

การตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมสำหรับ
การสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลในหุ่นจำลอง
Optimization of the Exposure Techniques for Digital Radiography
in Phantom

นิพนธ์ จันทรลัมพู¹
NiponChanlumpoo¹

บทคัดย่อ

ที่มาของปัญหา: ปัจจัยพื้นฐานของการสร้างภาพรังสีคือเทคนิคการให้ปริมาณรังสีซึ่งเกี่ยวข้องกับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงสุด และค่ากระแสหลอดคูณด้วยเวลา แต่การถ่ายภาพรังสีในระบบดิจิทัลบอกได้ยากว่าเทคนิคเท่าใดถึงจะเหมาะสมถ้าดูจากภาพ นอกจากพิจารณาจากค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีและค่าเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีซึ่งเป็นปัจจัยบ่งชี้ถึงคุณภาพของภาพในระบบดิจิทัล

วัตถุประสงค์: เพื่อดูค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีสำหรับการสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลที่เหมาะสม

วิธีการศึกษา: เป็นการศึกษาเชิงทดลอง ถ่ายภาพรังสีในหุ่นจำลองวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีกับค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี และค่าเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี โดยการวิจัยนี้เลือกกำหนดค่าเทคนิคที่ใช้บ่อยที่ 80 kVp และ กำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่ 400 ในขณะที่ปรับเปลี่ยนค่า mAs 4-16 mAs คำนวณปริมาณรังสีที่ผิวหนังผู้ป่วยได้รับการตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสี

ผลการศึกษา: ค่าเทคนิคที่เหมาะสมทางคือค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่ 300-600 และค่าเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี ± 2 คือ 80 kVp 6.3-10 mAs ปริมาณรังสีผิวหนังผู้ป่วยที่ได้รับคือ 0.44-0.70 mGy ส่วนค่าที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการเอกซเรย์ที่ได้ภาพรังสีที่มีคุณภาพที่ 80 kVp 7.1 mAs เมื่อกำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่ 400

สรุป: การตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมในระบบดิจิทัล วิเคราะห์จากค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี(EI) ที่เท่ากับหรือใกล้เคียงกับค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่กำหนดไว้(EI_p) และค่าความเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (DI) ที่เท่ากับ 0 หรือใกล้เคียงที่สุด และการทราบค่าปริมาณรังสีที่ผิวหนังผู้ป่วยได้รับ จะทำให้ปรับค่าเทคนิคเพื่อลดปริมาณรังสีในผู้ป่วยได้

คำสำคัญ: เทคนิคการให้ปริมาณรังสี, ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี, ค่าความเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี, ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่กำหนด และค่าปริมาณรังสีที่ผิวหนังผู้ป่วยได้รับ

Abstract

Background: The factor of radiography is an exposure technique that relates to the kilovoltage peak (kVp) and milliampere seconds (mAs). In digital radiography, it is difficult to evaluate if the exposure technique is appropriate. In addition to considering the exposure index (EI) and deviation index (DI), which is an indication of the quality of digital radiography.

Objective: To set the exposure technique for appropriate digital radiography.

Method: This was the experimental study, by taking a radiography in Helios QA phantom. Analysis the relationship of exposure techniques with the exposure index and deviation index were performed. The study used exposure technique associated at 80 kVp and target exposure index (EI_T) 400 with adjusted mAs at 4-16 mAs, the amount of entrance surface air kerma was calculated from the setting of exposure techniques.

Results: The appropriated exposure technique is the 300–600 of exposure index and the deviation index of ± 2 is 80 kVp 6.3-10 mAs. The amount of entrance surface air kerma receive is 0.44-0.70 mGy, and the optimized exposure technique for digital radiography was at 80 kVp 7.1 mAs, when set EI_T 400.

Conclusion: Optimization of the exposure techniques for digital radiography can be analyzed from the exposure index that is equal to or close to the specified target exposure index (EI_T) and the deviation index (DI), that is equal to 0 or the closest. Knowing the entrance surface air kerma will help to adjust the exposure technique and reduce the radiation dose to the patient.

Keywords: Exposure Technique, Exposure Index:EI, Deviation Index:DI, Target Exposure Index: EI_T , Entrance Surface Air Kerma:ESAK

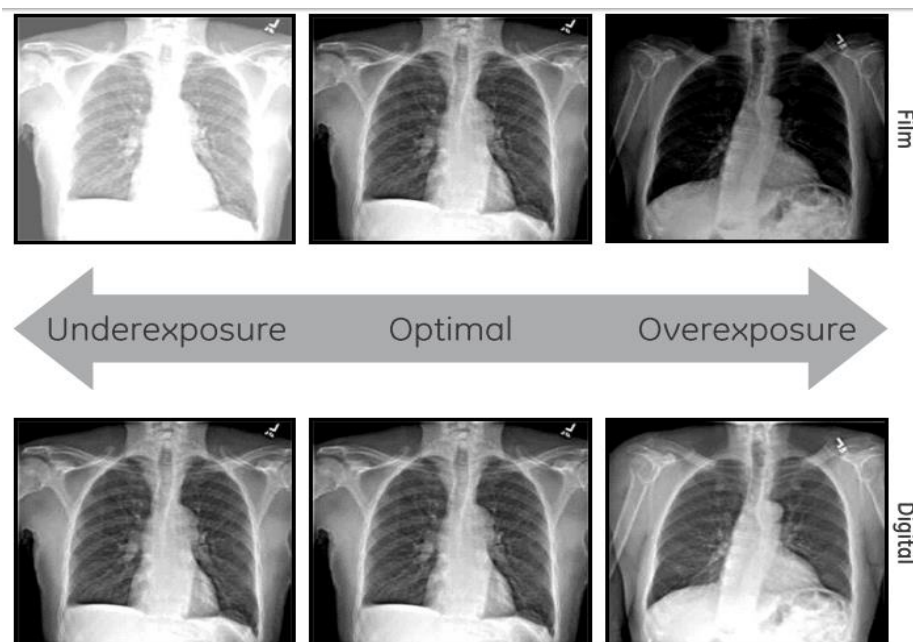
บทนำ

การพัฒนาทางด้านรังสีวินิจฉัยที่เดิมจากการบันทึกภาพในระบบสกรีนฟิล์มไปสู่ระบบสื่อสารและการเก็บข้อมูลภาพทางการแพทย์ (picture archiving and communication system) [1] โดยการบันทึกภาพในรูปแบบของไฟล์ดิจิทัลคือ บันทึกภาพรังสีระบบคอมพิวเตอร์ (computed radiography: CR) และบันทึกภาพรังสีระบบดิจิทัล (digital radiography: DR) การตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพเอกซเรย์ [2] และเป็นปัจจัยพื้นฐานของการสร้างภาพรังสี โดยมีปัจจัยเกี่ยวข้องกับค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงสุด (kilovoltage peak: kVp) และค่ากระแสหลอด (milliamperage: mA) คูณด้วยเวลา (time: s) [3-9] ซึ่งเป็นประเด็นที่มีความสำคัญที่จะต้องมีการเฝ้าระวังเพื่อให้ผู้ป่วยได้รับรังสีให้น้อยที่สุดตามหลักการ ALARA โดยที่คุณภาพของภาพยังเพียงพอต่อการวินิจฉัยของแพทย์ได้ เนื่องจากการสร้างภาพในระบบสกรีนฟิล์มตัวรับภาพตัวบันทึกภาพและตัวแสดงภาพเป็นตัวเดียวกันคือฟิล์มเอกซเรย์ เมื่อได้ภาพแล้วจะไม่สามารถปรับความดำ (density) หรือคอนทราสต์ (contrast) ของภาพได้อีก อย่างไรก็ตามความดำที่เกิดขึ้นบนภาพเป็นดัชนีที่ช่วยชี้วัดให้กับนักรังสีเทคนิคได้ทราบว่าปริมาณรังสีที่ใช้มากหรือน้อยเกินไปหรือไม่ (รูปที่ 1 แถวบน) ในขณะที่การสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลใช้แผ่นรับภาพ (flat panel detector) ในการรับรังสี ซึ่งมีช่วงในการตอบสนองต่อรังสีกว้างกว่า

