุนหลอดเอกซเรย์ 1 รอบ	0.5 วินาที
ความกว้างของลำรังสี	64*0.5 มิลลิเมตร
ฟิตซ์	0.8285
ฟิลเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพ	FC07
ความหนาของภาพ	5 มิลลิเมตร
ค่ากระแสหลอดต่ำสุดและสูงสุดเมื่อระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ	50-550 mA หรือ 25-275 mAs

การวัดปริมาณรังสีที่ผิวของหุ่นจำลอง (Entrance Skin Dose :ESD) โดยทำการติดอุปกรณ์วัดรังสีชนิด Nanodot® (Landauer Inc., Glenwood, USA) ซึ่งใช้หลักการทำงานของ optically Stimulated Luminescence (OSL) โดยเครื่องวัดรังสีบรรจุอยู่ในถุงพลาสติกพร้อมระบุรหัสหมายเลข ทำการติดเครื่องวัดรังสีที่บริเวณหน้าอกใต้ต่อ Jugular notch 5 นิ้ว ซึ่งเป็นระยะกึ่งกลางของการสแกน (ภาพที่ 1) และเมื่อ

ทำการสแกนเสร็จสิ้นแล้วจะนำไปอ่านค่าปริมาณรังสีโดยเครื่องอ่านรุ่น Microstar (Landauer Inc., Glenwood, USA) โดยอ่านค่าซ้ำจำนวน 3 ครั้งเพื่อหาค่าเฉลี่ย ซึ่งในการวิจัยชิ้นนี้บริษัทผู้แทนจำหน่ายเป็นผู้สอบเทียบค่าเครื่องมือวัดรังสีและเครื่องอ่าน และทำการอ่านค่าตามคำแนะนำของผู้ผลิต



ภาพที่ 1 การจัดหุ่นจำลองเพื่อทำการสแกน (ซ้าย) และตำแหน่งการติดตั้งอุปกรณ์รังสีชนิด Nanodot™ (ขวา)

ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้จากการสแกนจะถูกบันทึกลงใน Dicom Header จากนั้นทำการอ่านค่าผลคูณของกระแสหลอดและเวลาที่ใช้ในแต่ละภาพ และประเมินคุณภาพของภาพโดยวัดจากสัญญาณรบกวนในภาพ โดยโปรแกรม ImageJ ซึ่งสัญญาณรบกวนในภาพคือส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขชี้ที่ในพื้นที่ ที่มีความเป็นเนื้อเดียว (Homogeneous) ดังสมการ

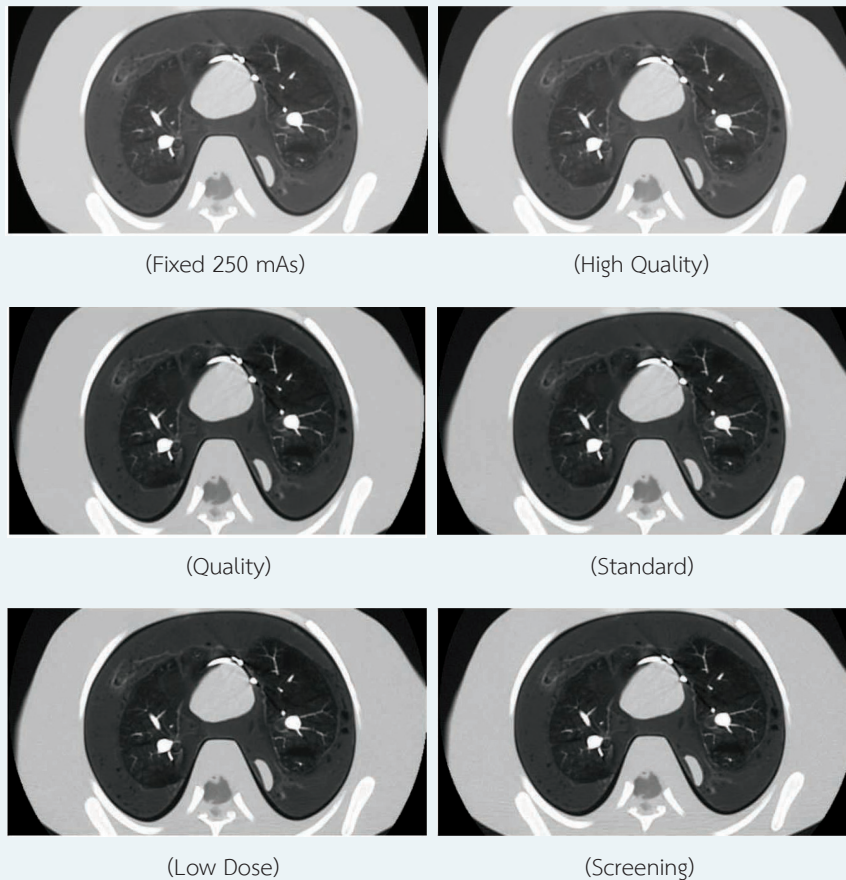
$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1}}$$

