

ผลของค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่อคุณภาพของภาพ
และปริมาณรังสีในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาส่วทรวงอก (ศึกษาในหุ่นจำลอง)

The effect of exposure technique on image quality and radiation dose from CT simulation
image of chest (phantom study)

■ จิตพงษ์ แก้วเหล็ก¹ จักรพงษ์ บัวเหม¹ จุฬารัตน์ เทพใต้¹ อรุพันธ์ โพธิ์อยู่¹
Titipong Kaewlek¹ Chakaphong Buahem¹ Chularat Theptai¹ Anuphant Phoyoo¹
ฉัตรวุฒิ พัทธวีรกุล² อรวรรณ คำเจริญคุณ²
Chatrawut Pattaweerakul² Orawan Kumcharoenkun²

¹ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัดพิษณุโลก

¹Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok Province, Thailand

²ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัดพิษณุโลก

²Department of Radiology, Faculty of Medicine, Naresuan University, Phitsanulok Province, Thailand

* ผู้รับผิดชอบบทความ (Email: titipongk@nu.ac.th)

* Corresponding author (Email: titipongk@nu.ac.th)

Received January 2016

Accepted as revised March 2016

Abstract

Introduction: Computed tomography simulation imaging is a processing for treatment plan that may cause patients high radiation dose receiving. Thus, exposure techniques variation could reduce dose risk.

Objectives: Purpose of this study was to study effect of exposure technique on image quality and radiation dose (CTDI_{vol} and effective dose) from CT simulation image of chest.

Materials and methods: Exposure parameters (tube voltage, tube current and slice thickness) were varied to achieve low radiation dose with equal reference image quality (120 kVp, 100 mAs). In this study, chest phantom was used. Scanning parameters were 90, 120,140 kVp, in which each kVp was varied to 50, 100, 150 mAs and slice thickness at 3 mm and 5 mm were tested. CTDI_{vol} from each scan was recorded. Effective dose of chest and breast was calculated by impact scan program. Image noise was measured in lung and heart regions. Image quality was evaluated by 2 radiation oncologists.

Results: The results showed that kVp and mAs were affected to radiation dose. mAs was direct proportional to while kVp increased radiation dose. In addition, image noise measured in heart and lung region with increasing kVp or mAs, were reduced. Moreover, 3 mm-slice thickness showed higher noise than 5 mm-slice thickness.

Conclusion: The recommended exposure parameters for computed tomography simulation assessed by radiation oncologists were 140 kVp, 50 mAs for 3 mm- and 5 mm-slice thickness, respectively. The radiation dose reduced 26.35% (5.92 to 4.36 mGy) from reference exposure technique. Effective dose of chest and breast were 0.7 and 0.57 mSv, respectively

Bull Chiang Mai Assoc Med Sci 2016; 49(2): 245-254. Doi: 10.14456/jams.2016.16

Keywords: Exposure technique, image quality, radiation dose, CT simulation, chest

บทคัดย่อ

บทนำ: การถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา เป็นหนึ่งในขั้นตอนการวางแผนการรักษาผู้ป่วยมะเร็งซึ่งอาจทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีสูง หากสามารถปรับเปลี่ยนค่าเอ็กซ์โพเชอร์เทคนิค อาจช่วยลดความเสี่ยงจากปริมาณรังสีที่วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาผลของค่าเอ็กซ์โพเชอร์เทคนิคที่มีผลต่อปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพ

วัสดุและวิธีการ: ปรับค่าความต่างศักย์หลอด ค่ากระแสหลอดเวลา และความหนาของสไลด์ เพื่อให้ได้ปริมาณรังสี (CTDI_{vol} และ effective dose) น้อยที่สุด โดยที่คุณภาพของภาพเทียบเท่ากับค่าเทคนิคอ้างอิง (120 kVp 100 mAs) สำหรับการถ่ายภาพหุ่นจำลองทรวงอก ด้วยการปรับค่าความต่างศักย์หลอดที่ 90, 120, 140 kVp แต่ละค่าความต่างศักย์หลอดใช้ค่ากระแสหลอดเวลา 50, 100, 150 mAs ความหนาของสไลด์ 3 มม. และ 5 มม. จากนั้นถ่ายภาพเอกซเรย์จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อจำลองการรักษา บันทึกค่า CTDI_{vol} บนหน้าจอ คำนวณ effective dose ที่ทรวงอกและเต้านมที่ได้รับ โดยใช้โปรแกรม Impact scan และวัดสัญญาณรบกวนของภาพที่บริเวณปอดและหัวใจ ประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ด้านรังสีรักษา 2 ท่าน

ผลการศึกษา: พบว่า ค่าความต่างศักย์หลอด และค่ากระแสหลอดเวลา มีผลต่อปริมาณรังสี โดย ค่ากระแสหลอดเวลามีสัดส่วนตรงกับค่าปริมาณรังสี ส่วนค่าความต่างศักย์หลอดแปรผกผันตรงกับค่าปริมาณรังสี ผลการวัดสัญญาณรบกวนบริเวณหัวใจและปอดพบว่า เมื่อเพิ่มค่าความต่างศักย์หลอด หรือค่ากระแสหลอดเวลา สัญญาณรบกวนจะลดลง และที่ความหนาของสไลด์ 3 มม. สัญญาณรบกวนมีค่ามากกว่าความหนาของสไลด์ที่ 5 มม.