ระบบฟิล์มสกรีน (ตั้งแต่ปริมาณรังสีน้อยๆไปจนถึงปริมาณรังสีมาก) เมื่อรับรังสีจะแสดงภาพทันทีที่จอภาพ และสามารถปรับ density และ contrast ได้ในภายหลังจึงทำให้ภาพรังสีที่มี density และ contrast ที่ไม่เหมาะสมแทบไม่ปรากฏให้เห็นหรือแยกได้ยากจากจอแสดงผลเนื่องจาก density และ contrast ได้ถูกปรับไว้ด้วยโปรแกรมกระบวนการทำงานและการบริหารจัดการข้อมูลภาพรังสี (รูปที่ 1 แถวล่าง) ซึ่งได้กลายเป็นข้อจำกัดของการสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลที่ทำให้นักรังสีเทคนิคไม่ทราบว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพรังสีว่าน้อยเกินไปหรือมากเกินไปแต่การสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลก็จะมีปัจจัยอื่นๆที่จะเป็นตัวบ่งชี้ถึงการตั้งค่าเทคนิคที่ใช้เหมาะสมหรือไม่และเป็นประเด็นที่สำคัญที่นักรังสีผู้ปฏิบัติงานจะต้องใส่ใจและให้ความสำคัญคือ ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure index: EI), ค่าความเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (deviation index: DI) และค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่กำหนด (target exposure index: EI_t) [10-11] ซึ่งเป็นค่าที่กำหนดโดยบริษัทหรือผู้ใช้งานที่จะแสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์กับเทคนิคการให้ปริมาณรังสีว่า มีความเหมาะสมหรือไม่ ซึ่งโปรแกรมจัดการภาพ (image processing) จะแสดงค่าต่าง ๆ เหล่านี้เป็นตัวเลขเมื่อแผ่นรับภาพ (flat panel detector) ได้รับรังสีจากการตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีโดยที่แต่ละบริษัทก็จะมีค่าที่ประเมินค่าที่แตกต่างกันไป ซึ่งผู้ปฏิบัติงานทางด้านรังสี

จึงควรมีความรู้ ความเข้าใจเกี่ยวกับคุณภาพของภาพรังสี(radiographic quality) [12] โดยเฉพาะเทคนิคการให้ปริมาณรังสีว่าจะใช้เทคนิคอย่างไรที่เกี่ยวกับค่าkVp และ mAs เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีไม่มากเกินไปจนเกินไป และเทคนิคที่ใช้เหมาะสม จากประเด็นดังกล่าวผู้วิจัยจึงได้ทดลองศึกษาการตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมในหุ่นจำลองเพื่อสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัล

(digital radiography:DR) โดยการเก็บข้อมูลของค่า EI และ DI จากการตั้งค่าเทคนิคและกำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (target exposure index: EI_T) ที่แตกต่างกันว่าส่งผลต่อปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับอย่างไร เพื่อเป็นแนวทางในการกำหนดค่าเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีได้แก่ ค่าkVp และค่าmAs ที่เหมาะสม



รูปที่ 1 เทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมที่บันทึกภาพด้วยฟิล์มเอกซเรย์(แถวบน)และบันทึกภาพระบบดิจิทัล (แถวล่าง)

ที่มา:http://www3.gehealthcare.ru/.../gehc_radiography-discovery-xr656_detector-exposure-indicator.....

วัตถุประสงค์

เพื่อให้การตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีสำหรับการสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลมีความเหมาะสม

เครื่องมือที่ใช้ศึกษา

1. เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป เครื่องหมายการค้า Shimadzu รุ่น UD-150L-40 แบบ high frequency inverter generator ขนาด 50 kW ขนาด 630 mA 150 kVp
2. ชุดแปลงสัญญาณเอกซเรย์เป็นดิจิทัล (digital radiography: DR) ที่ให้

รายละเอียดสูงแบบ flat panel detector โดย scintillator ทำจาก cesium iodide (CsI) เครื่องหมายการค้า VIVIX รุ่น FXRD-1417 NAW ขนาด 14x17 นิ้ว

3. ชุดคอมพิวเตอร์ควบคุมกระบวนการทำงานและการบริหารจัดการข้อมูลภาพรังสีพร้อมซอฟต์แวร์ (DR console and program Image processing)

4. เครื่องวัดรังสีชนิดไอออนแฮมเบอร์ ขนาด 15 cc ยี่ห้อ Keithley model 10100A

5. แบบบันทึกข้อมูล

6. เครื่องมือวัดความหนา

7. ตลับเมตรวัดระยะ

8. step wedge

9. หุ่นจำลอง (Helios QA phantom)

เป็น Phantoms สำหรับประกันคุณภาพของเครื่อง CT ทำจาก plexiglas ซึ่งมีความหนาแน่น 120 หน่วย hounsfield มีความหนา 16 เซนติเมตร



รูปที่ 2 หุ่นจำลอง Helios QA phantom
ที่มา: กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระพุทธบาท

วิธีการศึกษา

เป็นการศึกษาเชิงทดลองของกลุ่มงานรังสีวิทยาโรงพยาบาลพระพุทธบาท จังหวัดสระบุรีโดยใช้เครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไปเครื่องหมายการค้า Shimadzu รุ่น UD-150L-40 ได้รับการตรวจสอบจากกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ว่าอยู่ในเกณฑ์มาตรฐานที่ยอมรับได้และแผ่นรับภาพ (flat

panel detector) เครื่องหมายการค้า VIVIX รุ่น FXRD-1417 NAW ขนาด 14x17 นิ้ว และกำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีตามที่บริษัทกำหนด (target exposure index: EI_T) เท่ากับ 400 ใช้เทคนิคการให้ปริมาณรังสีโดยกำหนดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงสุดที่ 80 kVp คงที่ และปรับเปลี่ยนเฉพาะค่ากระแสหลอดคูณด้วยเวลา (mAs) จากน้อยไปหามาก ถ่ายภาพรังสีและบันทึกข้อมูลต่าง ๆ มีดังนี้

1. ถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลอง Helios QA phantom และ step wedge พร้อมกันโดยใช้