- เมื่อ X_i คือ ค่าเลขชี้ที่ของพิกเซลที่ i
 $\bar{X}$ คือ ค่าเฉลี่ยของเลขชี้ที่
 n คือ จำนวนพิกเซลทั้งหมดที่อยู่ในบริเวณที่สนใจ

โดยทำการคัดเลือกเลขชี้ที่ระหว่าง -50 และ 50 HU (เลขชี้ที่ที่ใกล้เคียงน้ำ หรือเนื้อเยื่อ) โดยคำสั่ง Threshold ของโปรแกรม ImageJ และวาด Region of Interest (ROI) ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางประมาณ 10 มิลลิเมตร บริเวณตรงกลางภาพตลอดระยะทางการสแกนในแนวแกน z จากนั้นทำการสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างระยะทางในการสแกนในแนวแกน z ค่ากระแสหลอดและเวลา และค่าสัญญาณรบกวน และแสดงข้อมูลปริมาณรังสี CTDI_{vol}, DLP E และ skin dose จากการสแกน สัญญาณรบกวน และการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวนเมื่อเทียบกับการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่ 250 mAs ต่อไป

wa

ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ระดับกึ่งกลางของการสแกนที่ได้จากทั้ง 6 โปรโตคอล (ภาพที่ 2)

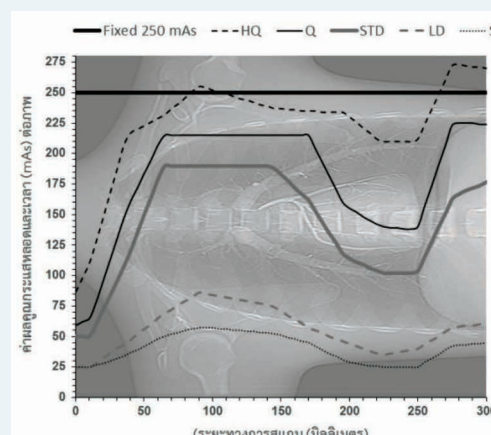


ภาพที่ 2 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ตำแหน่งทรวงอกกลางระยะทางการสแกน เมื่อใช้การตั้งค่ากระแสหลอดคงที่ 250 mAs และใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติระดับต่างๆ

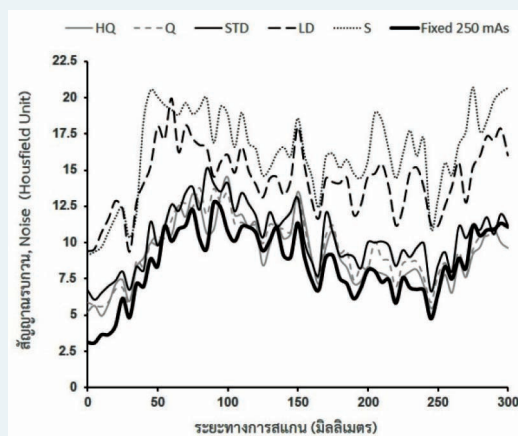
43

ผลคูณของค่ากระแสหลอดและเวลาที่ใช้ในการสแกน เมื่อตั้งค่าพารามิเตอร์ที่ใช้แบบคงที่ค่ากระแสหลอด 250 mAs และการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 5 ระดับ ได้แก่ High Quality (HQ), Quality (Q), Standard (STD), Low dose (LD)

