

ผลของการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนต่อคุณภาพ ของภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์ เทคนิคต่ำ: การศึกษาในหุ่นจำลอง

The effect of noise removal filters on the quality of digital radiography used low exposure technique: A phantom study

ธัญญา หล่อวงศ์ ศิริรัตน์ งานดี อัจฉรา บุญประสพ กิ่งกานต์ อภิวัฒน์สุขเมธ*
Thanatchaya Lowong Sirirat Ngandee Ajchara Boonprasop Kingkarn Aphiwatthanasumet*

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัดพิษณุโลก 65000
Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok.

* ผู้รับผิดชอบบทความ (E-mail: kingkarna@nu.ac.th)
* Corresponding author (Email: kingkarna@nu.ac.th)
Received July 24, 2557
Accepted as revised Aug 8, 2557

Abstract

Objective: To study the effect of noise removal filters on the quality of digital radiography used low exposure techniques.

Methods: The method began with finding an appropriate exposure technique for anthropomorphic chest phantom and subsequently decreasing the exposure technique, taking radiography, calculating SNR on digital radiographic images in bone regions and background regions. Next, filtering noise in the low exposure images by using 4 filters included with low pass filter, Gaussian filter, median filter and modal filter. All of images were assessed on image quality by 3 radiologists.

Results: The appropriate exposure technique for anthropomorphic chest phantom was 81 kVp 8 mAs. The low exposure techniques were 81 kVp and mAs values were 6.3, 4, 2 mAs. When we calculated the SNR on the digital radiographic images in bone region before using noise removal filters, we found the SNR were 70.29, 59.77, 55.85, and 45.71, respectively. In background region, the SNR were 14.29, 12.84, 12.28 and 10.69, respectively. The results of using four types of noise removal filters showed the SNR increasing. One way ANOVA showed no significant difference ($p>0.05$). However, filter which provided the highest SNR was modal filter. In bone region, the SNR were 99.56, 84.41 and 85.32, respectively. In background region, the SNR were 22.33, 43.37 and 21.63, respectively. The results of image quality assessment by 3 radiologists had similar values between low exposure images with filters and appropriate exposure images (ICC=0.929).

Conclusions: The result of the study demonstrated that the effect of noise removal filters of low exposure images affect an increase of SNR while maintaining images of adequate quality for diagnosis and also help patients receive less radiation dose by setting the lowest exposure technique 81 kVp 2 mAs.

Keywords: Noise, digital radiography, exposure techniques, image quality

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาผลของการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนต่อคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำ

วิธีการศึกษา: การทดลองเริ่มจากการหาค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคที่เหมาะสมสำหรับถ่ายภาพหุ่นจำลองทรวงอก ต่อมาปรับลดค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคแล้วถ่ายภาพหุ่นจำลองทรวงอกที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำ หาค่า SNR ที่ปรากฏบนภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลในบริเวณกระดูกและบริเวณพื้นหลัง จากนั้นกรองสัญญาณรบกวนบนภาพด้วยตัวกรอง 4 ชนิดได้แก่ low pass filter, Gaussian filter, median filter และ modal filter นำภาพทั้งหมดไปประเมินคุณภาพโดยรังสีแพทย์จำนวน 3 คน

ผลการศึกษา: ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคที่เหมาะสมสำหรับถ่ายภาพหุ่นจำลองทรวงอก คือ 81 kVp 8 mAs ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำคือ 81 kVp และค่า mAs เท่ากับ 6.3, 4, 2 mAs เมื่อคำนวณหาค่า SNR บนภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลในบริเวณกระดูกก่อนการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนมีค่าเท่ากับ 70.29, 59.77, 55.85 และ 45.71 ตามลำดับ และในบริเวณพื้นหลังมีค่าเท่ากับ 14.29, 12.84, 12.28 และ 10.69 ตามลำดับ ผลจากการใช้ตัวกรองทั้ง 4 ชนิด พบว่าทำให้ภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลมีค่า SNR เพิ่มขึ้น เมื่อทดสอบด้วย One way ANOVA ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) อย่างไรก็ตามตัวกรองที่ให้ค่า SNR สูงสุดคือ modal filter ในบริเวณกระดูกมีค่าเท่ากับ 99.56, 84.41 และ 85.32 ตามลำดับ และในบริเวณพื้นหลังมีค่าเท่ากับ 22.33, 43.37 และ 21.63 ตามลำดับ ผลการประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ 3 คน พบว่าคะแนนประเมินคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำรวมกับการใช้ตัวกรองมีค่าใกล้เคียงกับภาพที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคที่เหมาะสม ($ICC=0.929$)

สรุปผลการศึกษา: ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าผลของการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนทำให้ภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้เอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำมีค่า SNR เพิ่มขึ้น สามารถดูคุณภาพของภาพให้เหมาะแก่การวินิจฉัยโรคได้ และยังช่วยให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยลง โดยสามารถกำหนดค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคได้ต่ำที่สุดคือ 81 kVp 2 mAs

คำรหัส: สัญญาณรบกวน ภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัล เอกซโพเชอร์เทคนิค คุณภาพของภาพ

บทนำ

การถ่ายภาพทางรังสีมีความสำคัญต่อการวินิจฉัยโรคของผู้ป่วย ในการถ่ายภาพทางรังสีแต่ละครั้งผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีแตกต่างกันออกไป ตามข้อกำหนดของทบวงพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (International Atomic Energy Agency: IAEA) ระบุว่า การได้รับรังสีของบุคคลต้องควบคุมให้ได้รับรังสีน้อยที่สุดเท่าที่เป็นไปได้ (As Low As Reasonably Achievable: ALARA) โดยคำนึงถึงจำนวนบุคคลที่ได้รับรังสี ปริมาณรังสี และลักษณะการก่อให้เกิดอันตรายจากรังสี¹ เมื่อเทคโนโลยีทางด้านการสร้างภาพและการถ่ายภาพทางรังสีมีความก้าวหน้าขึ้น มีการพัฒนาตัวรับภาพ (image receptor) จากระบบฟิล์มสกรีนที่มีช่วงการตอบสนองต่อรังสีแคบ มาเป็นระบบดิจิทัลที่มีช่วงการตอบสนองต่อรังสีกว้างกว่าระบบฟิล์มสกรีน (wide dynamic range) แม้ว่าได้รับปริมาณรังสีที่น้อย สามารถใช้กระบวนการประมวลผลภาพ เช่น การปรับภาพ หรือแสดงภาพในลักษณะต่างๆ เข้ามาช่วยทำให้มองเห็นรายละเอียดของอวัยวะได้ชัดเจนขึ้น ช่วยลดจำนวนภาพทางรังสีที่ไม่มีคุณภาพลง