เทคนิคการให้ปริมาณรังสีโดยกำหนดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงสุดที่ 80 kVp และปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดคูณด้วยเวลา (mAs) ที่ 4, 5, 6.3, 7.1, 8, 9, 10, 11, 12.5, 14 และ 16mAsตามลำดับระยะห่าง (FFD) 100 เซนติเมตร พื้นที่ลำรังสี 14x17 นิ้วถ่ายเอกซเรย์ Helios QA phantom และ step wedgeบันทึกค่าข้อมูลค่า mAs ที่ใช้ และบันทึกค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี(exposure index:EI) และค่าความเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (deviation index: DI) ที่แสดงจากหน้าจอแสดงผลของโปรแกรมกระบวนการทำงานและการบริหารจัดการข้อมูลภาพรังสี (Image processing) ของแผ่นรับภาพ (flat panel detector) ลงในแบบบันทึก

2.คำนวณหาปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับจากการเอกซเรย์หุ่นจำลองและ step wedge ด้วยวิธีคำนวณจากสมการทางคณิตศาสตร์ในโปรแกรม Excel ซึ่งกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์แนะนำให้ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี โดยป้อนข้อมูลค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่ใช้ลงในตารางคำนวณปริมาณรังสี ได้แก่ ค่า kVp, mAs. FFD และค่าความหนาของส่วนที่เอกซเรย์เป็นต้น โดยคำนวณค่าปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ (x-ray tube output) ผลคูณกระแสหลอดคูณด้วยเวลา ระยะโฟคอลสปอตถึงผิวของหุ่นจำลอง และปัจจัยจากรังสีกระเจิงย้อนกลับ (back scatter factor) ดังแสดงในสมการที่ (1) การวัดค่าปริมาณรังสีจากหลอดเอกซเรย์ในสมการเป็นเคอร์มาในอากาศ โดย

ทำการวัดห่างจากโฟคอลสปอตเป็นระยะทาง 50 เซนติเมตร พร้อมเปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร โดยใช้เครื่องวัดรังสีชนิดไอออนแชมเบอร์ ขนาด 15 cc ยี่ห้อ Keithley model 10100A ในการตรวจสอบของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

$$ESAK=Y(d)xmAsx[FDD/(FFD-t_p-t_b)]^2xBSF(1)$$

โดยที่ ESAK คือ ปริมาณรังสีที่ผิว

Y(d) คือ x-ray tube output

FDD คือ ระยะจุดโฟกัสถึงหัววัดรังสี (focus to detector distance) เท่ากับ 50 เซนติเมตร

FFD คือ ระยะจุดโฟกัสถึงอุปกรณ์รับภาพ(FFD) เท่ากับ100เซนติเมตร

t_p คือ ความหนาหุ่นจำลองหน่วยเป็นเซนติเมตร

t_b คือ ระยะจากผิวหน้าของBuckyถึงตำแหน่งของอุปกรณ์รับภาพรังสี เท่ากับ 4 เซนติเมตร

BSF คือback scatter factor ใช้ค่าตามคำแนะนำของ IAEA คือ1.4

3.วิเคราะห์ความสัมพันธ์ของเทคนิคการให้ปริมาณรังสีกับค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure index:EI) และปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับ

4. วิเคราะห์หาช่วงความเหมาะสมของการกำหนดค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีจากค่าdeviation index และ exposure index

5. ทดสอบหาความสัมพันธ์ของค่า deviation index เมื่อมีการกำหนดค่า target

exposure index ที่ต่างกัน โดยไม่มีการปรับค่าเทคนิคกับเทคนิคการให้ปริมาณรังสี

6. ทดสอบการตั้งค่าเทคนิคเมื่อปรับเพิ่มค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า(kVp) ตามกฎ 15%kVp(ขลิท วงษ์เอก)[2] และปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดคูณด้วยเวลา (mAs) ลงครึ่งหนึ่ง จากการทดสอบข้างต้นที่ 80 kVp และค่า mAs ที่ 4, 5, 6.3, 7.1, 8, 9, 10, 11, 12.5, 14 และ 16 mAsตามลำดับเป็น 92 kVpและค่า mAsที่ 2, 2.5, 3.2, 3.4, 4.5, 5, 5.5, 6.3, 7 และ 8mAs ตามลำดับคำนวณปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับเพื่อเปรียบเทียบหลังการปรับเพิ่มค่า exposure factor ตามกฎ 15 % kVp และบันทึกค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure index:EI)

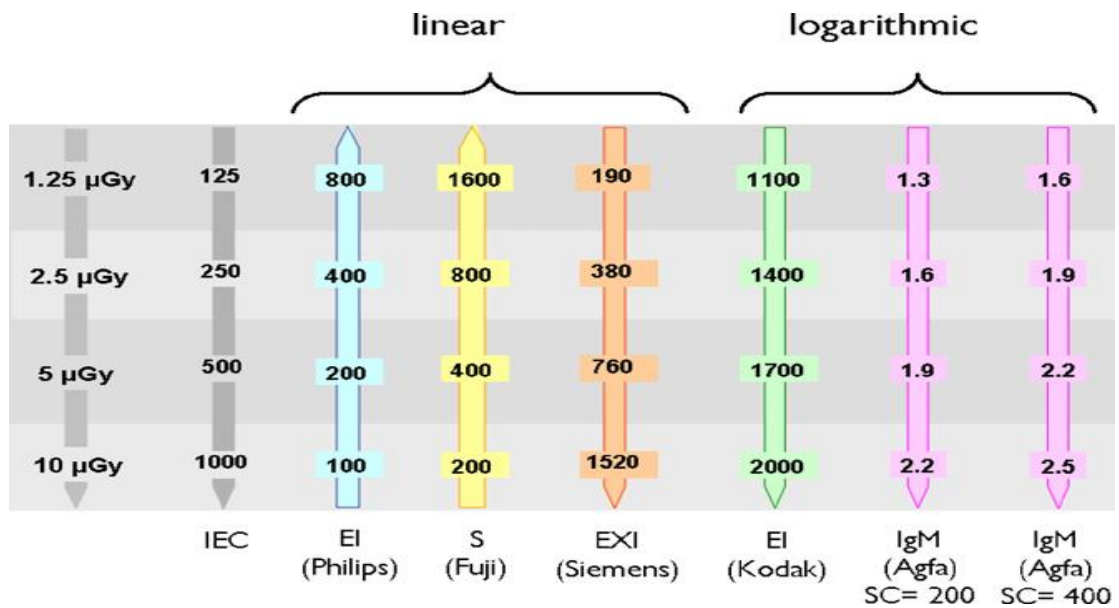
ผลการศึกษา

จากการถ่ายเอกซเรย์ Helios QA phantom โดยใช้เทคนิคการให้ปริมาณรังสี

ตารางที่ 1 แสดงค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับจากการตั้งค่าเทคนิค และค่าเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีจากการใช้ค่าเทคนิค 80 kVpและปรับค่าเฉพาะค่า mAs

mAs setting	FFD	GRID	Exposure index : EI	Entrance surface air kerma : ESAK (mGy)	Deviation index:DI
4	100	Yes	209	0.28	-2.8
5	100	Yes	265	0.35	-1.8
6.3	100	Yes	354	0.44	-0.5
7.1	100	Yes	411	0.50	0.1
8	100	Yes	461	0.56	0.6
9	100	Yes	503	0.63	1.0
10	100	Yes	574	0.70	1.6
11	100	Yes	651	0.77	2.0
12.5	100	Yes	736	0.87	2.7
14	100	Yes	831	0.98	3.2
16	100	Yes	924	1.12	4.2