และ Screening (S) (ภาพที่ 3) โดยรูปแบบของการปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดตลอดระยะทางการสแกน เมื่อตั้งค่าระดับสัญญาณรบกวนต่างๆ จากระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติจะคล้ายกัน แต่ค่ากระแสหลอดและเวลาเฉลี่ยจะลดต่ำลงตามการตั้งค่าสัญญาณรบกวนที่สูงขึ้น



ภาพที่ 3 ค่ากระแสหลอดและเวลาที่ใช้ในการสแกน เมื่อใช้การตั้งค่ากระแสหลอดคงที่ 250 mAs และใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติระดับต่างๆ



ภาพที่ 4 สัญญาณรบกวน (Noise) เมื่อใช้การตั้งค่ากระแสหลอดคงที่ 250 mAs และใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติระดับต่างๆ

ส่วนภาพที่ 4 แสดงค่าสัญญาณรบกวนที่วัดได้จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในระยะทางการสแกนต่างๆ ซึ่งโดยภาพรวมสัญญาณรบกวนจะสูงขึ้น เมื่อปรับเปลี่ยนจากการตั้งค่ากระแสหลอดและเวลาคงที่ เป็นการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ ในระดับ HQ, Q, STD, LD และ S ตามลำดับ โดยสัญญาณรบกวนจะสูงที่สุดเมื่อตั้งค่าสัญญาณรบกวนในระดับ S

ค่าเฉลี่ยของผลคูณของค่ากระแสหลอดและเวลาที่ใช้ในการสแกน ค่าสัญญาณรบกวน ค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$, DLP และ E ที่ได้จากการสแกน และค่าปริมาณรังสีที่ผิวหนังจำลองได้รับ และการเปลี่ยนแปลงค่าปริมาณรังสี และสัญญาณรบกวน เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่ 250 mAs เป็นไปตามตารางที่ 2 โดยการใช้ระบบปรับค่ากระแสหลอดอัตโนมัติทำให้ปริมาณรังสีลดลง แต่สัญญาณรบกวนในภาพสูงขึ้น ทั้งนี้เป็นไปตามระดับการตั้งค่าสัญญาณรบกวน

ตารางที่ 2 ค่ากระแสหลอดและเวลา สัญญาณรบกวน ปริมาณรังสีจากการสแกน และการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีและสัญญาณรบกวน เมื่อเทียบกับการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่ 250 mAs

โปรโตคอลการถ่ายภาพ	mAs เฉลี่ย (ต่ำสุด-สูงสุด)	Noise เฉลี่ย (ต่ำสุด-สูงสุด) (HU)	ปริมาณรังสี		การเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีเมื่อเทียบกับการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่						การเปลี่ยนแปลงสัญญาณรบกวนเทียบกับการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่
			$CTDI_{vol}$ สูงสุด (mGy)	$CTDI_{vol}$ เฉลี่ย (mGy)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	ESD (mGy)	$CTDI_{vol}$ เฉลี่ย	E	ESD	
Fixed 250 mAs	250	8.50 (3.06-12.78)	38	38	1360	19.04	57.28	-	-	-	-
High Quality	225 (87-273)	9.22 (4.97-14.51)	41.6	32.8	1157	16.20	51.52	-13.68%	-14.92%	-10.06%	+8.47%
Quality	180 (59-225)	9.64 (5.58-13.78)	34.3	25.4	913	12.78	51.46	-33.16%	-32.88%	-10.16%	+13.41%
Standard	144 (50-190)	10.36 (6.09-15.10)	28.9	20.1	725	10.15	44.67	-47.11%	-46.69%	-22.01%	+21.88%
Low Dose	56 (25-86)	14.36 (9.35-19.98)	12.6	7.4	266	3.72	13.60	-80.53%	-80.46%	-76.26%	+68.94%
Screening	40 (25-57)	16.26 (9.12-20.70)	8.4	5.4	196	2.74	12.32	-85.79%	-85.61%	-78.49%	+91.29%