อย่างไรก็ตาม ตัวรับภาพที่เป็นระบบดิจิทัลนั้น แม้ว่าในช่วงการตอบสนองต่อรังสีที่กว้าง² หากตั้งค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำเกินไป มีโอกาสทำให้เกิดสัญญาณรบกวนที่เรียกว่า ควอนตัมนอยส์ (quantum noise) ได้ เพราะจำนวนโฟตอนไปตกกระทบบกับตัวรับภาพมีไม่เพียงพอสำหรับนำไปสร้างภาพ ดังนั้นการถ่ายภาพทางรังสีที่ตั้งค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคด้วยค่ากระแสหลอดคูณเวลา (mAs) น้อย มองเห็นสัญญาณรบกวนอยู่บนภาพมาก³ และไม่สามารถนำไปใช้วินิจฉัยโรคได้ จึงเป็นเหตุให้นักรังสีเทคนิคส่วนใหญ่นิยมตั้งค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคด้วยการเลือกใช้ค่า mAs สูงเพื่อป้องกันไม่ให้เกิดสัญญาณรบกวนภาพ แต่ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้น ด้วยเหตุนี้คณะผู้วิจัยจึงมีความสนใจศึกษาผลของการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบนภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำโดยยังคงคุณภาพของภาพให้เหมาะแก่การวินิจฉัยโรคได้ เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยลงและเป็นการยืดอายุการใช้งานหลอดเอกซเรย์ให้ยาวนานขึ้น

สัญญาณรบกวน (noise) หมายถึง สิ่งรบกวนจากภายนอกที่ทำให้สัญญาณของภาพลดลง สิ่งรบกวนเหล่านี้ปรากฏบนภาพในรูปแบบที่แตกต่างกันขึ้นอยู่กับความสม่ำเสมอของสัญญาณ⁴ quantum noise เป็นสัญญาณรบกวนที่เกิดจากจำนวนโฟตอนที่วัดได้ที่หัววัด (detector) มีความแปรปรวนเกิดขึ้น เนื่องจากมีจำนวนที่จำกัดและความไม่สม่ำเสมอของลำรังสีในการตกกระทบหัววัดแต่ละอัน⁵ จึงทำให้เกิด quantum noise ขึ้น ดังภาพที่ 1 ดังนั้นแนวทางในการเปลี่ยนแปลงที่อาจเกิดขึ้นของ quantum noise คือ การเพิ่มจำนวนของปริมาณลำรังสีหรือปริมาณรังสีที่ปล่อยออกมา quantum noise^{6,7} นั้นเป็นสัดส่วนกับ $\frac{1}{\sqrt{N}}$ โดยที่ N คือ จำนวนโฟตอนที่ตกกระทบบนตัวรับภาพ เนื่องจากจำนวนโฟตอนที่ตกกระทบตัวรับภาพมีการลดทอนเมื่อผ่านวัตถุ ขึ้นอยู่กับพลังงานของโฟตอน และที่สำคัญ N ยังขึ้นอยู่กับความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ นอกจากนี้ N เป็นสัดส่วนกับกระแสหลอดและจำนวนของเวลา ดังนั้นสัญญาณรบกวนเป็นสัดส่วนโดยตรงกับ $\frac{1}{\sqrt{mAs}}$ เมื่อค่าความต่างศักย์คงที่⁸ ดังสมการที่ 1

$$\text{หรือ } \text{Noise} \propto \frac{1}{\sqrt{mAs}} \quad (1)$$

Signal to Noise Ratio (SNR) หมายถึง อัตราส่วนของสัญญาณที่ต้องการกับสัญญาณรบกวน⁹ แสดงเป็นสูตรได้ดังนี้

$$\text{SNR} = \frac{\mu}{\sigma} \quad (2)$$

μ คือ ค่าเฉลี่ยของความเข้มทุกพิกเซลในภาพ

σ คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความเข้มทุกพิกเซลในภาพ

วิธีการลดสัญญาณรบกวนบนภาพทำได้โดยการออกแบบตัวกรองเพื่อกำจัดสัญญาณรบกวน แล้วใช้ตัวกรองที่ออกแบบมากระทำกับภาพตั้งต้นผ่านกระบวนการประมวลผลภาพ (image processing) การกรองภาพทำให้ภาพมีคุณภาพดีขึ้นก่อนนำไปใช้ในการวินิจฉัยโรคต่อไป จากการศึกษาที่ผ่านมา

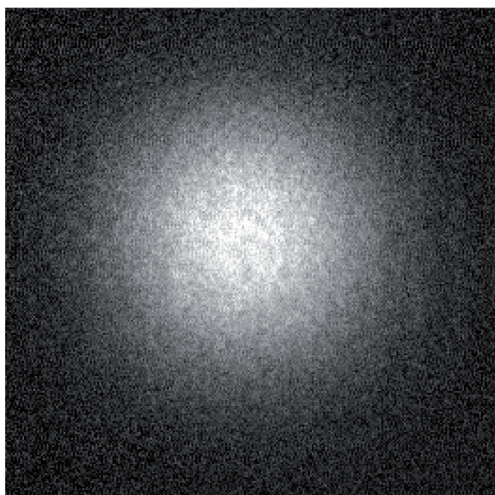


Figure 1. Quantum noise image.