สรุปผลการศึกษา: รังสีแพทย์ทางด้านรังสีรักษา 2 ท่านสรุปและให้ข้อเสนอแนะว่า พารามิเตอร์ที่แนะนำในการใช้งาน คือค่าเทคนิค 140 kVp, 50 mAs ที่ความหนาของสไลด์ 3 มม. และ 5 มม. โดยมีปริมาณรังสีลดลงจากค่าอ้างอิงร้อยละ 26.35 (จาก 5.92 เป็น 4.36 mGy) และค่า effective dose ที่ทรวงอก และเต้านม ได้รับเท่ากับ 0.7 และ 0.57 mSv ตามลำดับ
วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่ 2559; 49(2): 245-254

คำรหัส: เอ็กซ์โพเชอร์เทคนิค คุณภาพของภาพ ปริมาณรังสี เอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ทรวงอก

บทนำ

ปัจจุบัน อุบัติการณ์โรคมะเร็งรายใหม่ของประชากรในประเทศไทยและเอเชียเพิ่มสูงขึ้น มะเร็งที่พบสูงสุดเป็นอันดับหนึ่งของเพศหญิงและชายคือมะเร็งเต้านม และมะเร็งปอดตามลำดับ^{1,2} มะเร็งทั้งสองอวัยวะมีรอยโรคอยู่ในบริเวณทรวงอก เมื่อเข้ารับรังสีรักษา ผู้ป่วยโรคมะเร็งทั้งสองชนิดต้องผ่านขั้นตอนจำลองการรักษาซึ่งเป็นหนึ่งในขั้นตอนการวางแผนการรักษา มีการถ่ายภาพอวัยวะบริเวณทรวงอกด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา เพื่อใช้ภาพจำลองการรักษาและฉายรังสีในขั้นตอนต่อไป การถ่ายภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาส่วนทรวงอกมีการกำหนดค่าเอ็กซ์โพเชอร์เทคนิคก่อนการถ่ายภาพค่าเอ็กซ์โพเชอร์เทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพประกอบด้วยพารามิเตอร์หลายค่า เช่น ค่ากระแสหลอด ค่าความต่างศักย์ เป็นต้น³⁻⁶ พารามิเตอร์เหล่านี้มีส่วนสำคัญในการกำหนด

ปริมาณรังสีให้แก่ผู้ป่วยในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ซึ่งส่งผลให้ผู้ป่วยมีโอกาสได้รับรังสีในปริมาณสูงหากกำหนดค่าพารามิเตอร์ในขนาดสูง อย่างไรก็ตาม การเปลี่ยนแปลงค่าเอ็กซ์โพเชอร์เทคนิคที่กำหนด กลับส่งผลกระทบต่อคุณภาพของภาพในการแสดงรายละเอียดของปอดและเนื้อเยื่อสำคัญในบริเวณทรวงอก เนื่องจากค่ากระแสหลอดและค่าความต่างศักย์เป็นปัจจัยสำคัญที่กำหนดปริมาณสัญญาณรบกวนในภาพ ดังนั้น การตั้งค่ากระแสหลอด และค่าความต่างศักย์สูงขึ้น แม้จะช่วยให้ปริมาณสัญญาณรบกวนในภาพลดลง แต่จะทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเพิ่มสูงขึ้น³⁻⁶

กลุ่มผู้วิจัยเห็นความสำคัญของการกำหนดค่าเอ็กซ์โพเชอร์เทคนิค จึงทำการศึกษาความเหมาะสมของค่าเอ็กซ์โพเชอร์เทคนิคต่อคุณภาพของภาพ และปริมาณรังสีในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาส่วนทรวงอก เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อย แต่ยังคงคุณภาพของภาพที่ดี
ปีที่ 49 ฉบับที่ 2 พฤษภาคม 2559

วัสดุและวิธีการ

วัสดุอุปกรณ์

1. เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (computed tomography simulator หรือ CT-Sim) ยี่ห้อ Phillips รุ่น Brilliance Big Bore 16 สไลด์

2. หุ่นจำลองส่วนทรวงอก (chest phantom: Brand United States RS Model RS-330) มีความยาวของตัวหุ่นจำลอง ตั้งแต่บริเวณคอ ไปจนถึงส่วนใต้กระบังลม เทียบเท่ากับ ร่างกายมนุษย์เพศชายที่มีความสูง 175 cm. และน้ำหนัก 73.5 kg. ภายในประกอบไปด้วย ปอด หัวใจและเส้นเลือดแดงโคโรนารี (รูปที่ 1)



Figure 1 Chest Phantom.