*DLP คำนวณจากผลคูณของ $CTDI_{vol}$ เฉลี่ย และระยะทางที่ได้รับรังสีจากการสแกน

วิจารณ์

ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้เข้ามามีบทบาทสำคัญต่อการลดระดับปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพให้เพียงพอต่อการวินิจฉัย การตั้งค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนนั้นมีผลต่อปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพเป็นอย่างมาก งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์หลักเพื่อการวิเคราะห์คุณภาพของภาพและปริมาณรังสีจากการเปลี่ยนแปลงการตั้งค่าระดับสัญญาณรบกวนในภาพ โดยค่าพารามิเตอร์อื่นๆ คงที่ (ได้แก่ ค่าความต่างศักย์ ระยะเวลาที่ใช้ในการหมุนหลอดเอกซเรย์ 1 รอบ ความกว้างของลำรังสี ฟิตซ์ ฟิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพ และความหนาของภาพ) และทำการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีกับเทคนิคการตั้งค่ากระแสหลอดที่คงที่ ผลการวิจัยพบว่าเมื่อใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติค่ากระแสหลอดจะลดต่ำบริเวณลำคอและคอๆ เพิ่มขึ้นบริเวณหัวไหล่ จากนั้นค่ากระแสหลอดจะค่อนข้างคงที่ ที่ค่าสูงสุดตลอดการสแกนผ่านหัวไหล่ เนื่องจากเป็นส่วนที่มีความหนาแน่นสูง และมีความกว้างมากกว่าส่วนอื่นๆ เมื่อสแกนผ่านพ้นช่วงหัวไหล่ ค่ากระแสหลอดจะลดลงที่ระดับกึ่งกลางปอด ก่อนค่อยๆ เพิ่มขึ้นเมื่อเข้าสู่การสแกนในช่องท้อง (ตับ) โดยรูปแบบของการเปลี่ยนแปลงค่ากระแสหลอดจากการตั้งค่าระดับสัญญาณรบกวนต่างๆ จะคล้ายกัน แต่ค่ากระแสหลอดเฉลี่ยจะลดต่ำลงตามการตั้งค่าสัญญาณรบกวนที่สูงขึ้น (ภาพที่ 3) และเนื่องจากโปรโตคอลกำหนดให้ค่าต่ำสุดและค่าสูงสุดของกระแสหลอด เป็น 50-550 mA หรือ 25-275 mAs จึงทำให้ค่ากระแสหลอดที่ใช้จากการตั้งค่าระดับสัญญาณรบกวนแบบ HQ ไม่สามารถเพิ่มขึ้นไปได้สูงกว่า 275 mAs และค่ากระแสหลอดจากการตั้งค่าสัญญาณรบกวนระดับ S ไม่สามารถลดลงไปได้ต่ำกว่า 25 mAs ดังจะเห็นได้ว่าค่ากระแสหลอดและเวลาเริ่มต้นของการสแกน จากการตั้งค่าสัญญาณรบกวนระดับ S อยู่ที่ 25 mAs ซึ่งเท่ากับการตั้งค่าสัญญาณรบกวนในระดับ LD จึงส่งผลให้สัญญาณรบกวนในช่วงเริ่มต้นของการสแกนมีค่าใกล้เคียงกัน (ภาพที่ 4) เมื่อพิจารณาในแง่ของสัญญาณรบกวนจะเห็นว่าการใช้ค่ากระแสหลอดคงที่ ส่งผลให้ค่าสัญญาณรบกวนต่ำที่สุดในช่วง 50 มิลลิเมตร แรกของการสแกน ทั้งนี้เนื่องจากการใช้ค่ากระแสหลอดที่สูงกว่าการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ และโดยภาพรวมจะพบว่า การใช้ค่ากระแสหลอดคงที่ทำให้ค่าสัญญาณรบกวนลดต่ำลงได้มากที่สุดด้วย ยกเว้นในช่วง 50 มิลลิเมตร สุดท้ายของการสแกนซึ่งสัญญาณรบกวนจากการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติในระดับ HQ มีค่าต่ำที่สุด (ภาพที่ 4) เพราะเหตุผลเดียวกันคือค่า mAs ที่ใช้ในการสแกนมีค่าสูงที่สุด

