

การประเมินค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี ในการถ่ายภาพทรวงอกท่า PA จากระบบการสร้างภาพรังสี ด้วยคอมพิวเตอร์ ของผู้ป่วยที่รับบริการ ในโรงพยาบาลศรีนครินทร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

The assessment of exposure index on the posterior–anterior computed radiography chest in Srinagarind Hospital, Khon Kaen University

■ บรรจง เขื่อนแก้ว¹ วิชัย วิชชาธรตระกูล¹ เอมอร ไม้เรียง¹
Banjong Kheonkaew¹ Wichai Wichatorntrakul¹ Eimorn Mairiang¹
ปณัสดา อวิคุณประเสริฐ² คทายุทธ นิกภาพฤษ์³
Panatsada Awikhunprasert² Khathayuth Nikapruet³

¹ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

²ภาควิชาฟิสิกส์ คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น

³ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์อุดรธานี

* ผู้รับผิดชอบบทความ (Email: banjong3@hotmail.com)

Received September 2013

Accepted as revised January 2014

Abstract

Introduction: A screen-film system has been replaced by computed radiography (CR) system in Thailand. The advantages of CR are that it provides faster process and better contrast resolution. The major role of CR system is that it allows user to define an imaging technique which does not only provide good image quality, but also reduce the patient radiation dose as the ALARA principle. Radiation exposure index is a numerical value recommended by a manufacturer (manufacturer recommended range; MRR). As for the international requirements, this value is used to remind a radiologic technician to determine an appropriate radiation exposure for the imaging. An excessive radiation exposure can cause an unnecessary radiation dose. Conversely, insufficient radiation exposure can cause a noise on the image which reduces the image quality. This might cause an adversely effect on the diagnosis.

Objectives: The purpose of this study was to investigate whether the exposure indicators of posterior–anterior computed radiography chest are in the MRR ranges and also whether higher or not.

Materials and methods: The retrospective study was performed in 1005 patients at Srinagarind Hospital, aged above 16 years old from June 2012 to March 2013. The S values measured from Fuji FCR 5000 on the PA radiographic chest were recorded.

Results: The results showed that only 69 percent of all the images were in the range specified by the manufacturer (S value 200-600). Fifteen percent of the measures were greater than the MRR ranges (S value >600) which is defined as underexposure. Sixteen percent of the S-values were less than the MRR range (S value <600) which is defined as overexposure. It was considered that the radiation exposure tends to increase.

Conclusions: The results of the study demonstrated that an accuracy of the exposure index calibration is required as the number can correctly represent the amount of radiation used to create the image and the quality of image. In order to reduce the radiation dose on patients and obtain a high image quality, the radiation exposure charts are required to determine an appropriate radiation exposure for different organs.

Bull Chiang Mai Assoc Med Sci 2014; 47(1): 23-29

Keywords: Exposure index, S value, CR

บทคัดย่อ

บทนำ: การสร้างภาพรังสีด้วยคอมพิวเตอร์ (computed radiography: CR) กำลังเข้ามาแทนที่การสร้างภาพระบบสกรีนฟิล์มในประเทศไทย เนื่องจากมีข้อได้เปรียบทั้งในด้านความเร็วและความสามารถในการแยกคอนทราสต์ของภาพรังสี (contrast resolution) ที่ดีกว่า แต่สิ่งที่มีความสำคัญคือการกำหนดเทคนิคในการสร้างภาพที่จะทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพดีโดยที่ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุดตามหลักการ ALARA ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure index) เป็นค่าตัวเลขที่บริษัทผู้ผลิตเครื่องสร้างภาพด้วยคอมพิวเตอร์เป็นผู้กำหนดขึ้น (manufacturers recommended range; MRR) ซึ่งเป็นค่าที่องค์กรสากลให้ความสำคัญเนื่องจากเป็นค่าที่ใช้สำหรับเตือนให้ทันรังสีเทคนิคในการกำหนดปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพรังสีที่เหมาะสม การใช้รังสีมากเกินไปทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีมากเกินไปจนเกิดความจำเป็น แต่หากปริมาณรังสีน้อยเกินไปจะทำให้มีสัญญาณรบกวนแบบควอนตัม (quantum noise) เกิดขึ้นบนภาพที่ทำให้คุณภาพของภาพรังสีลดลง ซึ่งอาจส่งผลเสียต่อการวินิจฉัยโรค

วัตถุประสงค์: เพื่อสำรวจค่า S value จากภาพถ่ายรังสีทรวงอกของผู้ป่วยที่รับบริการในโรงพยาบาลศรีนครินทร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ปรากฏบนจอภาพว่าอยู่ในช่วงที่บริษัทกำหนด (manufacturer recommend range: MRR) หรือไม่