มาของ Dr. Khalil I. Jassamw¹⁰ เพื่อค้นหาวิธีการที่ดีที่สุดสำหรับลด random noise ที่ปรากฏบนภาพถ่ายทางรังสี โดยเลือกใช้ตัวกรอง 3 ชนิดคือ low pass, median และ modal filters ที่มีขนาดหน้าต่างตัวกรองแตกต่างกันมาทดสอบกับภาพถ่ายทางรังสีบริเวณหัวเข่าทั้งในสเปซเชิงโดเมน (spatial domain) และโดเมนความถี่ (frequency domain) พบว่า ภาพถ่ายทางรังสีหัวเข่ามีความชัดเจนมากขึ้น แต่ยังคงสูญเสียรายละเอียดบางส่วนอันเนื่องมาจากสัญญาณรบกวนที่ทำให้ภาพถ่ายทางรังสีมีคุณภาพลดลง (SNR ต่ำ) ดังนั้นการศึกษารังสีจึงนำตัวกรองทั้งสามชนิดมาทดสอบอีกครั้งโดยมีการกำหนดขนาดหน้าต่างตัวกรองให้มีขนาดเท่ากัน พร้อมกับเพิ่มตัวกรองชนิด Gaussian filter^{11,12} เข้ามาทดสอบร่วมด้วยเพราะมีคุณสมบัติคือ สามารถลดทอนสัญญาณรบกวนได้และไม่ทำให้เกิดการสั่น (ringing) ของความถี่สัญญาณภาพในตำแหน่งที่มีความแตกต่างของสัญญาณมาก เช่น บริเวณรอยต่อของเนื้อเยื่อหรืออวัยวะ

วัตถุประสงค์

เพื่อศึกษาผลของการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนต่อคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำ

วัสดุและวิธีการ

การหาค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคที่เหมาะสมสำหรับถ่ายภาพหุ่นจำลองทรวงอก

นำหุ่นจำลองทรวงอก (anthropomorphic chest phantom) ที่มีขนาดความหนา 20 เซนติเมตร มาถ่ายภาพทางรังสีในท่า (posteroanterior: PA) ด้วยเครื่องเอกซเรย์ยี่ห้อ SIEMENS รุ่น MULTIX TOP และใช้เครื่องอ่านและแปลงสัญญาณภาพเอกซเรย์เป็นภาพดิจิทัล ยี่ห้อ Kodak Carestream รุ่น Direct View Vita พร้อมตัวรับภาพ (image plate) ขนาด 35x43 เซนติเมตร (14x17 นิ้ว) ระยะทางจากแหล่งกำเนิดเอกซเรย์ถึงตัวรับภาพ 180 เซนติเมตร ค่า kVp (Non grid) 81 kVp และกำหนดค่า mAs ตั้งแต่ 2-10 จากนั้นจดบันทึกค่า kVp, mAs และ exposure index ที่ปรากฏอยู่บนภาพถ่ายทางรังสี โดยทั่วไปแล้วหน้าจอแสดงภาพของนักรังสีเทคนิคมีความสว่าง (brightness) และมีคุณสมบัติจำแนกหรือแยกวัตถุที่อยู่ใกล้เคียงในภาพออกจากกันได้ (spatial resolution) ได้น้อยกว่าหน้าจอแสดงภาพของรังสีแพทย์ ดังนั้นค่า exposure index จึงเป็นตัวชี้บ่งชี้ว่าสัญญาณรบกวนอยู่ในระดับยอมรับหรือไม่¹³ และยังสามารถบอกถึงคุณภาพของภาพได้โดยที่บริษัทผู้ผลิตกำหนดช่วงที่เหมาะสมสำหรับตั้งค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคเพื่อใช้ในการถ่ายภาพแบบดิจิทัลมาให้^{14,15} ดังตารางที่ 1

Table 1. The standard exposure index for digital radiography provided by different manufacturers (adapted from Andriole KP, Ruckdeschel TG, Flynn MJ, Hangiandreou NJ, Jones AK, Krupinski E, et al. ACR-AAPM-SIIM practice guideline for digital radiography. J Digit Imaging. 2013 Feb; 26(1): 26-37).

Type of system and Manufacturer	Symbol	Three incidents exposures to the detector		
		0.5 mR 5 μ Gy	1mR 10 μ Gy	2 mR 20 μ Gy
Fuji CR	S	400	200	100
Kodak CR (Carestream)	EI	1700	2000	2300
Agfa CR	IgM	2.0	2.3	2.6
Canon DR	REX	50	100	200
IDC DR	F	-1	0	1
Philips DR	EI	200	100	50
Siemens DR	EI	500	1000	2000

*mR (milliroentgen) is a unit of radiation exposure. μ Gy (microgray) is a unit of radiation absorbed dose

การถ่ายภาพหุ่นจำลองทรวงอกที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำ

การลดค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคในการถ่ายภาพทางรังสีของหุ่นจำลองทรวงอก ปรับลดจากค่าเอกซโพเชอร์จากค่าเอกซโพเชอร์ที่เหมาะสม โดยปรับลดค่า mAs ลง 75% 50% และ 25% ตามลำดับ จากนั้นถ่ายภาพทางรังสีของหุ่นจำลองทรวงอกด้วยค่าเอกซโพเชอร์ต่ำ จำนวน 3 ภาพ คำนวณหาค่าสัญญาณรบกวน (noise) ตามสมการที่ 1 พร้อมกับจับบันทึกค่า exposure index ที่ได้ในแต่ละเทคนิคลงตารางบันทึกข้อมูลการลดค่าเอกซโพเชอร์เทคนิค