ขั้นตอนการศึกษา

1. ถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ด้วยค่าเทคนิคที่ใช้ในการสร้างภาพ ตามเทคนิคที่ใช้ใน แผนกรังสีรักษาของโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนครสวรรค์ ที่ 120 kVp 100 mAs ความหนาสไลด์ 3 mm และ 5 mm โดยใช้เป็นเทคนิค

อ้างอิง (reference technique) และตั้งค่าเทคนิคที่ใช้ในการ ถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองส่วนทรวงอก ดังแสดงในตารางที่ 1 ถ่ายภาพหุ่นจำลองบนเตียงของ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยกำหนด ขอบเขตการถ่ายภาพเอกซเรย์ ด้วยระยะการถ่ายภาพที่ 32 cm

Table 1 The exposure techniques for CT scanning on chest phantom.

Exposure techniques	Slice thickness (mm)	Collimator	Rotation time (sec)	FOV (mm)	Pitch	Matrix size
90kVp 50mAs	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512
90kVp 100mAs	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512
90kVp 150mAs	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512
120kVp 50mAs	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512
120kVp 100mAs*	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512
120kVp 150mAs	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512
140kVp 50mAs	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512
140kVp 100mAs	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512
140kVp 150mAs	3 5	16×1.5	0.75	350	0.938	512x512

*Reference Technique

2. บันทึกและคำนวณปริมาณรังสี หลังถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ บันทึกค่า volume computed tomography dose index (CTDI_{vol}) ที่ปรากฏบนจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา และนำค่าเทคนิคในตารางที่ 1 ไปคำนวณปริมาณรังสีในรูปแบบของ effective dose ที่บริเวณทรวงอก และเต้านม ซึ่งเป็นอวัยวะที่ไวต่อรังสี (critical organ) โดยใช้โปรแกรม Impact scan version 1.0.4⁷

3. ประเมินคุณภาพของภาพ

3.1 ประเมินคุณภาพเชิงปริมาณด้วยการวัดสัญญาณรบกวน (Noise)

คัดเลือกภาพที่ได้จากการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

โดยให้ระดับของภาพตัดขวางอยู่ในระนาบเดียวกันตามค่าเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพตั้งข้อ 1 จำนวน 5 ค่าเทคนิค เทคนิคละ 1 ภาพ คำนวณค่าสัญญาณรบกวน ด้วยโปรแกรม ImageJ⁸ โดยกำหนดบริเวณพื้นที่ที่สนใจ (region of interest: ROI) เพื่อวัดค่าสัญญาณรบกวน ขนาดพื้นที่เท่ากับ 507.02 ตารางมิลลิเมตร วัดใน 3 บริเวณ คือ หัวใจ ปอดซ้าย และปอดขวา ดังแสดงในรูปที่ 2 แสดงผลค่าสัญญาณรบกวนในรูปแบบของค่า standard deviation (SD) หน่วยเป็น Hounsfield unit (HU) ซึ่งระบุถึงค่าสัญญาณรบกวนในภาพ วิเคราะห์การเพิ่มขึ้นหรือลดลงของค่าสัญญาณรบกวนในแต่ละค่าเทคนิค และเปรียบเทียบกับภาพอ้างอิง



Figure 2 Region of interest (ROI) location.

3.2 การประเมินคุณภาพเชิงคุณภาพ โดยรังสีแพทย์ทางด้านรังสีรักษา

คัดเลือกภาพที่ได้จากการถ่ายภาพเอกซเรย์ตามค่าเทคนิคในข้อ 1 ในแต่ละค่าเทคนิคที่ใช้ (เลือกภาพระนาบเดียวกันกับข้อ 3.1) เพื่อประเมินคุณภาพโดยรังสีแพทย์ด้านรังสีรักษา 2 ท่านที่มีประสบการณ์ไม่ต่างกัน ปรับภาพด้วยค่า window width เท่ากับ 400 และ window level เท่ากับ 60 ให้ประเมินโดยภาพรวม ด้วยการพิจารณาความชัดเจนของอวัยวะในภาพ (เช่น ปอดทั้งสองข้าง และหัวใจ เป็นต้น) โดยมีเกณฑ์การประเมินภาพดังนี้

- 1 คะแนน คือ ไม่ชัดเจน
- 2 คะแนน คือ พอใช้
- 3 คะแนน คือ ชัดเจน

ผลการศึกษา

1. ผลการบันทึกค่า CTDI_{vol} และคำนวณปริมาณรังสี effective dose ที่ทรวงอกและเต้านม จากการถ่ายภาพเอกซเรย์

จากการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ตามค่าเทคนิคที่ได้ตั้งไว้ ได้ผลการบันทึกค่า CTDI_{vol} จากการถ่ายภาพหุ่น

จำลองส่วนทรวงอก และผลการคำนวณ effective dose ที่ทรวงอก และเต้านมได้รับ ดังแสดงในตารางที่ 2 ผลปริมาณรังสีในรูปแบบ CTDI_{vol} มีค่าต่ำสุดที่ 90 kVp, 50 mAs มีค่าเท่ากับ 1.30 mGy ของทั้งความหนาสไลด์ 3 mm และ 5 mm และมีค่ามากที่สุดที่ 140 kVp, 150 mAs มีค่าเท่ากับ 13.08 mGy ของทั้งความหนาสไลด์ 3 mm และ 5 mm และผลการคำนวณปริมาณรังสีในรูปแบบ effective dose ที่ทรวงอก และเต้านม มีปริมาณรังสีต่ำสุดที่ 90 kVp, 50 mAs มีค่าเท่ากับ 0.2 mSv และ 0.16 mSv ตามลำดับ และมีปริมาณรังสีสูงสุดที่ 140 kVp, 150 mAs มีค่าเท่ากับ 2.10 mSv และ 1.70 mSv ตามลำดับ ซึ่งมีความสอดคล้องกันทั้งผลจากการบันทึกข้อมูลปริมาณรังสีจากเครื่องและจากการคำนวณด้วยโปรแกรม Impact scan