วัสดุและวิธีการ: วิเคราะห์ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีย้อนหลังในช่วงระหว่างเดือนมิถุนายน 2554 ถึงเดือนมีนาคม 2555 จำนวน 1005 ราย จากเครื่องสร้างภาพ FCR 5000 ของบริษัทฟูจิประเทศไทยที่ถ่ายภาพรังสีทรวงอกในท่า upright ของผู้ป่วยที่มีอายุตั้งแต่ 16 ปีขึ้นไปที่มาใช้บริการที่โรงพยาบาลศรีนครินทร์

ผลการศึกษา: พบว่าร้อยละ 69 ของภาพทั้งหมด มีค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีอยู่ในช่วงที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด (S value 200-600) ร้อยละ 15 มีค่ามากกว่าที่กำหนด (S value >600) ซึ่งเป็นช่วงที่ปริมาณรังสีน้อยเกินไป (underexposure) และร้อยละ 16 มีค่า S value น้อยกว่าที่กำหนด (S value <200) ซึ่งเป็นช่วงที่ปริมาณรังสีมากเกินไป (overexposure) เมื่อพิจารณาตามช่วงเวลาของการใช้งานพบว่ามีความโน้มเอียงในการใช้ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพมากขึ้น

สรุปผลการศึกษา: ผลจากการวิจัยแสดงให้เห็นถึงความจำเป็นที่บริษัทผู้ผลิตเครื่องต้องปรับเทียบดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (calibrate exposure index) ให้ถูกต้อง เพื่อให้สามารถใช้ค่านี้สะท้อนถึงปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพและคุณภาพของภาพที่เกิดขึ้นได้อย่างแท้จริง และในการสร้างภาพทางรังสีเทคนิคต้องจัดทำ technique chart เพื่อกำหนดค่าที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสีทรวงอก ซึ่งจะช่วยลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและยังคงได้ภาพรังสีที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค

วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่ 2557; 47(1): 23-29

คำรหัส: ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี การสร้างภาพรังสีด้วยระบบคอมพิวเตอร์

บทนำ

ปัจจุบันการสร้างภาพรังสีด้วยระบบสกรีนฟิล์ม (screen-film) แบบดั้งเดิมกำลังจะถูกแทนที่การสร้างภาพรังสีด้วยคอมพิวเตอร์ (computed radiography) ข้อจำกัดหนึ่งของฟิล์มคือ มีช่วงในการตอบสนองต่อรังสีแคบ ดังนั้นเมื่อฟิล์มได้รับรังสีน้อยเกินไป (underexposure) ภาพรังสีที่ปรากฏจะมีความดำไม่เพียงพอต่อการวินิจฉัย แต่เมื่อฟิล์มได้รับรังสีมากเกินไป (overexposure) ภาพรังสีที่ปรากฏจะมีความดำมากเกินไปด้วยซึ่งไม่สามารถนำไปวินิจฉัยโรคได้เช่นกัน เนื่องจากการสร้างภาพในระบบสกรีนฟิล์มใช้ตัวรับภาพ ตัวบันทึกภาพ และตัวแสดงภาพเป็นตัวเดียวกัน คือ หลังจากที่เกิดภาพขึ้นจากกระบวนการล้างฟิล์มแล้วจะไม่สามารถปรับความดำหรือคอนทราสต์ของภาพได้อีก อย่างไรก็ตาม ความดำที่เกิดขึ้นบนภาพเป็นดัชนีที่ช่วยชี้วัดให้ นักรังสีเทคนิคได้ทราบว่ามีปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพน้อยหรือมากเกินไปหรือไม่ ในขณะที่การสร้างภาพรังสีด้วยคอมพิวเตอร์ ใช้แผ่นรับภาพ

(imaging plate) ในการรับรังสีซึ่งมีช่วงในการตอบสนองต่อรังสีกว้างกว่าระบบสกรีนฟิล์ม (ตั้งแต่ปริมาณรังสีน้อยๆ ไปจนถึงปริมาณรังสีมาก)^{4,10} เมื่อรับรังสีแล้วข้อมูลภาพจะได้รับการบันทึกลงหน่วย ความจำของคอมพิวเตอร์ แล้วนำไปแสดงผลที่จอภาพ ดังนั้นตัวรับภาพ ข้อมูลภาพ และตัวแสดงภาพของระบบสร้างภาพรังสีด้วยคอมพิวเตอร์แยกอยู่คนละส่วนกัน ความดำบนภาพและคอนทราสต์ของภาพจึงสามารถปรับปรุงในภายหลังได้ โดยกระทำกับข้อมูลที่อยู่ในหน่วยความจำ^{11,12} จึงทำให้ภาพรังสีที่มีความดำและคอนทราสต์ที่ไม่เหมาะสมแทบไม่ปรากฏให้เห็น^{12,13} ซึ่งได้กลายเป็นข้อจำกัดของการสร้างภาพรังสีด้วยคอมพิวเตอร์ที่ไม่มีข้อมูลย้อนกลับให้นักรังสีเทคนิคได้ทราบว่ามีปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพรังสีน้อยเกินไปหรือมากเกินไป⁶