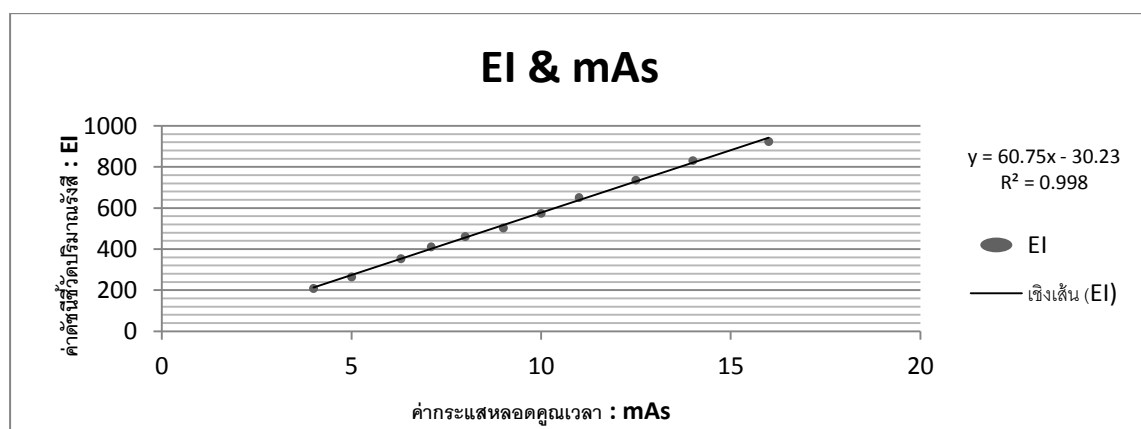
ประกอบด้วย ความหนาของหุ่นจำลองระยะโฟคอลสปอตถึงตัวรับภาพ (FFD) โดยกำหนดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ 80 kVpและปรับค่า mAs ที่ 4, 5, 6.3, 7.1, 8, 9, 10, 11, 12.5, 14 และ 16mAs ตามลำดับนั้นสามารถอ่านค่า EI และ DI จากจอแสดงผลของโปรแกรมจัดการภาพ (image processing) และคำนวณปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับจากการตั้งค่าเทคนิค (ตารางที่ 1) ซึ่งค่า EI ของแต่ละบริษัทก็จะแตกต่างกัน โดยแผ่นรับภาพ (flat panel detector) เครื่องหมายการค้า VIVIX ที่ทดลอง ค่าปริมาณรังสีที่สูงค่า EI จะสูงขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาของ Martin Uffmann และคณะ[10] แผ่นรับภาพ (flat panel detector) ของบริษัท Siemens และบริษัท Kodak ค่า EI จะสูงขึ้นเมื่อปริมาณรังสีสูง ส่วนแผ่นรับภาพ (flat panel detector) ของบริษัท Philips และบริษัท Fuji ปริมาณรังสีที่สูงขึ้นค่า EI จะน้อยลง (รูปที่ 3)



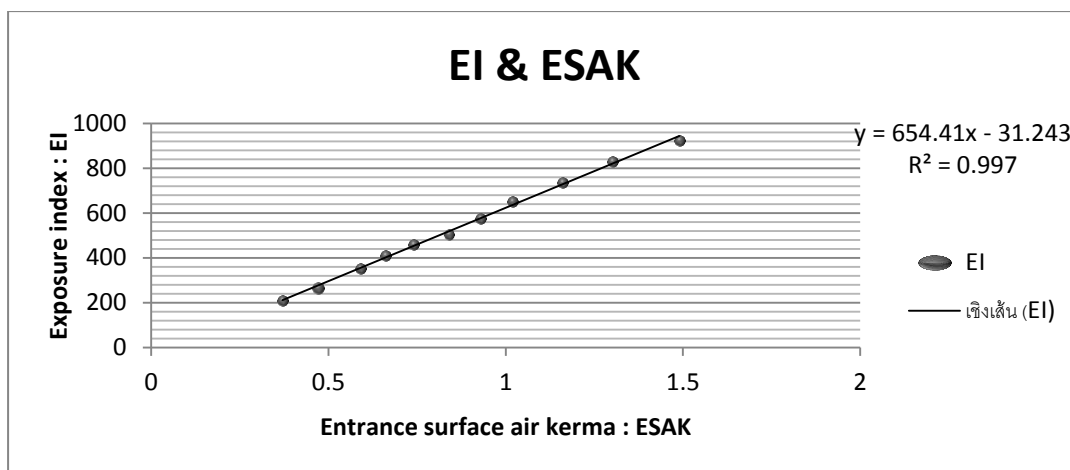
รูปที่ 3 แสดงค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีเมื่อแผ่นรับภาพ(flat panel detector)ได้รับรังสีของชุดแปลงสัญญาณเอกซเรย์เป็นดิจิทัลของบริษัทต่าง ๆ [10]

วิเคราะห์ความสัมพันธ์จากกราฟของค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (EI) ที่แสดงจากหน้าจอแสดงผล กับเทคนิคการให้ปริมาณรังสีจากการปรับค่ากระแสหลอดคูณเวลา (mAs) และปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับโดยการวิเคราะห์การถดถอย (regression analysis) พบว่า

มีความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงระหว่างเทคนิคการให้ปริมาณรังสี กับ EI และ ESAK ในระดับที่สูงมาก $R^2 = 0.998$ และ $R^2 = 0.997$ ตามลำดับ (รูปที่ 4),(รูปที่ 5) ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความสัมพันธ์เชิงบวกเมื่อปรับค่า mAs เพิ่มขึ้น ค่า EI สูงขึ้น (Euclid Seeram และคณะ)[3]



รูปที่ 4 กราฟความสัมพันธ์ของค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี(EI)กับค่ากระแสหลอดคูณเวลา (mAs)



รูปที่ 5 กราฟความสัมพันธ์ของค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี(EI)กับปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับ(ESAK)

วิเคราะห์ช่วงของค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสม ปัจจัยที่ต้องนำมาวิเคราะห์คือค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (EI จะพิจารณาจากค่า EI ที่บริษัทแนะนำ (ตารางที่ 2) พบว่าค่าเทคนิคที่เหมาะสม คือค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ 80 kVp และค่ากระแสหลอดคูณเวลา คือ 6.3, 7.1, 8, 9 และ 10 mAs ตามลำดับ มีค่า EI 354-574 แต่การวิเคราะห์ช่วงของค่าเทคนิคที่เหมาะสมของการสร้างภาพระบบดิจิทัล ของแผ่นรับภาพ(flat panel detector) เครื่องหมายการค้า VIVIX จะต้องมีการกำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (Target Exposure Index : EI_T) ของทุก ๆ