การตั้งค่าสัญญาณรบกวนในระดับที่สูงขึ้นจาก HQ, Q, STD, LD และ S ส่งผลให้ปริมาณรังสีลดลงโดยค่า $CTDI_{vol}$, DLP และ E ลดลงร้อยละ 14, 33, 47, 80 และ 86 ตามลำดับ เมื่อเทียบกับการตั้งค่ากระแสหลอดคงที่ที่ 250 mAs ปริมาณรังสีที่ผิววัดที่ตำแหน่งกึ่งกลางปอด หรือ ESD จะลดลงร้อยละ 10, 10, 22, 76 และ 78 ตามลำดับ โดยจะเห็นว่าการลดลงของ ESD จะน้อยกว่าการลดลงของปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$, DLP และ E ทั้งนี้เป็นเพราะอุปกรณ์วัดรังสีชนิด Nanodot™ ถูกติดตั้งไว้ที่ระดับ 5 นิ้วใต้ Jugular notch ซึ่งอยู่ประมาณระยะทาง 120 มิลลิเมตร จากจุดเริ่มต้นของการสแกน และจากภาพที่ 3 จะเห็นได้ว่าตำแหน่งที่ติดตั้ง Nanodot™ เป็นตำแหน่งที่มีการใช้ค่ากระแสหลอดค่อนข้างสูงและค่ากระแสหลอดมีความแตกต่างกันน้อย โดยเฉพาะอย่างยิ่งการสแกนโดยใช้ค่ากระแสหลอดคงที่ และการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติโดยตั้งสัญญาณรบกวนที่ระดับ HQ และ Q ซึ่งเมื่อใช้ HQ และ Q นั้นค่า ESD จะลดลงประมาณร้อยละ 10 และการใช้สัญญาณรบกวนในระดับ STD จะทำให้ ESD ลดลงไปอีกประมาณร้อยละ 12 เมื่อเทียบกับการตั้งค่าสัญญาณรบกวนในระดับ HQ และ Q ซึ่งเป็นเหตุผลเดียวกันกับที่กล่าวมาคือค่ากระแสหลอดที่ใช้มีความแตกต่างกันน้อย