ในการสร้างภาพรังสีด้วยคอมพิวเตอร์เมื่อกำหนดเทคนิค (kVp และ mAs) น้อยเกินไปจะทำให้มีปริมาณรังสีที่ไปกระทบกับตัวรับภาพต่ำเกินไป ส่งผลให้ได้สัญญาณภาพน้อยและ

ทำให้เกิดสัญญาณรบกวนบนภาพสูง (high image noise) มักได้รับการท้วงติงจากรังสีแพทย์ แต่เมื่อกำหนดเทคนิคมากเกินไปจะทำให้มีปริมาณรังสีที่สูงไปกระทบกับตัวรับภาพ ส่งผลให้ได้สัญญาณต่อสัญญาณรบกวนมาก (high signal-to-noise ratio) ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพดี¹³ และยังสามารถปรับคุณภาพของภาพรังสีในภายหลังได้อีก นักรังสีเทคนิคได้เรียนรู้ว่าการตั้งเทคนิคน้อยมีความเสี่ยงที่จะได้ภาพที่ด้อยคุณภาพ จึงมีแนวโน้มที่จะเลือกปรับใช้เทคนิคที่ให้ปริมาณรังสีสูงๆ ซึ่งจะทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นด้วย เกิดปรากฏการณ์ที่เรียกว่า “dose creep”^{3,14,15}

ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีเป็นค่าปริมาณรังสีที่แผ่รับภาพได้รับ ซึ่งมีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสี (exposure level) ที่ใช้ในการถ่ายภาพ¹⁶ เนื่องจากผู้ผลิตระบบสร้างภาพด้วยคอมพิวเตอร์ใช้เทคโนโลยีและวิธีการประเมินค่าที่แตกต่างกัน จึงมีการกำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure indices) และความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีและค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่แตกต่างกัน ดังตารางที่ 1¹⁷ บางบริษัทได้กำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure indices) ตามอวัยวะที่ต้องการสร้างภาพ เช่น บริษัทฟูจิได้กำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีดังตารางที่ 2¹⁸ การตั้งค่า exposure technique ที่สูงเกินไป ค่า S value ที่แสดงออกมาจะเป็นค่าตัวเลขที่ต่ำและการตั้งค่า exposure technique ที่ต่ำเกินไป ค่า S value ที่แสดงออกมาจะเป็นค่าตัวเลขที่สูง

ภาพรังสีที่ตรวจออกช่วยให้แพทย์สามารถมองเห็นพยาธิสภาพที่เกิดขึ้นภายในร่างกายโดยไม่ต้องผ่าตัด ทั้งในการวินิจฉัยในโรคปอดและหัวใจหลายโรครวมทั้งใช้ในการติดตามการเปลี่ยนแปลงของโรคระหว่างการรักษา การถ่ายภาพรังสีที่ตรวจออกจึงใช้ในการตรวจทางรังสีมากที่สุดเมื่อเทียบกับการตรวจอื่น^{19,20} แม้ว่าการถ่ายภาพรังสีในท่า posterior–anterior (PA) ที่เป็นท่ามาตรฐานที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีที่ตรวจออกผู้ป่วยจะได้รับรังสี ประมาณ 0.02 mSv ต่อครั้ง^{21,22} ซึ่งถือว่า มีปริมาณน้อย แต่การถ่ายภาพรังสีบ่อยครั้งทำให้ได้รับปริมาณรังสีมากขึ้น¹⁹

บริษัทฟูจิได้กำหนดค่า S number ตามอวัยวะที่ทำการบันทึกภาพ ในตารางที่ 2¹⁸ ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่บริษัทกำหนดสำหรับการถ่ายภาพรังสีที่ตรวจออกและเป็นช่วงยอมรับได้ (acceptable range) คือช่วงที่มีค่า S value อยู่ระหว่าง 200-600 ซึ่งเป็นช่วงที่เกิดจากการตั้งค่า exposure ที่ได้ทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่เหมาะสมและได้ภาพรังสีที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรคได้ สำหรับค่า S value ที่ต่ำกว่า 200 จะให้ภาพ overexposure ซึ่งเป็นช่วงการตั้งค่าที่ให้ปริมาณรังสีมากและให้สัญญาณในการสร้างภาพมากแต่ทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีมากเกินไปจนความจำเป็น ส่วนภาพที่มีค่า S value สูงกว่า 600 จะให้ภาพ underexposure เป็นช่วงการตั้งค่าที่ให้ปริมาณรังสีน้อยทำให้มีสัญญาณรบกวนบนภาพรังสี ทั้งนี้ปัจจัยหลักที่มีผลต่อค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีได้แก่ ค่า

Table 1 Exposure index, symbol and exposure dependent (adapted from Willis CE. Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examination using CR and DR. Pediatric Radiology 2004; 34 (Suppl): 196-200)

Manufacturer	Indicator name	Symbol	Exposure dependent
Fuji CR	Sensitivity number	S number	200/S α X (mR)
Kodak CR	Exposure index	EI	EI + 300 = 2X
Agfa	Log of median of histogram	IgM	IgM + 0.3 = 2X
Cannon	Reached exposure value	REX	REX α X (mR)
Phillips	Exposure Index	EI	100/S α X (mR)
Siemens	Exposure Index	EI	EI / 100 = X(μ Gy)