2. การประเมินคุณภาพเชิงปริมาณ (สัญญาณรบกวน: noise)

ผลการประเมินคุณภาพด้วยการวัดสัญญาณรบกวนที่บริเวณหัวใจ ปอดข้างซ้าย ปอดข้างขวา มีแนวโน้มลดลง เมื่อเพิ่มค่า mAs และ kVp ส่วนค่าความหนาสไลด์ที่ 3 mm มีค่าสัญญาณรบกวน บริเวณหัวใจ ปอดข้างซ้าย ปอดข้างขวา มากกว่า ค่าความหนาสไลด์ที่ 5 mm ดังแสดงในรูปที่ 3, 4 และ 5

Table 2 The CTDI_{vol} of CT scanning on chest phantom by setting 3 mm. and 5 mm. slice thickness, and the effective dose of chest and breast.

Exposure techniques	CTDI _{vol} (mGy)		Effective dose (mSv)	
	3 mm	5 mm	Chest	Breast
90 kVp 50 mAs	1.30	1.30	0.20	0.16
90 kVp 100 mAs	2.61	2.61	0.40	0.33
90 kVp 150 mAs	3.89	3.91	0.60	0.49
120 kVp 50 mAs	2.96	2.96	0.49	0.38
120 kVp 100 mAs*	5.92	5.92	0.97	0.75
120 kVp 150 mAs	8.88	8.88	1.50	1.10
140 kVp 50 mAs	4.36	4.36	0.70	0.57
140 kVp 100 mAs	8.72	8.72	1.40	1.10
140 kVp 150 mAs	13.08	13.08	2.10	1.70

*Reference Technique

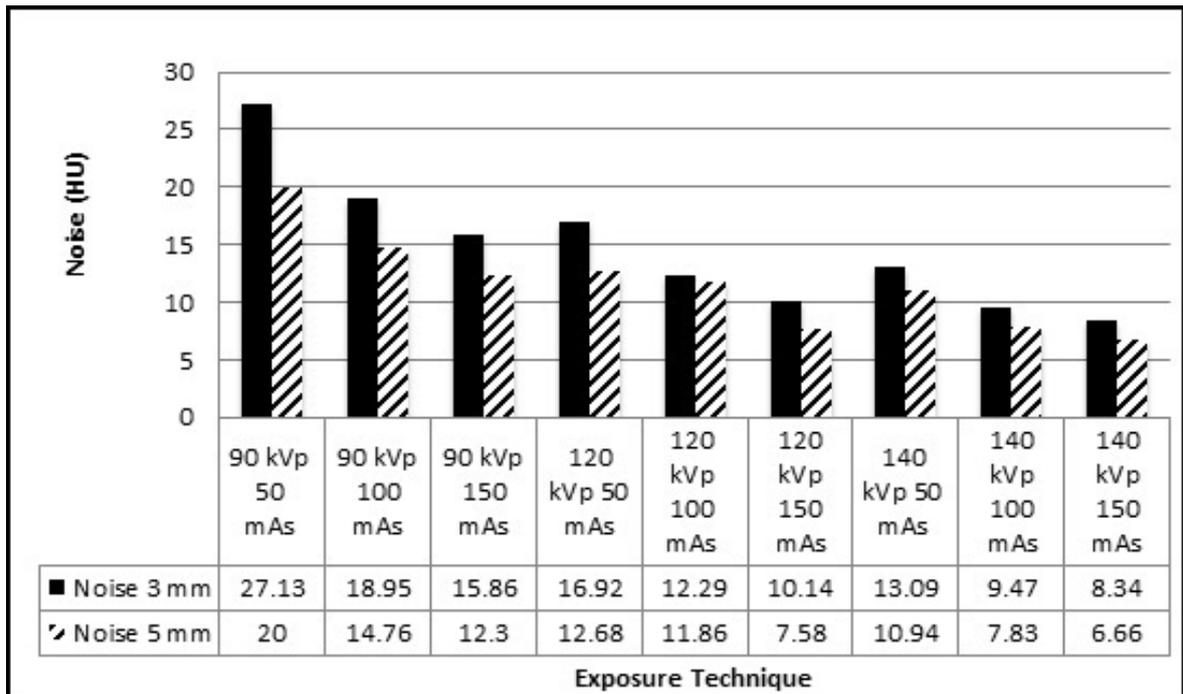


Figure 3 Noise value (HU) in heart regions of CT scanning by 3 mm. and 5 mm. slice thickness.