หากพิจารณาในแง่ของการใช้เอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อการตรวจคัดกรองมะเร็งปอด ผลการวิจัยทำให้เห็นว่าการตั้งค่าสัญญาณรบกวนในระดับ LD และ S ทำให้ปริมาณรังสีลดลงอย่างมาก (ร้อยละ 77-ร้อยละ 85) ทั้งนี้เพราะค่ากระแสหลอดที่ใช้ต่ำลงมากเมื่อเทียบกับการตั้งค่าแบบกระแสหลอดคงที่ และการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติโดยตั้งสัญญาณรบกวนที่ระดับ HQ, Q และ STD ดังนั้นและการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติโดยตั้งสัญญาณรบกวนที่ระดับ LD และ S จึงเหมาะสมสำหรับการใช้เพื่อตรวจคัดกรองมะเร็งปอด เพราะทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีต่ำ แต่ทั้งนี้สัญญาณรบกวนในภาพจะเพิ่มขึ้นประมาณ 1.7-2 เท่า เมื่อเทียบกับการตั้งค่าแบบกระแสหลอดคงที่ ที่ 250 mAs อย่างไรก็ตาม ปริมาณรังสียังผล (E) ที่ได้จากการตั้งค่าสัญญาณรบกวนระดับ S ซึ่งมีค่าเท่ากับ 2.74 mSv เมื่อเปรียบเทียบกับค่า E ของงานวิจัยชิ้นอื่นๆ พบว่าค่าเฉลี่ยปริมาณรังสียังผลของการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอกทั่วไปอยู่ที่ 7 mSv ซึ่งอยู่ระหว่างการตั้งค่าสัญญาณรบกวน ระดับ LD กับ STD ส่วนค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีจากการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อคัดกรองมะเร็งปอด (CT Lung Cancer Screening) อยู่ที่ 1.4-1.5 mSv¹⁵⁻¹⁶ ซึ่งต่ำกว่างานวิจัยชิ้นนี้อยู่ 2 เท่า ทั้งนี้เนื่องจากในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อคัดกรองมะเร็งปอดนั้น มักจะใช้ร่วมกับการสร้างภาพแบบอิมโทเรชั่น ซึ่งเป็นการประมวลผลจากภาพเดิมเพื่อสร้างภาพใหม่โดยลดระดับสัญญาณรบกวนในภาพลงได้¹⁷⁻¹⁹ แต่ในงานวิจัยชิ้นนี้ใช้การสร้างภาพแบบฟิลเตอร์แบคโปรเจกชั่น

ข้อจำกัดของงานวิจัยชิ้นนี้ มีอยู่สองประการที่สำคัญคือ ประการที่หนึ่ง ไม่ได้ทำการวิเคราะห์คุณภาพของภาพในพารามิเตอร์อื่นๆ อาทิ Signal to noise ratio, Contrast to noise ratio และ Noise power spectrum ซึ่งเป็นดัชนีชี้วัดคุณภาพของภาพที่สำคัญต่อการนำผลที่ได้ไปประยุกต์ใช้ในทางคลินิก และประการที่สองคือ ไม่ได้ทำการประเมินภาพโดยรังสีแพทย์ เพื่อวิเคราะห์ถึงความพึงพอใจต่อภาพ และการมองเห็นโครงสร้างทางกายวิภาคศาสตร์ ข้อเสนอแนะของการวิจัยในอนาคต คือการศึกษาถึงผลของการสร้างภาพแบบอิมโทเรชั่น ร่วมกับการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ ซึ่งจะช่วยให้คุณภาพของภาพโดยการลดสัญญาณรบกวนในภาพ หรืออีกนัยหนึ่งคือลดค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับลงได้โดยคุณภาพของภาพคงเดิม อย่างไรก็ตามผลจากงานวิจัยชิ้นนี้อาจใช้ต่อยอดสำหรับการทำวิจัยในลักษณะอื่นๆ ที่คล้ายกันนำไปประยุกต์ใช้ในการศึกษาในกลุ่มผู้ป่วยเด็ก หรือการศึกษาค่าสัญญาณรบกวนที่เหมาะสมสำหรับใช้ในรอยโรคแต่ละชนิดต่อไป

สรุป

การใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติโดยตั้งสัญญาณรบกวนระดับ High Quality (HQ), Quality (Q), Standard (STD), Low dose (LD) และ Screening (S) สามารถลดปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$, DLP และ E เฉลี่ยได้ร้อยละ 14, 33, 47, 80 และ 86 และปริมาณรังสีที่ผิววัดร้อยละ 10, 10, 22, 76 และ 78 แต่สัญญาณรบกวนในภาพเพิ่มขึ้นร้อยละ 8, 13, 22, 69 และ 91 ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคค่ากระแสหลอดคงที่ที่ 250 mAs สำหรับการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอก การใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ จึงมีประสิทธิผลในแง่ของการลดระดับปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ แต่สัญญาณรบกวนในภาพจะสูงขึ้นตามไปด้วย ดังนั้นการเลือกตั้งค่าระดับสัญญาณรบกวน จึงขึ้นอยู่กับการยอมรับคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ ตามความต้องการใช้งานทางคลินิก