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

กิโลโวลต์ (kVp) ค่ามิลลิแอมแปร์วินาที (mAs) ระยะทางจากหลอดเอกซเรย์ถึงตัวรับภาพ ชนิดของตัวรับรังสี (detector)^{23,24} นอกจากนั้นในการใช้งานยังมีปัจจัยที่เกี่ยวข้องที่มีผลร่วมด้วย ได้แก่ ขอบเขตพื้นที่รังสี โลหะต่างๆ ในตัวผู้ป่วย และอุปกรณ์กำบังรังสีบริเวณอวัยวะสืบพันธุ์ (gonad shield)²⁵ ในการวิจัยครั้งนี้มีวัตถุประสงค์ของการศึกษาเพื่อสำรวจค่า S value จากภาพถ่ายรังสีที่ตรวจออกของผู้ป่วยที่รับบริการในโรงพยาบาลศรีนครินทร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่ปรากฏบนจอภาพว่าอยู่ในช่วงที่บริษัทกำหนด (manufacturer recommend range: MRR) หรือไม่

วัสดุและวิธีการ

การถ่ายภาพรังสีที่ตรวจออกเป็นการตรวจทางรังสีที่พบบ่อยที่สุดในงานรังสีวิทยา¹ รวมถึงการตรวจทางรังสีของโรงพยาบาลศรีนครินทร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ซึ่งมีการถ่ายภาพรังสีที่ตรวจออกมากกว่าอวัยวะอื่นๆ (ประมาณร้อยละ 80) การศึกษานี้เป็นการศึกษาย้อนหลังเพื่อสำรวจค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี S value จากการถ่ายภาพรังสีที่ตรวจออก ข้อมูลที่ใช้ในการศึกษาได้มาจากระบบสื่อสารทางการแพทย์ (picture archiving and communication system: PACS) ของ

Table 2 S number for each examination recommended by Fuji CR

Examination	S-number
Chest general	200-600
Skull	100-400
Spine	100-400
Extremities	75-200
Chest Pedi	200-700
Chest port	100-400
Abdomen	100-400
GI tract	100-300
Abdomen Pedi	200-700

โรงพยาบาลศรีนครินทร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่สร้างภาพจากเครื่อง FCR 5000 ตั้งแต่เดือนมิถุนายน 2554 – มีนาคม 2555 โดยเก็บประชากรทั้งหมด 3084 ราย คัดเลือกภาพรังสีทรวงอกเฉพาะที่ถ่ายภาพทำยื่น postero–anterior ในผู้ป่วยที่มีอายุตั้งแต่ 16 ปีขึ้นไป และเป็นภาพรังสีที่ผ่านการรายงานผลโดยรังสีแพทย์เท่านั้น ทำการบันทึกค่า S value วันและเวลาที่ตรวจและนำข้อมูลไปวิเคราะห์ เปรียบเทียบกับค่าที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด และวัดการกระจายของข้อมูลของตัวอย่างที่ศึกษา ในการวิจัยครั้งนี้ได้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการวิจัยในมนุษย์มหาวิทยาลัยขอนแก่น (เลขที่ 551330)

ผลการศึกษา

จากผลการศึกษาค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีจากระบบการสร้างภาพทางรังสีด้วยระบบคอมพิวเตอร์ (computed radiography) ในผู้ป่วยที่ได้จากการถ่ายภาพรังสีทรวงอก (chest PA upright) จากข้อมูลในระบบจัดเก็บภาพ (PACS system and radiology information system) และระบบสารสนเทศโรงพยาบาลศรีนครินทร์ จากข้อมูลย้อนหลัง 10 เดือน จากประชากรทั้งหมด 3084 ราย ที่ผ่านการคัดกรองเฉพาะผู้ป่วยที่มีช่วงอายุตั้งแต่ 16 ปี ขึ้นไป และภาพรังสีผ่านการแปลผลโดยรังสีแพทย์เท่านั้น ได้ข้อมูลทั้งสิ้น 1005 ราย ผู้ป่วยทั้งหมดมีอายุเฉลี่ย 49.7 ± 18.7 ปี เมื่อนำผลข้อมูลที่ได้จากการสำรวจมาทำการเปรียบเทียบกับค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด พบว่ามีจำนวน 688 ราย (ร้อยละ 69) ของจำนวนทั้งหมดมีค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี อยู่ในช่วงที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด (S value 200-600) มีจำนวน 153 ราย (ร้อยละ 15) มีค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีมากกว่าที่กำหนด (S value มากกว่า 600) ซึ่งเป็นช่วงที่ปริมาณรังสีน้อยเกินไป (underexposure) และมีจำนวน 164 ราย (ร้อยละ 16) มีค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีน้อยกว่าที่กำหนด (S value น้อยกว่า 200) ซึ่งเป็นช่วงที่ปริมาณรังสีมากเกินไป (overexposure) ดังที่แสดงในแผนภูมิที่ 1