ส่วน (body part) ที่เอกซเรย์ ในการทดลองครั้งนี้กำหนดค่า EI_T เท่ากับ 400 และเมื่อวิเคราะห์จากค่า DI ช่วงที่เหมาะสมจะมีค่า DI ระหว่าง ± 2 พบว่า ช่วงเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสม คือ 80 kVp 5 mAs, 80 kVp 6.3 mAs, 80 kVp 7.1 mAs, 80 kVp 8 mAs, 80 kVp 9 mAs, 80 kVp 10 mAs และ 80 kVp 11 mAs ตามลำดับ และปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับ ค่าต่ำสุด 0.35 mGy. ค่าสูงสุด 0.77mGy. ซึ่งผู้ปฏิบัติงานสามารถเลือกใช้ในการกำหนดค่าเทคนิคต่าง ๆ ในช่วงที่เหมาะสมในการถ่ายเอกซเรย์ได้ โดยที่คุณภาพของภาพยังเพียงพอสำหรับการวินิจฉัย

ตารางที่ 2 ข้อเสนอแนะการกำหนดค่าเทคนิคและดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี(exposure index: EI) ของบริษัทเกี่ยวกับแผ่นรับภาพ(flat panel detector)เครื่องหมายการค้า VIVIX รุ่น FXRD-1417NAW

Body part	Projection	Grid	SID	kVp	mAs	Exposure indices (EI)
SKULL	AP/PA	Y	100	80	12	300-600
	LATERAL	Y	100	80	14	300-600
	TOWN'S	Y	100	80	14	300-600
	WATER'S	Y	100	80	16	300-600
CHEST	PA/AP	Y	180	110	2	300-600
	AP	N	100	60	2	300-600
ABDOMEN	AP	Y	100	80	8-10	300-600
C-SPINE	AP/LATERAL	Y	100	80-85	8-12	300-600
T-SPINE	AP/LATERAL	Y	100	80-85	12-20	300-600
L-SPINE	AP/LATERAL	Y	100	80-90	16-28	300-600
UPPER EXTREMITY	AP/LATERAL	N	100	50-60	1.8-6.4	300-600
LOWER EXTREMITY	AP/LATERAL	N	100	50-65	2-6.4	300-600

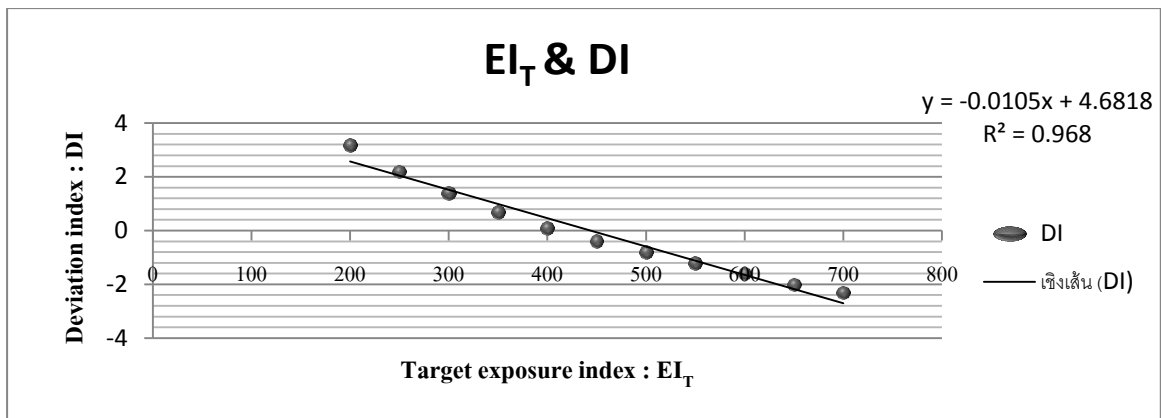
จากการทดลองเมื่อใช้ค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่ 80 kVp 7.1 mAs ซึ่งเป็นเทคนิคที่เหมาะสมจากการเอกซเรย์หุ่นจำลอง Helios QA phantom โดยมีค่า EI ที่อ่านจากจอแสดงผล เท่ากับ 411ใกล้เคียงกับค่า EI_T ที่กำหนด คือ 400 มากที่สุด และมีค่า DI เท่ากับ 0.1 โดยค่า DI ที่เหมาะสมคือ 0 การทดลองเมื่อมีการกำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (target exposure index : EI_T) จากค่าน้อยไปหามากคือ 200-700 (ตารางที่ 3)

พบว่า ค่าความเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (deviation index: DI) ที่อ่านได้จากจอแสดงผล จะมีค่าลดลง ซึ่งแสดงให้เห็นว่า การกำหนดค่า EI_T สูง จะทำให้ผู้ปฏิบัติงานมีแนวโน้มที่จะมีการตั้งค่าเทคนิคที่สูงขึ้น (รูปที่ 6) แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่า EI_T และค่า DI พบว่า มีความสัมพันธ์ระดับที่สูง $R^2 = 0.968$ แต่ตรงข้ามกัน เมื่อกำหนดค่า EI_T สูงขึ้น ค่า DI จะลดลง โดยสามารถอธิบายได้จากสมการที่ 2

$$DI = 10 \cdot \log_{10} EI/EI_T \quad (2)$$

ตารางที่ 3 แสดงค่าความเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (deviation index: DI) จากการกำหนดค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (target exposure index : EI_T) ที่ต่างกัน โดยใช้เทคนิค 80 kVp 8mAs

Target exposure index (EI _T)	200	250	300	350	400	450	500	550	600	650	700
Deviation Index : DI	3.2	2.2	1.4	0.7	0.1	-0.4	-0.8	-1.2	-1.6	-2.0	-2.3



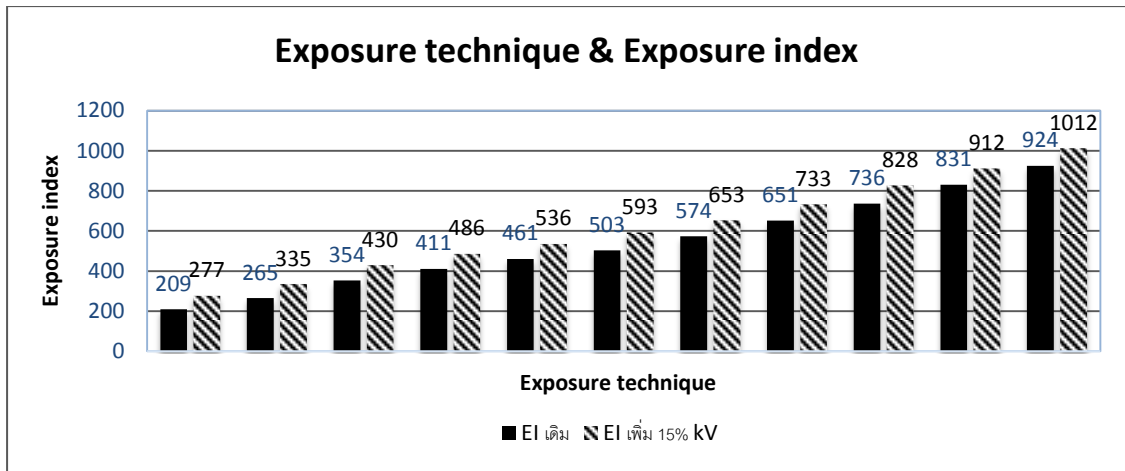
รูปที่ 6 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของการกำหนดค่า EI_T กับค่า DI ในจอแสดงผล