การหาค่า SNR ที่ปรากฏบนภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัล

นำภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองทรวงอกแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำมาคำนวณหาค่า SNR ตามสมการที่ 2 โดยสัญญาณที่ต้องการเป็นค่าเฉลี่ยของจำนวนโฟตอนที่นับวัดได้ต่อพื้นที่ หรือค่าเฉลี่ยของความเข้มของพิกเซล (μ) และสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบนภาพเป็นความแปรปรวนแบบสุ่มรอบๆ แทนด้วยค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (σ) กำหนดพื้นที่สำหรับการคำนวณในบริเวณกระดูกจำนวน 3 ตำแหน่ง และบริเวณพื้นหลังจำนวน 4 ตำแหน่ง ขนาดความกว้าง 8 มิลลิเมตร ความยาว 8 มิลลิเมตร ในตำแหน่งเดียวกันเหมือนกันทุกภาพ ดังภาพที่ 2

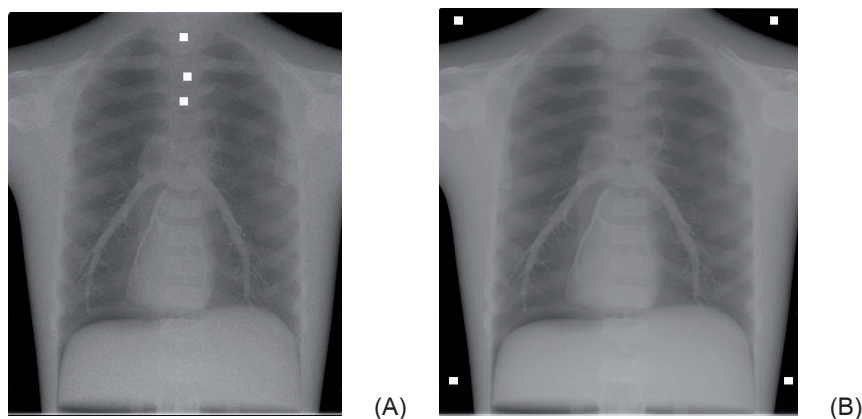


Figure 2. Region of interest (ROI) on digital radiographic images in bone regions (A) and background regions (B).

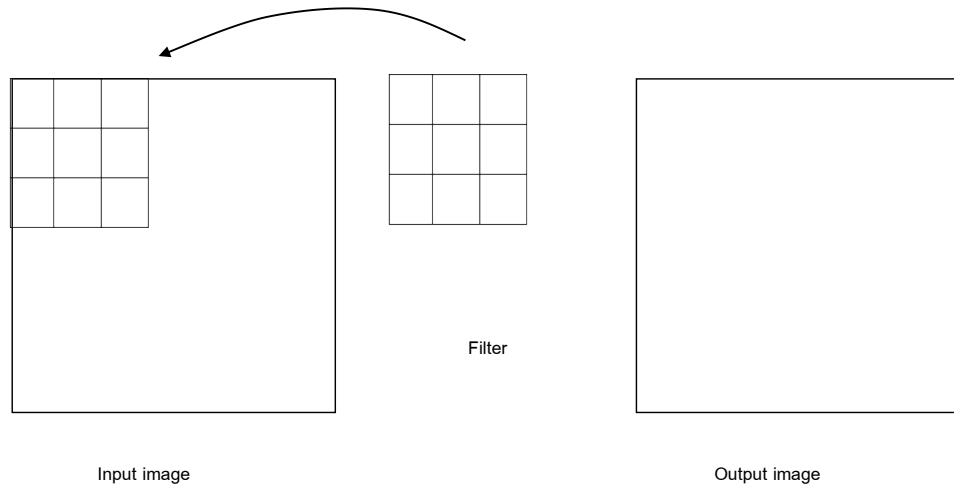


Figure 3. The convolution process implies the usage of a convolution mask.

การทดสอบผลของการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบนภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำด้วยโปรแกรม **MATLAB**

นำตัวกรองลดสัญญาณรบกวนทั้ง 4 ชนิด ได้แก่ low pass, median, modal และ Gaussian filter มาทดสอบกับภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองทรวงอกแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำ ใช้วิธีการ Convolution เป็นการกรองสัญญาณด้วย filter โดยการนำเอาหน้ากากขนาดเล็ก (mask) ไปวางบนภาพตั้งต้น (input image) ที่ต้องการประมวลผลและ mask ถูกเลื่อนไปยังทุกๆ พิกเซลของภาพตั้งต้นจากซ้ายไปขวา และจากบนลงล่าง จนกระทั่งถึงพิกเซลสุดท้ายของภาพตั้งต้น ดังภาพที่ 3 ต่อมานำภาพถ่ายทางรังสีที่ผ่านการใช้ตัวกรองทั้ง 4 ชนิด มาคำนวณหาค่า SNR อีกครั้ง โดยกำหนด ROI ตำแหน่งเดิม ก่อนที่นำภาพทั้งหมดไปให้รังสีแพทย์ประเมินคุณภาพของภาพ

ตัวอย่าง Low pass filter (3x3) $\frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$

ตัวอย่าง Median filter (3x3) $\begin{bmatrix} 4 & 1 & 2 \\ 1 & 3 & 1 \\ 1 & 4 & 2 \end{bmatrix}$, Median = 2

ตัวอย่าง Modal filter (3x3) $\begin{bmatrix} 4 & 5 & 2 \\ 3 & 3 & 1 \\ 3 & 4 & 2 \end{bmatrix}$, Mode = 3

ตัวอย่าง Gaussian filter (3x3) $\frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$

การประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ 3 คน

ทำแบบประเมินคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีตามหลักเกณฑ์ของ Commission of the European Communities (CEC)¹⁶ แบ่งระดับการมองเห็นรายละเอียดบนภาพได้แก่ vascular pattern in whole lung, trachea, borders of the heart and aorta, diaphragm, mediastinum, spine through the heart shadow ออกเป็น 4 ระดับ คือ 0 หมายถึง ไม่เห็น (not seen) 1 หมายถึง แทบไม่เห็น (barely seen) 2 หมายถึง เห็นแต่ไม่ชัด (seen but not clear) 3 หมายถึง เห็นชัดเจน (clearly seen) และให้รังสีแพทย์จำนวน 3 คน ประเมินคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองทรวงอกแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำหลังจากใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนทั้ง 4 ชนิด โดยที่รังสีแพทย์ไม่ทราบค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคและชนิดของตัวกรอง