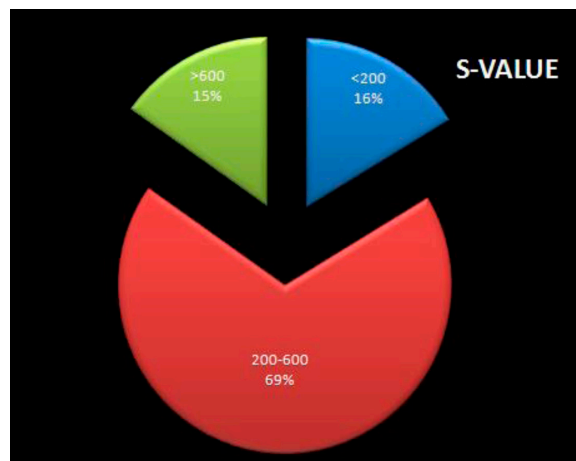


Figure 1 Percentage of a range of S values

วิจารณ์

จากผลการศึกษาแม้ว่าข้อมูลค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพรังสีทรวงอกส่วนใหญ่อยู่ในช่วงค่าที่บริษัทกำหนด (ร้อยละ 69) แต่มีข้อมูลบางส่วน (ร้อยละ 15) ที่มีค่าต่ำกว่าค่าที่กำหนด (ค่าที่กำหนด S value 200-600) ซึ่งหมายถึงมีการใช้ปริมาณรังสีมากเกินไปจนเกิดความจำเป็น นักรังสีเทคนิคต้องพยายามเลือกตั้งเทคนิคในการสร้างภาพเพื่อให้ค่า S value อยู่ในช่วงที่กำหนด หากพิจารณาถึงการเลือกใช้เทคนิคในการสร้างภาพที่ทำให้ค่า S value เพิ่มขึ้นเป็น 400–600 ซึ่งยังอยู่ในเกณฑ์ที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด โดยการคำนวณปริมาณรังสีตามสูตรในตารางที่ 1 ทำให้ปริมาณรังสีที่ตัวรับภาพลดลงได้ ร้อยละ 50-77 ซึ่งช่วยให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับลดลงด้วย มีรายงานวิจัยว่าในต่างประเทศทั้งจากการสำรวจและการศึกษาในหุ่นจำลองที่พบว่าการสร้างภาพรังสีทรวงอกโดยเครื่องสร้างภาพรังสีด้วยคอมพิวเตอร์ที่สามารถลดปริมาณรังสีให้กับผู้ป่วยได้ และค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสียังอยู่ในขอบเขตที่กำหนดโดยคุณภาพของภาพรังสียังเป็นที่ยอมรับได้^{21,26}

นอกจากนั้น ยังพบว่ามีข้อมูลบางส่วน (ร้อยละ 16) ที่มีค่า S value สูงกว่าค่าที่กำหนด ซึ่งน่าจะมีผลต่อคุณภาพของภาพรังสีที่อาจจะมีความผิดปกติขึ้นบนภาพ เป็นที่น่าสังเกตว่า แม้มีบางรายที่มีค่า S value สูงสุด 1294 แต่ภาพรังสีก็ได้รับการอ่านผลโดยรังสีแพทย์ จึงทำให้เกิดข้อสงสัยถึงความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีกับค่า S value ของเครื่องสร้างภาพว่ายังคงมีความถูกต้องหรือไม่ การที่เครื่องสร้างภาพไม่ได้รับการปรับเทียบ (calibration) ค่า S value อย่างถูกต้องอาจทำให้ค่าดังกล่าวไม่สามารถเป็นดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีได้และไม่สามารถใช้เป็นค่าที่ช่วยในการสะท้อนกลับสำหรับการกำหนดเทคนิคในการสร้างภาพได้⁵ ซึ่งมีผลการศึกษาที่เกิด ขึ้นในลักษณะนี้ที่มีการตั้งข้อสังเกตถึงความน่าเชื่อถือของค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี^{5,26} นอกจากนี้ ยังมีรายงานการศึกษาที่พบว่าค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีของเครื่องสร้างภาพ CR ของบริษัทเดียวกันในผู้ป่วยรายเดียวกันมีค่าความแตกต่างกันถึงร้อยละ 50²⁷