การทดสอบเมื่อการการปรับเปลี่ยนค่า kVp ตามกฎ 15% ซึ่งสามารถใช้ได้กับค่า kVp ทุกค่า เมื่อเพิ่มค่า kVp 15% ความดำของภาพจะเพิ่มขึ้นสองเท่า และลดค่า mAs ลงครึ่งหนึ่งขอค่าเทคนิคเดิมเพื่อให้ความดำเท่าเดิม บันทึกค่า EI ที่อ่านได้และปริมาณรังสีที่ผิวหนังผู้ป่วยได้รับการคำนวณ (ตารางที่ 4) เปรียบเทียบค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (EI) และปริมาณรังสีที่ผิวหนังผู้ป่วยได้รับ (ESAK) ของการตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีเดิม (80 kVp และค่า mAs ที่ 4, 5, 6.3, 7.1, 8, 9, 10, 11,

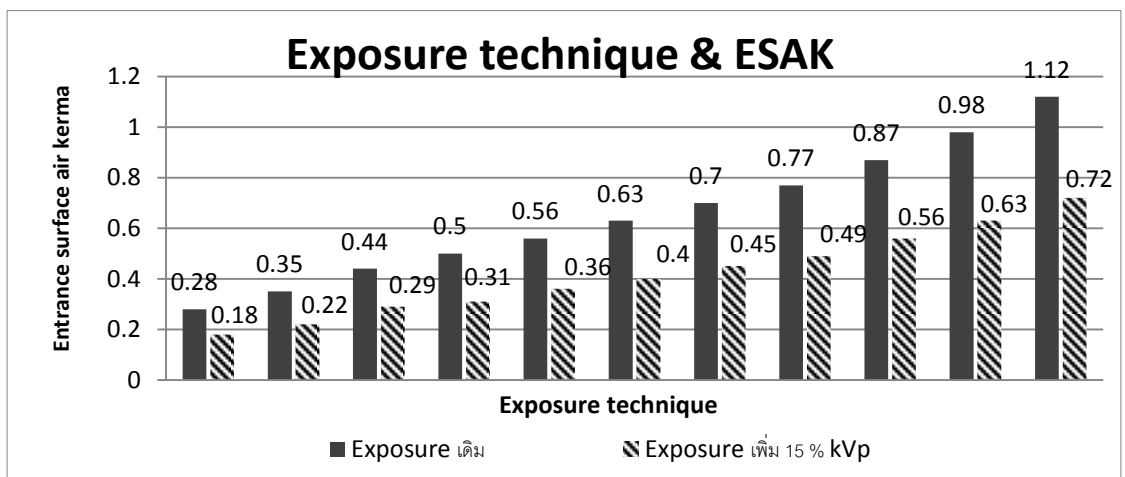
12.5, 14 และ 16 mAs) กับค่าเทคนิคเมื่อปรับเพิ่มค่า kVp ตามกฎ 15% (92 kVp และค่า mAs ที่ 2, 2.5, 3.2, 3.5, 4, 4.5, 5, 5.5, 6.3, 7 และ 8 mAs) พบว่า ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (EI) เมื่อปรับเพิ่มค่า kVp 15% และลดค่า mAs ลงครึ่งหนึ่ง ค่า EI สูงขึ้น (รูปที่ 7) แต่พบว่าปริมาณรังสีที่ผิวหนังผู้ป่วยได้รับลดลงเมื่อคำนวณจากสมการทางคณิตศาสตร์ในโปรแกรม Excel ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ (รูปที่ 8)

ตารางที่ 4 แสดงค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (exposure index : EI) เมื่อปรับเพิ่มค่า kVp ตามกฎ 15% และปริมาณรังสีที่ผิวหนังผู้ป่วยได้รับ (ESAK)

ค่า mAs setting ที่ 92 kVp	2	2.5	3.2	3.5	4	4.5	5	5.5	6.3	7	8
EI	277	335	430	486	536	593	653	733	828	912	1012
ESAK	0.18	0.22	0.29	0.31	0.36	0.40	0.45	0.49	0.56	0.63	0.72



รูปที่ 7 กราฟแสดงเปรียบเทียบค่า EI ของการตั้งค่า exposure technique ที่ 80 kVp และค่า mAs ที่ 4,5,6.3, 7.1,8,9,10,11,12.5,14 และ 16 mAs กับค่าเทคนิคเมื่อปรับเพิ่มค่า kVp ตามกฎ 15% ที่ 92 kVp และค่า mAs ที่ 2,2.5,3.2,3.5,4,4.5,5,5.5,6.3,7 และ 8 mAs



รูปที่ 8 กราฟแสดงเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับ(ESAK) จากการตั้งค่า exposure technique ที่ 80 kVp และค่า mAs ที่ 4,5,6.3,7.1,8,9,10,11,12.5,14 และ 16 mAs กับ ค่าเทคนิค เมื่อปรับเพิ่มค่า kVp ตามกฎ 15% ที่ 92 kVp และค่า mAs ที่ 2,2.5,3.2,3.4,4.5,5,5.5,6.3,7 และ 8 mAs

วิจารณ์

การศึกษาเทคนิคการให้ปริมาณรังสี สำหรับการสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลใน หุ่นจำลองด้วยเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทั่วไป

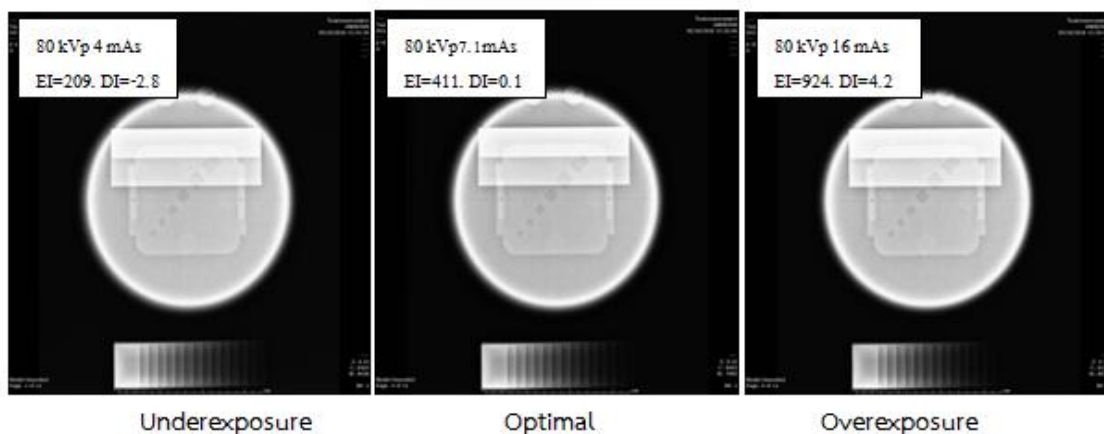
พบว่าการสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลนั้นมี ปัจจัยต่าง ๆ ที่มีผลต่อคุณภาพรังสีอย่างมาก โดยปัจจัยพื้นฐานคือเทคนิคที่เกี่ยวข้องกับค่า kVp และ mAs ผู้ปฏิบัติงานไม่สามารถบอกได้