การวิเคราะห์ข้อมูล

ทดสอบทางสถิติด้วย One way ANOVA เพื่อเปรียบเทียบผลจากการใช้ตัวกรองทั้ง 4 ชนิด ว่าแตกต่างกันหรือไม่ จากนั้นวิเคราะห์หาค่า Intraclass Correlation Coefficient (ICC)¹⁷ ของรังสีแพทย์ทั้ง 3 คนเพื่อดูคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำหลังจากใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนว่ามีความคิดเห็นไปในทิศทางเดียวกันหรือมีความคิดเห็นสอดคล้องกันหรือไม่ (reliability) เกณฑ์การแปลผล แบ่งเป็น 4 ระดับ ดังนี้

ICC น้อยกว่า 0.40 หมายถึง มีความเห็นพ้องในระดับต่ำ (poor agreement)

ICC มากกว่า 0.40 ถึง 0.60 หมายถึง มีความเห็นพ้องในระดับพอใช้ (fair agreement)

ICC มากกว่า 0.60 ถึง 0.75 หมายถึง มีความเห็นพ้องในระดับดี (good agreement)

ICC มากกว่า 0.75 หมายถึง มีความเห็นพ้องในระดับดีมาก (excellent agreement)

ผลการศึกษา

ค่าเอกซโพเซชันเทคนิคที่เหมาะสมสำหรับหุ่นจำลองทรวงอกมีค่าเท่ากับ 81 kVp 8 mAs และเมื่อเปรียบเทียบกับค่า exposure index ของบริษัทผู้ผลิตมีค่าอยู่ในช่วงที่เหมาะสมสำหรับภาพที่มีคุณภาพ คือ 1700–2300 ดังตารางที่ 1

ค่าเอกซโพเซชันเทคนิคต่ำที่ใช้ คือ 81 kVp และค่า mAs เท่ากับ 6.3, 4, 2 mAs เมื่อถ่ายภาพหุ่นจำลองทรวงอกที่ค่า mAs ต่างกัน พบว่า เมื่อใช้ค่า kVp คงที่และลดค่า mAs ลง มีสัญญาณรบกวนเกิดขึ้นบนภาพ ยิ่งค่า mAs น้อย ยิ่งมีจำนวนสัญญาณรบกวนเพิ่มมากขึ้น ดังตารางที่ 2 นอกจากนี้ยังพบว่า histogram ของภาพมีความแปรปรวนของสัญญาณมากขึ้น ส่งผลทำให้ได้ภาพมีคุณภาพต่างกัน ดังภาพที่ 4

ผลการคำนวณหาค่า SNR บนภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลในบริเวณกระดูกก่อนการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนมีค่าเท่ากับ 70.29, 59.77, 55.85 และ 45.71 ตามลำดับ และในบริเวณพื้นหลังมีค่าเท่ากับ 14.29, 12.84, 12.28 และ 10.69 ตามลำดับ

ผลการทดสอบการใช้ตัวกรองทั้ง 4 ชนิด คือ low pass, median, modal และ Gaussian filters ลดสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นบนภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเซชันเทคนิคต่ำด้วยโปรแกรม MATLAB พบว่า ภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเซชันเทคนิคต่ำ 81 kVp และค่า mAs เท่ากับ 6.3, 4, 2 mAs หลังจากใช้ตัวกรองทั้ง 4 ชนิด มีค่า SNR เพิ่มขึ้น ดังภาพที่ 5 ตัวกรองที่ให้ค่า SNR สูงสุดคือ modal filter ในบริเวณกระดูกมีค่าเท่ากับ 99.56, 84.41 และ 85.32 ตามลำดับ และในบริเวณพื้นหลังมีค่าเท่ากับ 22.33, 43.37 และ 21.63 ตามลำดับ รองลงมาคือ low pass filter ในบริเวณกระดูกมีค่าเท่ากับ 81.01, 83.74 และ 79.12 ตามลำดับ และในบริเวณพื้นหลังมีค่าเท่ากับ 23.88, 22.96 และ 21.63 ตามลำดับ ชนิดถัดมาคือ Gaussian filter ในบริเวณกระดูกมีค่าเท่ากับ 80.84, 83.55 และ 78.85ตามลำดับ และในบริเวณพื้นหลังมีค่าเท่ากับ 23.88, 22.94 และ 21.60 ตามลำดับ และชนิดสุดท้ายคือ median filter ในบริเวณกระดูกมีค่าเท่ากับ

79.69, 81.25 และ 73.20 ตามลำดับ และในบริเวณพื้นหลังมีค่าเท่ากับ 21.52, 21.42 และ 19.76 ตามลำดับ

คะแนนประเมินคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้ค่าเอกซโพเซชันเทคนิคต่ำร่วมกับการใช้ตัวกรองมีค่าใกล้เคียงกับภาพที่ใช้ค่าเอกซโพเซชันเทคนิคที่เหมาะสม ดังตารางที่ 3

ผลจากการใช้ตัวกรองทั้ง 4 ชนิด เมื่อทดสอบด้วย One way ANOVA พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p>0.05$) ผลการคำนวณหาค่า Intraclass Correlation Coefficient (ICC) ของรังสีแพทย์ทั้ง 3 คน เพื่อประเมินค่า reliability พบว่า ICC มีค่าเท่ากับ 0.929 (ค่า ICC มากกว่า 0.75 มีความคิดเห็นไปในทิศทางเดียวกันดีมาก¹⁶) ดังตารางที่ 4 ถือได้ว่า ผลการประเมินคุณภาพของภาพเกี่ยวกับผลการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนต่อคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้เอกซโพเซชันเทคนิคต่ำของรังสีแพทย์ทั้ง 3 คนมีความคิดเห็นไปในทิศทางเดียวกันดีมาก