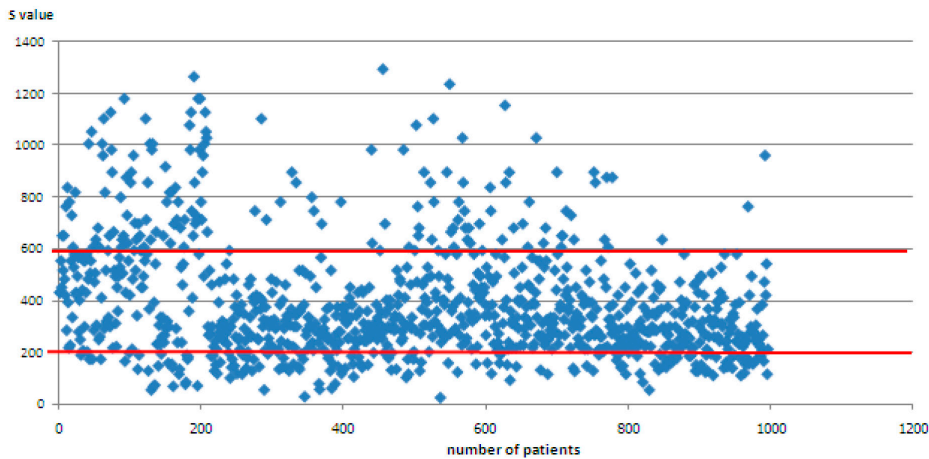


Figure 2 The distribution of S value recorded from 1005 patients

การ calibrate ค่า S number สำหรับบริษัทผู้จัดต้องตรวจสอบที่ 80 kVp ที่ระยะทาง 180 เซนติเมตรจากจุดโฟกัสของหลอดเอกซเรย์ โดยที่หลอดเอกซเรย์มีค่าการกรองรังสีไม่ต่ำกว่า 3 mmAl กำหนดค่าเทคนิคให้ผลิตรังสีปริมาณ 1 mR แล้วนำตัวรับภาพไปรับรังสี และเครื่องอ่านภาพของบริษัทจะต้องอ่านค่า S ได้เท่ากับ 200 ซึ่งเป็นไปตามสูตรการคำนวณในตารางที่ 1 โดยค่าดังกล่าวยอมให้ผิดพลาดไม่เกินร้อยละ 10²⁸ การเปรียบเทียบให้เครื่องสร้างภาพ CR สามารถรายงานค่าดังกล่าวได้ตามค่าที่กำหนดจะทำให้ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีจึงจะใช้งานได้จริงและมีความน่าเชื่อถือ²⁰ และเป็นแนวทางในการสร้างภาพที่ช่วยลดปริมาณรังสีให้แก่ผู้ป่วยได้²⁹

อย่างไรก็ตาม สาเหตุที่ค่า S value ของภาพรังสีทรวงอกที่ศึกษามีค่าแตกต่างกันมาก เนื่องจากค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีขึ้นอยู่กับอวัยวะที่ถ่ายภาพ ความหนาของผู้ป่วย ค่ากิโลโวลต์ และค่า mAs¹⁵ การควบคุมคอลลิเมเตอร์ การเปรียบเทียบเครื่องสร้างภาพ CR¹⁴ ระยะทางจากจุดโฟกัสถึงตัวรับภาพและสภาพการเปลี่ยนแปลงทางคลินิก²⁰ เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการ

ศึกษาย้อนหลังไม่สามารถควบคุมปัจจัยอื่นๆ ที่มีผลต่อค่า S value ได้แก่ การเปิดคอลลิเมเตอร์ที่ใช้ควบคุมพื้นที่รังสีในการสร้างภาพรังสีทรวงอกในแต่ละครั้งอาจแตกต่างกัน หรือเมื่อมีการถ่ายภาพแล้วไม่ได้นำเข้าเครื่องอ่านภาพทันที ช่วงระยะเวลาดังกล่าวอาจทำให้ค่า S value เพิ่มขึ้นได้ สาเหตุประการหนึ่งนี้อาจมาจากการตั้งค่าเทคนิคของนักรังสีเทคนิค (kVp และ mAs) มีความหลากหลายไม่เป็นไปในทิศทางเดียวกัน และยังคงยึดเทคนิคเดิมที่เคยถ่ายภาพรังสีระบบสกรีน-ฟิล์มแต่ยังไม่ได้ปรับไปใช้ high kVp technique

ผลการวิจัย ยังพบว่า การตั้งเทคนิคตามช่วงเวลาเมื่อมีการใช้งานไประยะหนึ่งพบว่า การตั้งเทคนิคในการถ่ายภาพรังสีด้วยระบบคอมพิวเตอร์มีแนวโน้มที่ทำให้มีการใช้ปริมาณรังสีในการสร้างภาพมากขึ้น หรือเกิดปรากฏการณ์ dose creep สอดคล้องกับงานวิจัยที่เคยมีการศึกษา²⁶ ซึ่งเป็นไปได้ว่านักรังสีเทคนิคให้ความสำคัญกับคุณภาพของภาพรังสีมากกว่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับเนื่องจากยังไม่มีการศึกษาในเรื่องปริมาณรังสีจากการสร้างภาพด้วยเครื่องสร้างภาพด้วย