ว่าเหมาะสมหรือไม่ถ้าดูแต่ภาพผ่านหน้าจอแสดงผล (รูปที่ 9) ซึ่งเป็นภาพจากการถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลองและstep wedgeจะบอกได้ยากกว่าภาพไหนมีแตกต่างกันเนื่องจาก density และ contrast ของภาพได้ถูกปรับแต่งแล้วจากโปรแกรม image processing โดยรูปที่นำมาให้ดูนั้น เป็นรูปที่ตั้งค่าเทคนิคจากการทดลอง น้อยที่สุด คือ 80 kVp 4 mAs ภาพunderexposure ค่าเทคนิค สูงสุด 80 kVp16mAs ภาพ overexposure ภาพที่เหมาะสม(optimal) ค่าเทคนิคเท่ากับ 80 kVp 7.1 mAs. และได้นำภาพจากการทดลองให้รังสีแพทย์ประเมินคุณภาพของภาพโดยวิเคราะห์ภาพจากความละเอียดเชิงระยะในภาพหุ่นจำลอง คอนทราสต์ในภาพ Step wedge และ densityซึ่งคุณภาพของภาพยังเพียงพอต่อการวินิจฉัย มีความใกล้เคียงกันถ้าดูจากจอวินิจฉัยของรังสีแพทย์ นอกจากจะต้องพิจารณาจากค่าปัจจัยที่เกี่ยวข้องของระบบการสร้างภาพดิจิทัล คือ ค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี(exposure index: EI) ซึ่งเป็นค่าที่แสดงให้เห็นจากหน้าจอแสดงผลหลังจากที่แผ่นรับภาพ(flat panel detector) ได้รับรังสีจากการตั้งค่าเทคนิคซึ่งค่า EI ซึ่งแต่ละบริษัทก็มีการคำนวณที่แตกต่างกันไป และสัมพันธ์กับเทคนิคที่ใช้และปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับ(american association of physicists in medicine)[13] ส่วนค่าความเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (deviation index: DI) จะเป็นค่าที่แสดงถึงช่วงความเหมาะสมของเทคนิคที่ใช้ ถ้าค่าเป็นบวกแสดง

ว่าตั้งค่าเทคนิคที่สูงเกินไป ค่าเป็นลบแสดงว่าการตั้งค่าเทคนิคน้อยเกินไป ซึ่งโปรแกรมควบคุมกระบวนการทำงานและการบริหารจัดการข้อมูลภาพรังสีของชุดแปลงสัญญาณเอกซเรย์เป็นดิจิทัลของแผ่นรับภาพ (flat panel detector) เครื่องหมายการค้า VIVIX รุ่น FXRD-1417NAW กำหนดค่าDI ที่ ± 2 คือช่วงที่เหมาะสม โดยค่าที่เท่ากับ 0 หรือใกล้เคียงกับ 0 จะบอกถึงการกำหนดเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมที่สุดโดยค่า DI จะมีความสัมพันธ์กับค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่กำหนดโดยบริษัทหรือผู้ใช้งาน (target exposure index: EI_t) จากการทดลองถ่ายภาพเอกซเรย์หุ่นจำลอง โดยใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงสุดคงที่ 80 kVpและปรับเฉพาะค่า mAsตั้งแต่ 4 mAs – 16 mAs พบว่าค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสม คือ 80 kVp 5 mAs, 80 kVp 6.3 mAs, 80 kVp 7.1 mAs, 80 kVp 8 mAs, 80 kVp 9 mAs, 80 kVp 10 mAs, และ80 kVp 11 mAsตามลำดับซึ่งกำหนดไว้สูงกว่า การศึกษาของ AAPMกับ Steven Don และคณะ⁽¹¹⁾ ที่กำหนดค่า DI= ± 5 เป็นช่วงที่กำหนดค่าเทคนิคที่เหมาะสม ค่า DI + 1ถึง +3 แสดงถึงการตั้งค่าเทคนิคที่สูง (overexposure) ค่า DI มากกว่า +3 ควรจะเอกซเรย์ซ้ำ และควรจะต้องมีการบริหารจัดการเพื่อไม่ให้มีการตั้งค่าเทคนิคที่สูงเกินไป และค่า DI -1 ถึง -3 แสดงถึงการตั้งค่าเทคนิคที่น้อย (underexposure) ควรปรับค่ารังสีแพทย์ เพราะภาพอาจมีสัญญาณรบกวน (noise)

อาจจะต้องการเอกซเรย์ซ้ำ ถ้าค่า DI ต่ำกว่า -3 ต้องเอกซเรย์ใหม่ โดยเทคนิคที่เหมาะสมที่สุด เมื่อวิเคราะห์จากค่า $DI = \pm 2$ เท่ากับ 80 kVp 7.1 mAs มีค่า DI ที่จอแสดงผลใกล้เคียงกับ 0 ที่สุด คือ 0.1 เมื่อกำหนดค่า target exposure index ที่ 400 ปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับในช่วงของค่าเทคนิคที่เหมาะสม มีค่า ESAK เท่ากับ 0.50 mGy, แต่จากเทคนิคที่เหมาะสมที่สุดจากการทดลองครั้งแรก ทดลองกำหนดค่า EL_T ที่แตกต่างกัน โดยกำหนดค่า EL_T ที่ 200-700 จะพบว่า เมื่อกำหนดค่า EL_T มากขึ้น ค่า DI ที่จอแสดงผลจะน้อยลง ซึ่งแสดงว่า จะต้องปรับค่าเทคนิคให้มากขึ้นเพื่อให้ค่า DI เท่ากับ 0 หรือใกล้เคียงกับ 0 ดังนั้นการตั้งค่าเทคนิคให้เหมาะสมในระบบการสร้างภาพดิจิทัล จะสัมพันธ์กับค่า target exposure index: EL_T ที่กำหนดมาจากบริษัท หรือถูกกำหนดโดยผู้ใช้งาน การกำหนดค่า EL_T ที่สูงจะทำให้ผู้ป่วยมีความเสี่ยงที่จะได้รับปริมาณรังสีที่สูงขึ้น แม้ว่าจะดูเหมือนว่าเทคนิคที่ใช้ นั้นเหมาะสมก็ตามตลอดจนปัจจัยพื้นฐานของเทคนิคการให้ปริมาณรังสีการถ่ายภาพเอกซเรย์คือ ค่า kVp และ mAs เป็นค่าที่มีความสัมพันธ์กัน การปรับเพิ่มหรือลดค่าดังกล่าวก็จะสัมพันธ์

กับปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับ เช่นการปรับเพิ่มค่า kVp 15 % และลด mAs ลงครึ่งหนึ่ง ความดำของภาพเท่าเดิมซึ่งเป็นเทคนิคที่ใช้ในระบบบันทึกภาพด้วยฟิล์มเอกซเรย์ที่จะได้ภาพคล้ายกับภาพเดิม[2] แต่เมื่อคำนวณปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับจากโปรแกรมคำนวณปริมาณรังสีที่กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์แนะนำให้ใช้กับลดลงแต่ปัจจัยบ่งชี้ที่สำคัญสำหรับการสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัล คือค่า EI สูงขึ้น ซึ่งบ่งชี้ถึงมีการใช้ปริมาณรังสีที่สูงขึ้น ซึ่งเป็นประเด็นที่อาจจะต้องมีการศึกษาเพิ่มเติมถึงการใช้เทคนิค การตั้ง kVp ให้สูงในระบบดิจิทัลและลดค่า mAs จะมีผลต่อคุณภาพของภาพรังสีมากน้อยเพียงใด เนื่องจากปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับลดลงแต่ค่า EI ถึงสูงขึ้นแต่อย่างไรก็ตามเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมในระบบดิจิทัลค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี(exposure index: EI) ควรมีค่าอยู่ในช่วงที่บริษัทให้คำแนะนำ และการกำหนดค่า EL_T ไม่ให้สูงเกินไปตลอดจนการปรับเปลี่ยนค่าเทคนิคต่าง ๆ จะสามารถลดปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้รับจากการเอกซเรย์ได้



รูปที่ 9 แสดงถึงภาพที่ใช้ค่าเทคนิคที่ underexposure, overexposure และค่าเทคนิคที่เหมาะสม (optimal)

ที่มา: กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระพุทธบาท

ข้อเสนอแนะ

จากผลการศึกษาเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลสิ่งที่สำคัญเมื่อเริ่มต้นใช้งานระบบการสร้างภาพรังสีระบบดิจิทัลช่วงแรกควรศึกษาโปรแกรมกระบวนการทำงานและการบริหารจัดการข้อมูลภาพรังสีของบริษัทที่ใช้งาน เนื่องจากแต่ละบริษัทก็จะมี ความแตกต่างกันไป ทั้งเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่ใช้กับชุดแปลงสัญญาณเอกซเรย์เป็นดิจิทัลการกำหนดและปรับค่าโปรโตคอลต่างของโปรแกรมจัดการข้อมูลภาพรังสี ซึ่งเป็นปัจจัยหนึ่งที่จะทำให้การตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีมีความเหมาะสม ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ โดยเฉพาะโปรโตคอลต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับคุณภาพของภาพรังสี เช่น ความคมชัด (sharpness) คอนทราสต์ (contrast) และความสว่าง (brightness) ซึ่งเกี่ยวข้องกับ density ของ

ภาพรังสี ซึ่งโปรแกรมบริหารจัดการภาพรังสีจะแสดงค่าต่าง ๆ เป็นค่าตัวเลขเพื่อให้ผู้ใช้งานกำหนดเป็นค่าสำหรับใช้งานเมื่อปรับได้ตามต้องการแล้ว ซึ่งในการปรับภาพจะต้องทำในทุก ๆ ส่วนที่เอกซเรย์ (body part) และทุก ๆ position ซึ่งภาพรังสีในครั้งต่อไปจะได้ภาพตามที่เรากำลังต้องการโดยที่ไม่ต้องทำการปรับภาพบ่อย ๆ แต่ปัจจัยพื้นฐานของการสร้างภาพทางรังสียังเป็นเรื่องที่ยังต้องคำนึงถึงอย่างมากไม่ว่าจะเป็น การกำหนดค่า kVp, mAs, FFD, ขนาดลำรังสีการใช้หรือไม่ใช้ Grid หรือแม้แต่การจัดท่าผู้ป่วยที่ไม่ถูกต้อง จะมีผลต่อคุณภาพของภาพรังสีและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ

สรุป

การตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมในระบบดิจิทัล จะวิเคราะห์จากค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (EI) ที่เท่ากับหรือใกล้เคียงกับค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่กำหนดไว้ (EI_p) และค่าความเบี่ยงเบนดัชนีชี้วัดปริมาณรังสี (DI)

ที่เท่ากับ 0 หรือใกล้เคียงที่สุด การกำหนดค่า EL_t ที่สูงจะทำให้การตั้งค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีสูงขึ้น และการทราบค่าปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วย

จากการตั้งค่าเทคนิคจะสามารถนำมาประยุกต์และปรับค่าเทคนิคการให้ปริมาณรังสีในการทำงานเพื่อลดการได้รับรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้

เอกสารอ้างอิง

1. เพชรกร หาญพานิชย์ และ วัลลภ เหล่าไพบูลย์. ระบบสื่อสารและการเก็บข้อมูลภาพทางการแพทย์ [อินเทอร์เน็ต]. 2550[เข้าถึงเมื่อ10สิงหาคม 2561]; 22:115-123. เข้าถึงได้จาก: http://www.smj.ejnal.com/e-journal/showdetail/?show_detail-T&art_id=1339
2. ขวลิท วงษ์เอก. เทคนิคการให้ปริมาณรังสีเพื่อถ่ายภาพเอกซเรย์. [อินเทอร์เน็ต]. [เข้าถึงเมื่อ10 สิงหาคม 2561]; เข้าถึงได้จาก: <http://www.mt.mahidol.ac.th/e-learning/MTRD310/w%20second/s1.htm>
3. Seeram E, Davidson R, Bushong S, Swan H. Optimizing the exposure indicator as a dose management strategy in computed radiography. Radiol Technol 2016; 87(4):381-91.
4. Seeram E, Davidson R, Bushong S, Swan H. Radiation dose optimization research: exposure technique approaches in CR imaging: A literature review Radiography 2013; 19(4):331-8.
5. Brindhavan A, Al Khalifah K. Radiation dose in pelvic imaging. Radiol technol. 2005; 77(1):32-40.
6. Geijer H, Norrman E, Persliden J. Optimizing the tube potential for lumbar spine radiography with a flat-panel digital detector. Br J Radiol 2009; 82(973):62-8.
7. Fauber TL, Cohen TF, Dempsey MC. High kilovoltage digital exposure techniques and patient dosimetry. Radiol Technol 2011; 82(6):501-10.
8. Tilak RD, Shanthi K. Analysis on x-ray parameters of exposure by measuring x-ray tube voltage and time of exposure. The IJES 2014; 3(6):69-73.
9. Uffmann M, Neitzel U, Prokop M, et al. Flat-panel-detector chest radiography:effect of tube voltage on image quality. Radiology 2005; 235:642–50.
10. Uffmann M, Schaefer-Prokop C. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. Eur J Radiol 2009; 72(2):202-8.
11. Don S, Whiting BR, Rutz LJ, Apgar BK. New exposure indicators for digital radiography simplified for

- radiologists and technologists. AJR 2012; 199(6):1337-41.
12. บรรจง เขื่อนแก้ว. คุณภาพของภาพรังสี. พิมพ์ครั้งที่ 1. ขอนแก่น: หจก.โรงพิมพ์ คลังน่านวิทยา, 2551.
13. American Association of Physicists in Medicine. AAPM report No.116: An exposure indicator for digital radiography.[internet]. 2009[cited 2018 August 10]. Available from: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_116.pdf