วิจารณ์ผลการศึกษา

การศึกษานี้มีข้อจำกัดบางประการคือ การลดค่าเอกซโพเซชันเทคนิคในการถ่ายภาพทางรังสีของหุ่นจำลองทรวงอกได้ปรับลดจากค่า mAs ลง 75%, 50%, 25% ได้เอกซโพเซชันเทคนิคต่ำที่ 6.4 และ 2 mAs ตามลำดับ แต่เนื่องจากเครื่องเอกซเรย์ที่ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ไม่สามารถตั้งค่า 6 mAs ได้จึงได้เปลี่ยนค่าเป็น 6.3 mAs แทน ดังนั้น ค่าเอกซโพเซชันเทคนิคต่ำคือ 81 kVp 6.3 mAs, 81 kVp 4 mAs และ 81 kVp 2 mAs นอกจากนี้แล้วยังเห็นได้ว่า Histogram ของภาพที่ใช้ค่า mAs ต่ำ มีการสูญเสียรายละเอียดของสัญญาณภาพไปบางส่วนและมีความแปรปรวนของสัญญาณเพิ่มขึ้น

สัญญาณของภาพ (image signal) ของตัวรับภาพแบบดิจิทัล เป็นค่าเฉลี่ยของจำนวนโฟตอนที่นับวัดได้ต่อพื้นที่ และสัญญาณรบกวนที่เกิดบนภาพหรือเป็นความแปรปรวนแบบสุ่มรอบๆ สัญญาณของภาพแทนด้วยค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานทำให้ในแต่ละภาพมีสัญญาณที่ไม่เท่ากัน ภาพที่ใช้ค่าเอกซโพเซชันเทคนิคที่เหมาะสมมีค่าเฉลี่ยสัญญาณของภาพมากกว่าสัญญาณรบกวน ทำให้ SNR มีค่ามากกว่าภาพที่

Table 2. The results of noise calculation in low exposure images 81 kVp and 6.3, 4 and 2 mAs.

kVp (Non-grid)	mAs	Exposure index	Noise
81	6.3	1618	0.40
	4	1440	0.50
	2	1195	0.71

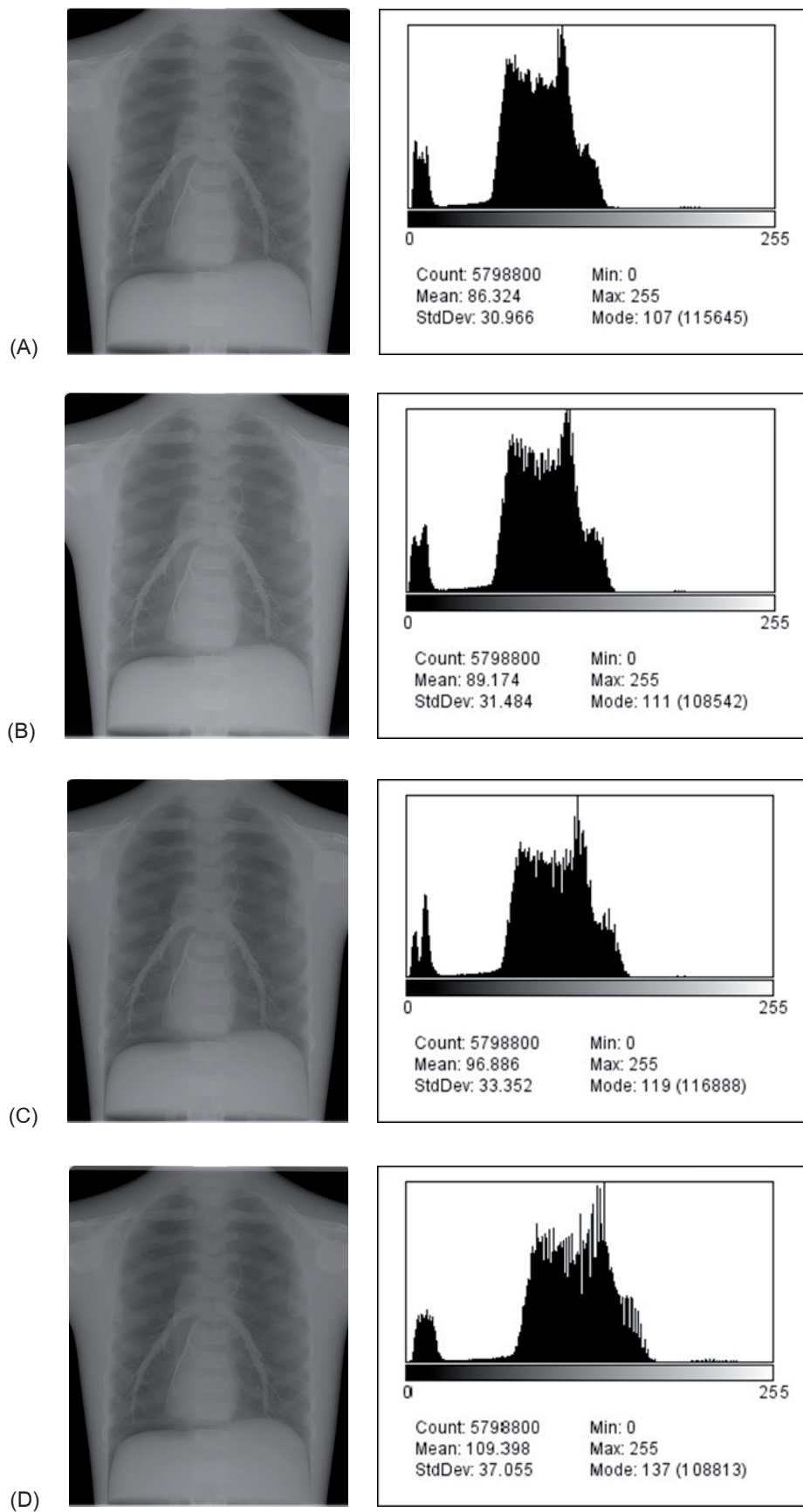


Figure 4. Comparison of histogram of an appropriate exposure image (A), low exposure image 81 kVp and 6.3, 4 and 2 mAs (B)-(D).