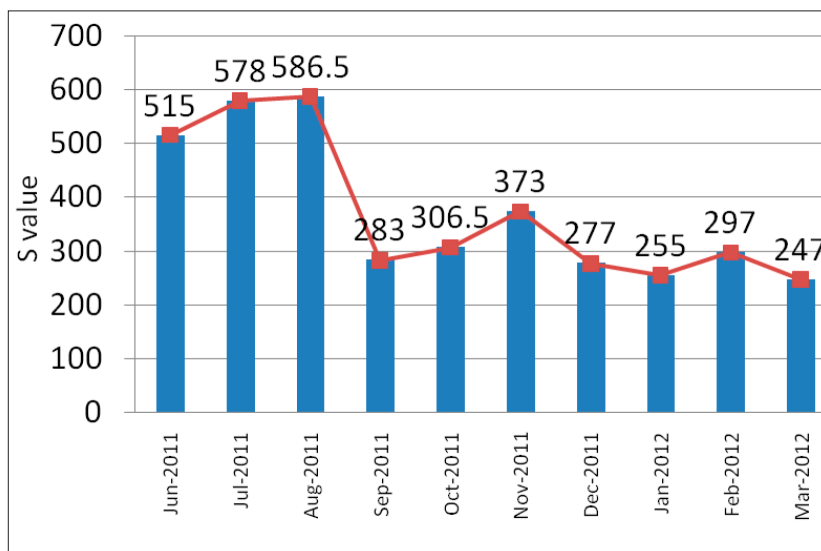


Figure 3 The trend of S value recorded by the period of time

คอมพิวเตอร์ และยังไม่ได้มีการใช้ดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีเป็นตัว
เฝ้าระวังในการตั้งค่าเทคนิคในการสร้างภาพอย่างจริงจัง

จากผลของการวิจัย คณะผู้วิจัยเสนอแนะว่าบริษัทผู้ผลิต
ควรทำการปรับเทียบให้ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีให้ถูกต้อง
และหน่วยงานสมควรที่จะมีการจัดฝึกอบรมอย่างจริงจัง เพื่อให้
ให้นักรังสีเทคนิค มีความเข้าใจหลักการสร้างภาพรังสีและการ
ใช้งานที่ถูกต้องตามข้อเสนอแนะของหน่วยงานสากลที่ระบุว่า
เมื่อมีการติดตั้งใช้งานเครื่องสร้างภาพรังสีระบบคอมพิวเตอร์
ต้องมีการจัดฝึกอบรมให้ความรู้และฝึกอบรมแก่นักรังสีเทคนิค
ให้ใช้งานเครื่องมือได้อย่างถูกต้อง^{3,30,31} นอกจากนี้ ควรนำ
แนวทางในการตั้งเทคนิคสำหรับเครื่องสร้างภาพด้วยคอมพิวเตอร์
โดยใช้ high kVp technique ไปใช้ในการสร้างภาพให้แก่ผู้ป่วย
เพื่อช่วยลดปริมาณรังสี^{3,32} โดยพิจารณาเลือกช่วงค่าดัชนีชี้วัด

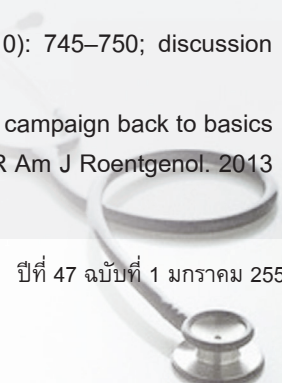
ปริมาณรังสีเพื่อการใช้อย่างเหมาะสม และควรมีการสร้าง
exposure chart สำหรับทุกอวัยวะการตรวจโดยมีไว้ประจำ
เครื่องเอกซเรย์ทุกเครื่องเพื่อให้สามารถทำซ้ำได้โดยได้ภาพ
ที่มีคุณภาพคงที่ในแต่ละความหนาของผู้ป่วย^{3,15}

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนวิจัยจากมหาวิทยาลัย
ขอนแก่น โครงการพัฒนานักวิจัยใหม่ ประจำปี 2555 คณะ
ผู้วิจัยขอขอบคุณโรงพยาบาลศรีนครินทร์ และภาควิชา
รังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น ที่
สนับสนุนสถานที่และเครื่องมือสำหรับการทำวิจัย และอำนวยความสะดวก
ให้งานวิจัยเสร็จสมบูรณ์