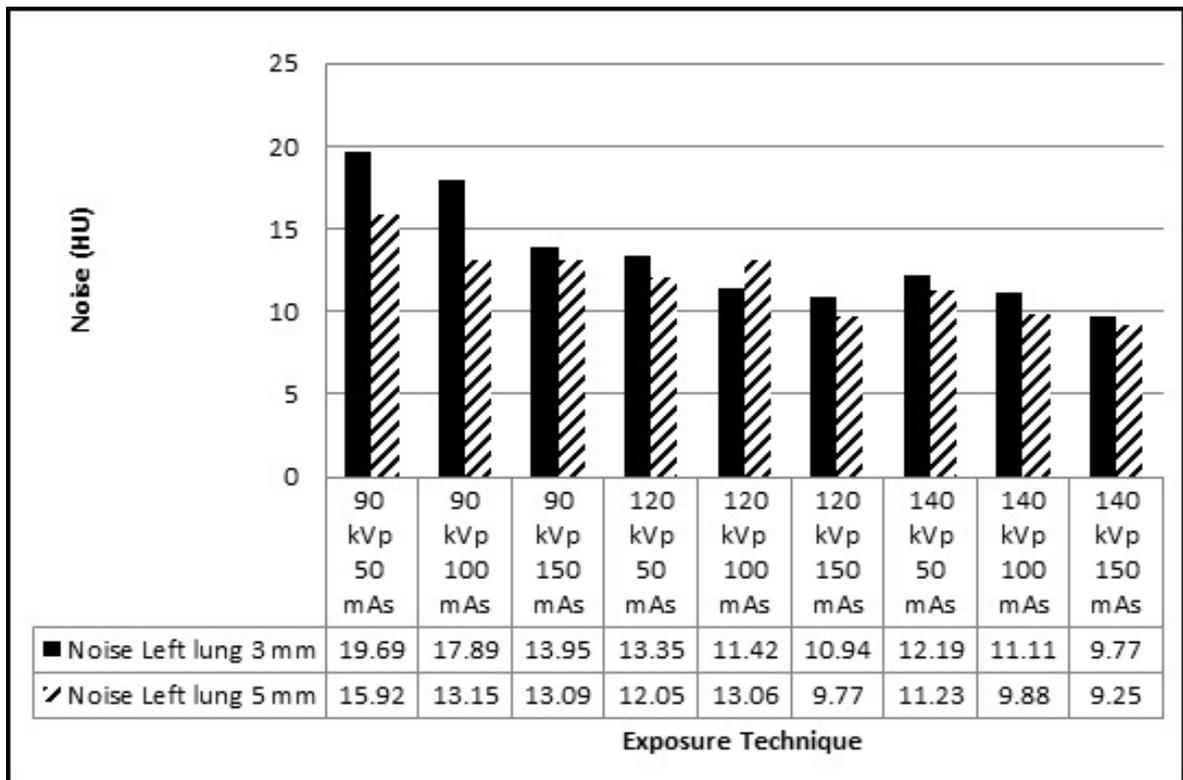


Figure 4 Noise value (HU) in left lung regions of CT scanning by 3 mm. and 5 mm. slice thickness.

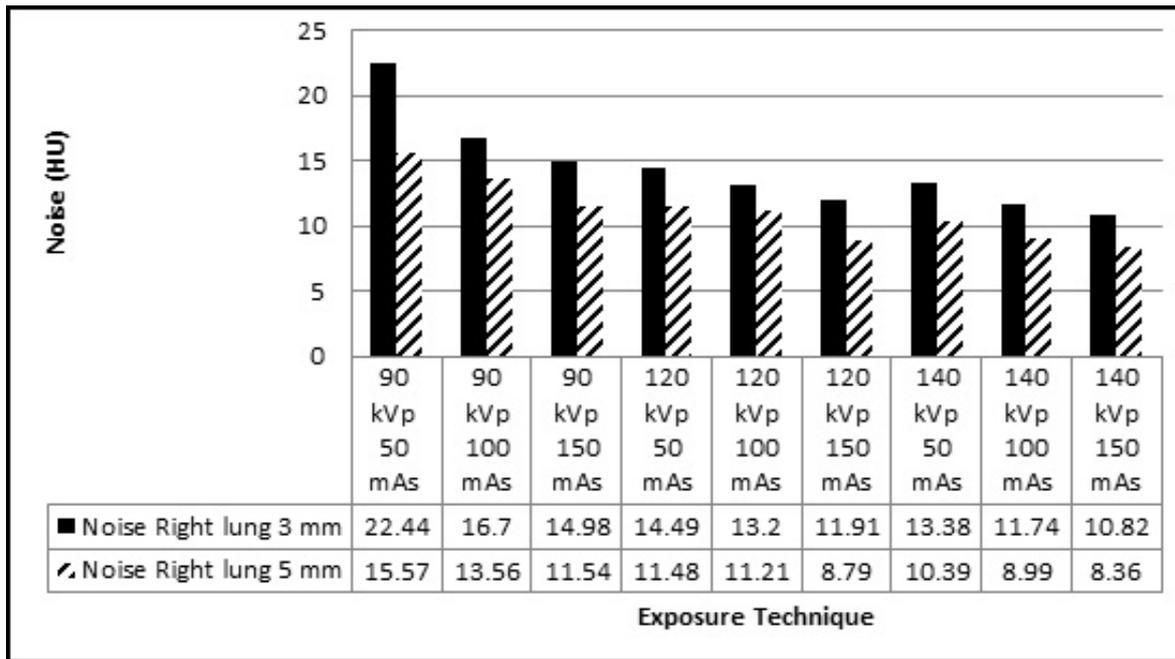


Figure 5 Noise value (HU) in right lung regions of CT scanning by 3 mm. and 5 mm. slice thickness.