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ที่ให้ความอนุเคราะห์ใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ บุคลากรงานรังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีที่อำนวยความสะดวกในการเก็บข้อมูล ขอขอบคุณคณะสหเวชศาสตร์มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่ให้ความอนุเคราะห์ยืมหุ่นจำลองทรวงอก

References

1. Mettler FA Jr, Huda W, Yoshizumi TT, Mahesh M. Effective doses in radiology and diagnostic nuclear medicine: a catalog Radiology. 2008; 248: 254–63.
2. Greess H, Wolf H, Baum U, Lell M, Pirkel M, Kalender W, et al. Dose reduction in computed tomography by attenuation-based online modulation of tube current: evaluation of six anatomical regions. Eur Radiol 2000; 10:391-4.
3. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Schmidt B, Westerman BL, Morgan HT, et al. Techniques and applications of automatic tube current modulation for CT. Radiology 2004; 233:649-57.
4. Mulken TH, Bellinck P, Baeyaert M, Ghysen D, Van Dijck 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.
5. McCollough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM Jr. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. Radio Graphics 2006; 26:503–12.
6. Gudjónsdóttir J, Ween B, Olsen DR. Optimal use of AEC in CT: a literature review. Radiol Technol 2010; 81:309-17.
7. Moro L, Panizza D, D'Ambrosio D, Carne I. Considerations on an automatic computed tomography tube current modulation system. Radiat Prot Dosimetry 2013; 156:525-30.
8. Papadakis AE, Perisinakis K, Damilakis J. Automatic exposure control in pediatric and adult multidetector CT examinations: a phantom study on dose reduction and image quality. Med Phys 2008; 35:4567-76.
9. American Academy of Family Physicians. Lung cancer clinical recommendations.[Internet].[cite 2016 Sep 9]. Available from: <http://www.aafp.org/patient-care/clinical-recommendations/all/lung-cancer.html>.
10. Jaklitsch MT, Jacobson FL, Austin JH, Field JK, Jett JR, Keshavjee S, et al. 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.
11. 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.
12. Soderberg M, Gunnarsson M. Automatic exposure control in computed tomography—an evaluation of systems from different manufacturers. Acta Radiologica 2010; 51:625–34.
13. Singh S, Kalra MK, Thrall JH, Mahesh M. Automatic exposure control in CT: applications and limitations. J Am Coll Radiol 2011; 8:446–9.
14. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. Br J Radiol 2006; 79:968–80.
15. The National Lung Screening Trial Research Team. Reduced lung-cancer mortality with low-dose computed tomographic screening. N Engl J Med 2011; 365:395-409.
16. Larke FJ, Kruger RL, Cagnon CH, Flynn MJ, McNitt-Gray MM, Wu X, et al. Estimated radiation dose associated with low-dose chest CT of average-size participants in the National Lung Screening Trial. AJR Am J Roentgenol 2011; 197:1165–9.
17. Yanagawa M, Gyobu T, Leung AN, Kawai M, Kawata Y, Sumikawa H, et al. Ultra-low-dose CT of the lung: effect of iterative reconstruction techniques on image quality. Acad Radiol 2014; 21:695–703.
18. Kim Y, Kim YK, Lee BE, Lee SJ, Ryu YJ, Lee JH, et al. Ultra-low-dose CT of the thorax using iterative reconstruction: evaluation of image quality and radiation dose reduction. AJR Am J Roentgenol 2015; 204:1197–1202.
19. Neroladaki A, Botsikas D, Boudabbous S, Becker CD, Montet X. Computed tomography of the chest with model-based iterative reconstruction using a radiation exposure similar to chest X-ray examination: preliminary observations. Eur Radiol 2013; 23:360–6.