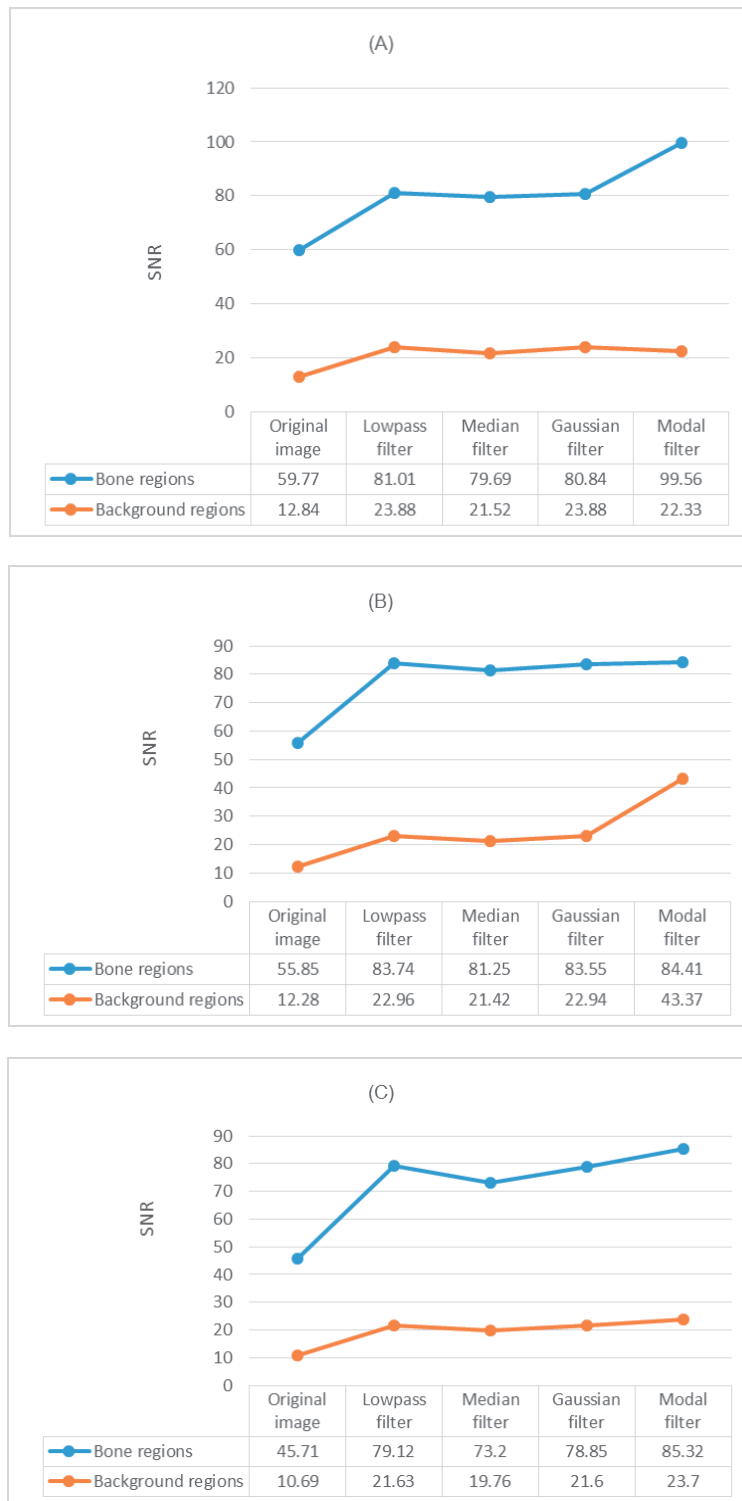


Figure 5. Comparison of SNR in bone regions and background regions after used noise removal filters in low exposure image 81 kVp and 6.3, 4 and 2 mAs (A)-(C).

Table 3. The results of image quality assessment by 3 radiologists.

Exposure technique	Type of filter	Image quality assessment scores radiologist		
		1	2	3
2 mAs	Low pass filter	14	12	12
2 mAs	Median filter	14	12	12
2 mAs	Modal filter	14	12	12
2 mAs	Gaussian filter	14	12	12
4 mAs	Low pass filter	14	12	12
4 mAs	Median filter	14	12	14
4 mAs	Modal filter	14	12	14
4 mAs	Gaussian filter	14	12	15
6.3 mAs	Low pass filter	14	12	14
6.3 mAs	Median filter	14	12	14
6.3 mAs	Modal filter	14	12	14
6.3 mAs	Gaussian filter	14	12	14
8 mAs	No filter	14	12	14

Table 4. The results of statistical test by Intraclass Correlation Coefficient (ICC).

Intraclass correlation		95% Confidence interval		F Test with True Value 0			
		Lower bound	Upper bound	Value	df1	df2	Sig
Single measures	0.813	0.723	0.877	16.230	77	154	0.000
Average measures	0.929	0.877	0.955	16.230	77	154	0.000

ใช้เอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำ เนื่องจากมีสัญญาณรบกวนเพิ่มขึ้นบนภาพถ่ายทางรังสี ส่งผลให้ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่าเพิ่มขึ้น ดังนั้นการลดปริมาณรังสีส่งผลต่อปริมาณสัญญาณรบกวนที่เพิ่มขึ้นและกระทบต่อคุณภาพของภาพรังสี