3. การประเมินคุณภาพของภาพ โดยรังสีแพทย์ทางรังสีรักษา

การประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ทางด้านรังสีรักษา จากการตั้งค่าเทคนิคการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาที่แตกต่างกัน พบว่า ผลค่าคะแนนประเมินเฉลี่ยต่ำสุด คือ 2 หรือ คุณภาพของความชัดเจนของอวัยวะในภาพอยู่ในระดับพอใช้ ซึ่งมีทั้งหมด 5 ค่าเทคนิค คือ 90 kVp, 50 mAs 3 mm; 90 kVp, 150 mAs 3 mm; 120 kVp, 50 mAs 3 mm; 90 kVp, 150 mAs 5 mm และมีคะแนนเฉลี่ยสูงสุด คือ 3 หรือคุณภาพของความชัดเจนของอวัยวะในภาพอยู่

ในระดับ ชัดเจน ทั้งหมด 5 ค่าเทคนิค คือ 120 kVp, 100 mAs 3 mm; 140 kVp, 50 mAs 3 mm; 140 kVp, 50 mAs 5 mm และ 140 kVp, 100 mAs 5 mm และการให้คะแนนของรังสีแพทย์มีความเห็นตรงกัน 8 จาก 18 ค่าเทคนิค และมีค่าอยู่ในระดับพอใช้ ถึงระดับชัดเจน มีเพียงค่าเทคนิคที่ 90 kVp, 50 mAs 3 mm เพียงค่าเดียวที่รังสีแพทย์ท่านที่ 1 ให้คะแนนความชัดเจนอยู่ในระดับไม่ชัดเจน ขัดแย้งกับรังสีแพทย์ท่านที่ 2 ที่ให้คะแนนความชัดเจนอยู่ในระดับชัดเจน ดังแสดงดังตารางที่ 3

Table 3 The qualitative image quality evaluation of oncologists.

No.	Exposure techniques	Scoring		
		Oncologists 1	Oncologists 2	Average
1	90 kVp 50 mAs 3 mm	1	3	2
2	90 kVp 100 mAs 3 mm	2	3	2.5
3	90 kVp 150 mAs 3 mm	2	2	2
4	120 kVp 50 mAs 3 mm	2	2	2
5	120 kVp 100 mAs 3 mm*	3	3	3
6	120 kVp 150 mAs 3 mm	3	2	2.5
7	140 kVp 50 mAs 3 mm	3	3	3
8	140 kVp 100 mAs 3 mm	3	2	2.5
9	140 kVp 150 mAs 3 mm	3	2	2.5
10	90 kVp 50 mAs 5 mm	2	2	2
11	90 kVp 100 mAs 5 mm	2	3	2.5
12	90 kVp 150 mAs 5 mm	2	2	2
13	120 kVp 50 mAs 5 mm	2	3	2.5
14	120 kVp 100 mAs 5 mm*	3	2	2.5
15	120 kVp 150 mAs 5 mm	3	2	2.5
16	140 kVp 50 mAs 5 mm	3	3	3
17	140 kVp 100 mAs 5 mm	3	3	3
18	140 kVp 150 mAs 5 mm	3	3	3

*Reference Technique

วิจารณ์ผล

รายงานนี้เป็นการศึกษาผลของค่าเอกซโพเซชันเทคนิคต่อคุณภาพของภาพ และปริมาณรังสี ในการถ่ายภาพทรวงอกด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยการปรับค่ากระแสหลอดเวลา และความต่างศักย์หลอด จากนั้นนำผลการบันทึกปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ มาคำนวณปริมาณรังสี (effective dose) ที่ทรวงอกและเต้านมที่ได้รับ ประเมินคุณภาพของภาพเชิงปริมาณด้วยการวัดปริมาณสัญญาณรบกวนในหัวใจ และ ปอดทั้ง 2 ข้าง หลังจากนั้นนำภาพในระนาบเดียวกันให้รังสีแพทย์ประเมินคุณภาพความชัดเจนของอวัยวะที่อยู่ในภาพ เช่น หัวใจและ ปอด

พบว่าปริมาณรังสีจากการบันทึกที่จอเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา และการคำนวณด้วยโปรแกรม Impact scan (ใช้หลักการคำนวณด้วย Monte Carlo) ไม่มีการเปลี่ยนแปลง เมื่อใช้ความหนาสไลด์แตกต่างกัน (3 และ 5 mm)