เอกสารอ้างอิง

1. Zhang M, Zhao B, Wang Y, Chen W, Hou L. Dose optimization for different medical imaging tasks from exposure index, exposure control factor, and MAS in digital radiography. *Health Phys.* 2012 Sep; 103(3): 235–40.
2. Aldrich JE, Duran E, Dunlop P, Mayo JR. Optimization of dose and image quality for computed radiography and digital radiography. *J Digit Imaging.* 2006 Jun; 19(2): 126–31.
3. Herrmann TL, Fauber TL, Gill J, Hoffman C, Orth DK, Peterson PA, et al. Best Practices in Digital Radiography. *Radiol Technol.* 2012; 84(1): 83–9.
4. Don S, Whiting BR, Rutz LJ, Apgar BK. New exposure indicators for digital radiography simplified for radiologists and technologists. *AJR Am J Roentgenol.* 2012 Dec; 199(6): 1337–41.
5. Butler ML, Rainford L, Last J, Brennan PC. Are exposure index values consistent in clinical practice? A multi-manufacturer investigation. *Radiat Prot Dosimetry.* 2010 May; 139(1-3): 371–4.
6. 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 May; 41(5): 573–81.
7. Shepard SJ. Recommended exposure indicator for digital radiography. *Rep Am Assoc Phys Med Task Group.* 2008; 116.
8. Amis Jr ES, Butler PF, Applegate KE, Birnbaum SB, Brateman LF, Hevezi JM, et al. American College of Radiology White Paper on Radiation Dose in Medicine. *J Am Coll Radiol.* 2007; 4(5): 272–84.
9. Saia DA. Radiography PREP (Program Review and Examination Preparation), Sixth Edition. McGraw Hill Professional; 2011.
10. Cowen AR, Davies AG, Kengyelics SM. Advances in computed radiography systems and their physical imaging characteristics. *Clin Radiol.* 2007 Dec; 62(12): 1132–41.
11. Vano E. ICRP recommendations on “Managing patient dose in digital radiology” *Radiat Prot Dosimetry.* 2005 May 17; 114(1-3):126–30.
12. Veldkamp WJH, Kroft LJM, Delft JPA van, Geleijns J. A Technique for Simulating the Effect of Dose Reduction on Image Quality in Digital Chest Radiography. *J Digit Imaging.* 2009 Apr 1; 22(2): 114–25.
13. Veldkamp WJH, Kroft LJM, Geleijns J. Dose and perceived image quality in chest radiography. *Eur J Radiol.* 2009 Nov; 72(2): 209–17.
14. Willis CE. Computed radiography: a higher dose? *Pediatr Radiol.* 2002 Oct; 32(10): 745–750; discussion 751–754.
15. Don S, Macdougall R, Strauss K, Moore QT, Goske MJ, Cohen M, et al. Image gently campaign back to basics initiative: ten steps to help manage radiation dose in pediatric digital radiography. *AJR Am J Roentgenol.* 2013 May; 200(5): W431–436.



16. Neitzel U. Pediatric radiation dose management in digital radiography. *Pediatr Radiol.* 2004; 4(3): S227–S233.
17. Willis CE. Strategies for dose reduction in ordinary radiographic examinations using CR and DR. *Pediatr Radiol.* 2004; 34(3): S196–S200.
18. Fujifilm medical systems. FUJIFILM Medical Systems CR Users Guide. USA: Fujifilm; 2004.
19. Sun Z, Lin C, Tyan Y, Ng K-H. Optimization of chest radiographic imaging parameters: a comparison of image quality and entrance skin dose for digital chest radiography systems. *Clin Imaging.* 2012; 36(4): 279–86.
20. Schaefer-Prokop C, Neitzel U, Venema HW, Uffmann M, Prokop M. Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. *Eur Radiol.* 2008 Sep; 18(9): 1818–30.
21. Kroft LJM, Veldkamp WJH, Mertens BJA, van Delft J-PA, Geleijns J. Dose reduction in digital chest radiography and perceived image quality. *Br J Radiol.* 2007 Dec; 80(960): 984–8.
22. Teeuwisse W, Geleijns J, Veldkamp W. An inter-hospital comparison of patient dose based on clinical indications. *Eur Radiol.* 2007 Jul; 17(7):1795–805.
23. 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: 2898.
24. Carlton RR. Principles of radiographic imaging: an art and a science. 2nd ed. Albany, N.Y: Delmar Pub; 1996.
25. Goske MJ, Charkot E, Herrmann T, John SD, Mills TT, Morrison G, et al. Image Gently: Challenges for radiologic technologists when performing digital radiography in children. *Pediatr Radiol.* 2011 May 1; 41 (5): 611–9.
26. Warren-Forward H, Arthur L, Hobson L, Skinner R, Watts A, Clapham K, et al. An assessment of exposure indices in computed radiography for the posterior-anterior chest and the lateral lumbar spine. *Br J Radiol.* 2007 Jan; 80(949): 26–31.
27. Coulibaly-Wimmer M, Prokop M, Schaefer-Prokop C. Usefulness of the S-value to monitor exposure dose in digital radiography: results of a phantom study. *Eur Radiol Suppl.* 2000; 1.
28. AAPM Report No. 90 - rpt_93.pdf [Internet]. [cited 2013 Jul 16]. Available from: http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_93.pdf
29. Silva TR, Yoshimura EM. Patient dose, gray level and exposure index with a computed radiography system. *Radiat Phys Chem* [Internet]. 2013 Jul 14 [cited 2013 Jul 14]; Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0969806X12005415>
30. 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; 1–12.
31. Raissaki MT. Pediatric radiation protection. *Eur Radiol Suppl.* 2004 Feb 12; 14(S1): 74–83.
32. Martin CJ, Sutton DG, Sharp PF. Balancing patient dose and image quality. *Appl Radiat Isot Data Instrum Methods Use Agric Ind Med.* 1999 Jan; 50(1): 1–19.