จากการเปรียบเทียบ SNR หลังจากใส่ตัวกรองทั้ง 4 ชนิดบนภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองทรวงอกแบบดิจิทัลที่ใช้เอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำ พบว่า หลังจากใส่ตัวกรองไปแล้ว ภาพมีสัญญาณรบกวนลดลงและมีค่า SNR เพิ่มขึ้น กล่าวได้ว่าการใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนทำให้คุณภาพของภาพดีขึ้นและเพียงพอต่อการวินิจฉัย โดย modal filter เป็นตัวกรองที่ดีที่สุด เพราะให้ค่า SNR สูงที่สุดเมื่อเทียบกับตัวกรองทั้งหมด แตกต่างจากงานวิจัยของ Khalil JL¹⁰ ที่พบว่าตัวกรองที่ให้

ภาพที่ดีที่สุดคือ low pass filter ทั้งนี้อาจเป็นเพราะภาพถ่ายทางรังสีที่นำมาใช้เป็นอวัยวะต่างชนิดกัน ทำให้สัญญาณของภาพมีค่าไม่เท่ากัน ส่งผลให้การเลือกใช้ตัวกรองสำหรับลดทอนสัญญาณรบกวนมีความแตกต่างกัน

การประเมินคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองทรวงอกประเมินโดยรังสีแพทย์จำนวน 3 คน พบว่า ผลการประเมินของรังสีแพทย์ในส่วน trachea ได้คะแนนการประเมินน้อยมากเมื่อเทียบกับข้ออื่น โดยคะแนนที่ได้จากการประเมินของรังสีแพทย์ 3 คน ส่วนใหญ่มีค่าเป็น 0 (มองไม่เห็น) เป็นผลมาจากการใช้หุ่นจำลองทรวงอกแทนผู้ป่วยจริง ทำให้ไม่พบลมอยู่ใน trachea จึงมองเห็น trachea ไม่ชัดเจน คะแนนการประเมินในข้อนี้จึงน้อยกว่าในข้ออื่น

ปัญหาที่พบจากการศึกษาในครั้งนี้ คือ การเลือกใช้หุ่นจำลองทรวงอกแบบ anthropomorphic chest phantom มาถ่ายภาพทางรังสี มีความแตกต่างของสัญญาณที่แท้จริงกับสัญญาณของพื้นหลังค่อนข้างน้อย เนื่องจากส่วนประกอบภายในหุ่นจำลองทำมาจากวัสดุผสมเนื้อเยื่อหลายชนิด อาจนำมาใช้วิเคราะห์รูปแบบและคุณลักษณะเฉพาะของสัญญาณได้ยาก ดังนั้น ในการศึกษาครั้งต่อไปควรเพิ่มหุ่นจำลองแบบ Homogeneous phantom เข้ามาทดสอบร่วมด้วย

สรุปผลการศึกษา

การใช้ตัวกรองลดสัญญาณรบกวนทำให้ภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ใช้เอกซโพเชอร์เทคนิคต่ำมีค่า SNR เพิ่มขึ้น

สามารถคงคุณภาพของภาพให้เหมาะสมแก่การวินิจฉัยโรคได้ และยังช่วยให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยลง โดยสามารถกำหนดค่าเอกซโพเชอร์เทคนิคได้ต่ำที่สุดคือ 81 kVp 2 mAs และตัวกรองที่เหมาะสมสำหรับลดสัญญาณรบกวนคือ modal filter

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนจากโครงการทุนอุดหนุนการวิจัย คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร และผู้วิจัยขอขอบคุณภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่เอื้อเฟื้ออุปกรณ์และเครื่องมือสำหรับการทำวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. IAEA Safety Standard. Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards. Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014; 406.
2. Carlton RR, Adler AM. Principles of Radiographic Imaging. 5th Cengage Learning; 2012.
3. Lu J, Wang L, Li Y, Yahagi T. Noise removal for medical x-ray images in multiwavelet domain. International Journal of Image & Graphics. 2008; 8(1): 25.
4. McAndrew A. Digital Image Processing with MATLAB. School of Computer Science and Mathematics. Victoria University. Australia; 2004.
5. Sprawls P. Image Characteristics and Quality [Online Textbook]. Medical Physic Publishing. Madison. Wisconsin [cited 2014 April 03]. Available from: <http://www.sprawls.org/ppmi2/IMGCHAR/>.
6. Flynn MJ, Hames SM, Wilderman SJ, Ciarelli JJ. Quantum noise in digital x-ray image detectors with optically coupled scintillators. IEEE Transactions on Nuclear Science. 1996; 43(4): 2320-5.
7. Terri L. Radiographic imaging & exposure. 4th United States of America. Jeanne Olson; 2013.
8. Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. Radiographics. 2006; 26(6): 1785-94.
9. Price JL, Links JM. Medical Imaging Signals and Systems. Johns Hopkins University. United States of America. 2006; 113-8.
10. Khalil JL. Removal of random noise from conventional digital x-ray images. University of Maine Orono, ME. United States of America; 1992.
11. Bonciu C, Rezaee MR, Edwards W. Enhanced visualization methods for computed radiography images. J Digit Imaging, 2006; 19(2): 187-96.
12. Elboher E, Werman M. Efficient and accurate gaussian image filtering using running sums. Intelligent Systems Design and Applications (ISDA), Proceeding of the 12th International Conference 2012; Kochi, India. IEEE, 2012: 897-902.
13. Seibert JA, Morin RL. The standardized exposure index for digital radiography: an opportunity for optimization of radiation dose to the pediatric population. Pediatr Radiol 2011, 41(5): 573-81.
14. Shepard SJ, Wang J, Flynn M, Gingold E, Goldman L, Krugh K, et al. An exposure indicator for digital radiography: AAPM Task group 116 (executive summary). Med Phys. 2009; 36(7): 2898-914.

15. Mothiram U, Brennan PC, Lewis SJ, Moran B, Robinson J. Retrospective evaluation of exposure index (EI) values from plain radiographs reveals important considerations for quality improvement. *J MRS*, 2013; 60(4): 115-22.
16. European Commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images, EUR 16260. Luxembourg: European Commission, 1996.
17. Müller R. Büttner P. A critical discussion of intraclass correlation coefficients. *Statist. Med.* 1994; 13: 2465–76.