เมื่อกำหนดความต่างศักย์หลอด (kVp) ให้คงที่แล้ว

ปรับค่ากระแสหลอดเวลา (mAs) พบว่า เมื่อ mAs เพิ่มขึ้น $CTDI_{vol}$ เพิ่มขึ้นแปรผันตรง โดยค่า $CTDI_{vol}$ มีค่าเพิ่มขึ้นเป็น 2 เท่า เมื่อค่า mAs เพิ่มขึ้น 2 เท่า เช่น ปริมาณรังสี 1.3 mGy (90kVp, 50 mAs) เพิ่มขึ้นเป็น 2.61 mGy (90kVp, 100 mAs) เป็นต้น ซึ่งสอดคล้องกับทฤษฎี^{9,10} และเมื่อกำหนด mAs ให้คงที่แล้วปรับค่า kVp พบว่า เมื่อ kVp เพิ่มขึ้น 16.6 % (จาก 120 kVp ไปยัง 140 kVp) ค่า $CTDI_{vol}$ เพิ่มขึ้น 1.5 เท่า เมื่อค่า kVp เพิ่มขึ้น 33.3 % (จาก 90 kVp ไปยัง 120 kVp) ค่า $CTDI_{vol}$ เพิ่มขึ้น 2 เท่า และเมื่อค่า kVp เพิ่มขึ้น 55.5 % (จาก 90 kVp ไปยัง 140 kVp) ค่า $CTDI_{vol}$ เพิ่มขึ้น 3 เท่า เมื่อคำนวณหาปริมาณรังสี effective dose ด้วยโปรแกรม Impact scan ปริมาณรังสีที่คำนวณได้เป็นไปตามทฤษฎี¹⁰⁻¹⁴ เช่นเดียวกัน

การศึกษาการวัดปริมาณสัญญาณรบกวน เมื่อมีการปรับความหนาของสไลด์ (slice thickness) พบว่า การเพิ่มความหนาของสไลด์ ปริมาณสัญญาณรบกวนลดลง ดังแสดงในรูปที่ 3, 4 และ 5

ในสภาวะที่มี mAs คงที่แล้วเพิ่มค่า kVp พบว่า การเพิ่มค่า kVp ปริมาณสัญญาณรบกวนลดลง เพราะการเพิ่มค่า kVp เป็นการเพิ่มพลังงานของลำรังสีเอกซ์ ทำให้ฟลักซ์ของโฟตอนเพิ่มขึ้น ส่งผลให้ detector สามารถวัดจำนวนโฟตอนได้มากขึ้น¹⁵⁻¹⁷ และเมื่อกำหนดให้ kVp คงที่แล้วเพิ่มค่า mAs พบว่า เมื่อเพิ่มค่า mAs ปริมาณสัญญาณรบกวนลดลง เพราะเป็นการเพิ่มจำนวนของเอกซเรย์ที่ตัว detector ทำให้วัดจำนวนเอกซเรย์ได้สูงขึ้น¹⁵⁻¹⁷

ผลจากการศึกษาแสดงให้เห็นว่า ค่าปริมาณรังสี ความหนาของสไลด์ ค่าความต่างศักย์หลอด (kVp) และกระแสหลอดเวลา (mAs) เป็นปัจจัยที่ส่งผลต่อสัญญาณรบกวน เมื่อค่าเหล่านั้นเพิ่มขึ้นจะมีผลทำให้สัญญาณรบกวนลดลง อย่างไรก็ตาม การวัดสัญญาณรบกวนบริเวณปอดซ้ายที่ค่าเทคนิค 120 kVp, 100 mAs ไม่เป็นไปตามทฤษฎี อธิบายได้ว่า อาจเกิดจากความผิดพลาดในการชั่งของหุ่นจำลองขณะถ่ายภาพเอกซเรย์ ทำให้ตำแหน่งอวัยวะและรายละเอียดภาพในแต่ละค่าเทคนิคเกิดการคลาดเคลื่อน หรือ อาจเกิดจากการ reconstruction ผิดพลาด แม้ว่าผู้วิจัยได้คัดเลือกภาพที่อยู่ในระนาบและตำแหน่งเดียวกันแล้ว แต่ผลการวัดสัญญาณรบกวนดังกล่าวไม่เป็นไปตามทฤษฎี¹⁵⁻¹⁷

จากการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้ คณะผู้วิจัยจึงมีข้อเสนอแนะในการเลือกใช้ค่าเอกซโพเซเจอร์เทคนิคสำหรับการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ส่วนทรวงอก ดังนี้ ค่าเทคนิค 140 kVp, 50 mAs สำหรับความหนาสไลด์ 3 mm และ 5 mm ซึ่งมีค่า CTDI_{vol} เท่ากับ 4.36 mGy น้อยกว่าค่าเทคนิคอ้างอิง (120 kVp, 100 mAs) ร้อยละ 26.35 (จาก 5.92 เป็น 4.36 mGy) และค่า effective dose ที่ทรวงอก และเต้านม ได้รับเท่ากับ 0.7 และ 0.57 mSv ตามลำดับ โดยที่คุณภาพของภาพเทียบเท่ากับค่าเทคนิคอ้างอิง ด้วยคะแนนเฉลี่ย 3 คะแนน ที่ความหนาสไลด์ 3 mm และได้คะแนนมากกว่าค่าเทคนิคอ้างอิง ที่ความหนาสไลด์ 5 mm ด้วยคะแนนเฉลี่ย 3 คะแนน

งานวิจัยนี้เป็นเพียงการศึกษานำร่องในหุ่นจำลอง ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาในบุคคลที่เป็นโรคมะเร็งบริเวณทรวงอกที่เข้ารับการจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา เพื่อให้ได้ผลที่สามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการลดปริมาณรังสีให้กับผู้ป่วยในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อวางแผนการรักษาต่อไป

สรุปผลการศึกษา

รายงานนี้เป็นการศึกษาผลของค่าเอกซโพเซเจอร์เทคนิคต่อปริมาณรังสี และคุณภาพของภาพในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาส่วนทรวงอก โดยการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองที่ค่าเทคนิค 90, 120 และ 140 kVp และ 50, 100 และ 150 mAs เมื่อเพิ่มค่า mAs และค่า kVp ให้สูงขึ้นค่าปริมาณรังสีจะเพิ่มขึ้น และผลการวัดสัญญาณรบกวนจะลดลง เมื่อเพิ่ม mAs ค่า kVp และค่าความหนาของสไลด์ อย่างไรก็ตาม การพิจารณาเลือกใช้ค่าเทคนิคสำหรับถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จำเป็นต้องคำนึงถึงค่าปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้นจากการเพิ่มค่าเทคนิค เพื่อให้ได้คุณภาพของภาพที่ยังคงมีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยและการจำลองการรักษา

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ เจ้าหน้าที่แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร มหาวิทยาลัยนเรศวร ทุกท่านที่ให้ความอนุเคราะห์อำนวยความสะดวก ในการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากเครื่องคอมพิวเตอร์จำลองการรักษา และให้คำแนะนำในการใช้งานเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาเป็นอย่างดี

1. National Cancer Institute. Hospital-Based Cancer Registry 2012. Bangkok: National Cancer Institute; 2014. (in Thai)
2. Editorial. Incident and trends in the occurrence of cancer in Asia. Thai Cancer Journal 2014; 34: 55. (in Thai)
3. Titipong Kaewlek. Evaluation of image quality and lens's radiation dose of cranial CT scan by spiral CT at various mAs settings. [Master degree thesis]. Bangkok: Mahidol University; 2005.
4. Reid J, Gamberoni J, Dong F, Davros W. Optimization of kVp and mAs for pediatric low-dose simulated abdominal CT: is it best to base parameter selection on object circumference. AJR Am J Roentgenol 2010; 195: 1015-20.
5. Yoon H, Kim MJ, Yoon CS, Choi J, Shin HJ, Kim HG, et.al. Radiation dose and image quality in pediatric chest CT: effects of iterative reconstruction in normal weight and overweight children. Pediatr Radiol 2015; 45: 337-44.
6. Rezazadeh S, Co SJ, Bicknell S. Reduced kilovoltage in computed tomography-guided intervention in a community hospital: effect on the radiation dose. Can Assoc Radiol J 2014; 65: 345-51.
7. ImPACT. CTDosimetry version 1.0.4. Medical Physic department, St Gorege's Hospital, London; 2011.
8. Rasband W. ImageJ. The Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA.
9. Mutic S, Jatinder R P, Elizabeth K B, Indra J D, Saiful M H, Leh-Nien D L, et.al. Quality Assurance for Computed-tomography Simulators and the Computed-tomography-simulation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task No.66. Med. Phys 2003; 30: 2762-92.
10. AAPM Computed Tomography Radiation Dose Education Slides. [Internet]. 2014 November 19 [cited 2014 Nov 19]; Available from: <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/EducationSlides.pptx>.
11. Cynthia M, Dianna C, Sue E, Rich G, Bob G, Nicholas K, et.al. The Measurement Reporting and Management of Radiation Dose in CT. American Association of Physicists in Medicine AAPM report no.96. College Park, MD: 2008.
12. Henry K, Usman B, et al. Computed tomography dose index. Available at <http://radiopaedia.org/articles/ct-dose-index-1>. Accessed November 18, 2014.
13. Mahadevappa M. MDCT Physics: The Basics: Technology, Image Quality and Radiation Dose. [Internet]. 2014 November 11 [cited 2014 Nov 11]; Available from: https://books.google.co.th/books?id=TH_sMhXgzxAC&printsec=frontcover&dq=MDCT+Physics.
14. Kihong Son, Seungryong C, Jin Sung K, Youngyih H, Sang G J, Doo H C. Dose Length Product. [Internet]. 2014 November 18 [cited 2014 Nov 18]; Available from: http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/rt/printerFriendly/4556/html_60.
15. Manus Mongkolsuk. X-ray computed tomography: Principle of Physics, Technique and Image Quality. 1st Edition. KhonKaen: Klangnanavittaya; 2003. (in Thai)
16. Paul M S. Multislice computed tomography. 1st ed. California USA; 2002.
17. Edyvean S. Effect of ROI Size on Image Noise. [Internet]. 2014 November 19 [cited 2014 Nov 19]; Available from: http://www.ctug.org.uk/meet04-01-13/roi_size_image_noise.pdf.