

# การประยุกต์ใช้ตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟีสำหรับวัดปริมาณรังสี

## Application of detectors in computed radiography systems for radiation dosimetry

■ ธีรรัตน์ ชูศิลป์\*

Thunyarat Chusin\*

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัดพิษณุโลก

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

\* ผู้รับผิดชอบบทความ (Email: thunyaratc@nu.ac.th)

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

Received November 2015

Accepted as revised December 2015

### Abstract

**Introduction:** Computed radiography (CR) system has rapidly replaced screen-film imaging system in recent years. The imaging plate (IP) which is the detector of CR system. Its potential to store energy proportional to the amount of radiation reaching detector is represented by exposure indicator (EI) values.

**Objectives:** To measure radiation output from x-ray tube and to investigate the radiation dose measurement capability of IP by calibration with an ionization chamber which is the standard radiation dosimeter.

**Materials and Methods:** Radiation output from x-ray tube was measured using IP and ionization chamber under the conditions of tube voltages from 50 to 120 kV, tube current-time product from 3.2 to 32 mAs and added filtration from 0 to 0.3 mmCu. All measurements of 80 conditions were acquired in triplicate. The radiation dose in IP was calculated using EI values applying the specified equation  $EI=1000 \times \log(E/E_0)+C$ .

**Results:** Radiation dosimetry using IP and equation can estimate the exposure dose in range with limits of 0.1 to 10.3  $\mu\text{C kg}^{-1}$ . This is a smaller range than that of the ionization chamber of 0.2 to 90.5  $\mu\text{C kg}^{-1}$ . Maximum discrepancy of the purposed radiation dosimetry after applied conversion factors was -6.3%, which is within that  $\pm 8\%$  recommended by the International Atomic Energy Agency (IAEA) technical reports series number 457.

**Conclusion:** The imaging plate of CR systems would be applicable to radiation dosimetry in diagnostic radiology.

*Bull Chiang Mai Assoc Med Sci 2016; 49(1): 114-122. Doi: 10.14456/jams.2016.1*

**Keywords:** Computed radiography, imaging plates, radiation dosimetry

## บทคัดย่อ

**บทนำ:** ปัจจุบันการสร้างภาพถ่ายภาพทางรังสีวิทยาด้วยระบบคอมพิวเตอร์ถูกนำมาใช้งานแทนระบบฟิล์ม-สกรีนอย่างรวดเร็วในระบบมีอิมเมจิง เพลต เป็นตัวรับภาพของระบบซึ่งสามารถเก็บพลังงานตามสัดส่วนของปริมาณรังสีที่ได้รับและแสดงออกมาในรูปของค่าดัชนีปริมาณรังสี

**วัตถุประสงค์:** เพื่อวัดปริมาณรังสีที่ปล่อยออกจากหลอดเอกซเรย์และประเมินประสิทธิภาพการวัดปริมาณรังสีของอิมเมจิง เพลต ด้วยการสอบเทียบกับหัววัดรังสีมาตรฐานชนิดไอออนไนเซชัน แคมเบอร์

**วัสดุและวิธีการ:** การวัดปริมาณรังสีที่ปล่อยออกจากหลอดเอกซเรย์ใช้วิธีการประเมินค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ในช่วง 50 ถึง 120 กิโลโวลต์ ค่ากระแสหลอดคูณเวลาในช่วง 3.2 ถึง 32 มิลลิแอมแปร์วินาที และเพิ่มค่าการกรองรังสีระหว่าง 0 ถึง 0.3 มิลลิเมตรทองแดง การวัดปริมาณรังสีทั้งหมด 80 เทคนิค ทำการวัดซ้ำเทคนิคละ 3 ครั้ง ปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เพลต วัดได้จะถูกคำนวณจากค่าดัชนีปริมาณรังสีภายใต้สมการจำเพาะ  $EI=1000 \times \log(E/E_0)+C$

**ผลการศึกษา:** ผลการวัดปริมาณรังสีโดยใช้อิมเมจิง เพลต และผลที่ได้จากการคำนวณพบว่าสามารถประเมินค่าปริมาณรังสีที่ปล่อยออกจากหลอดเอกซเรย์ได้ในช่วงจำกัดระหว่าง 0.1 ถึง 10.3 ไมโครคูมมบ์ต่อกิโลกรัม และเป็นช่วงที่น้อยกว่าหัววัดรังสี ไอออนไนเซชัน แคมเบอร์ประเมินได้ซึ่งมีค่าอยู่ระหว่าง 0.2 ถึง 90.5 ไมโครคูมมบ์ต่อกิโลกรัม ค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดของการวัดปริมาณรังสีจากวิธีการที่ศึกษาหลังการใช้ค่าแก้ปัจจัย คือ ร้อยละ -6.3 ซึ่งอยู่ภายในเกณฑ์ยอมรับร้อยละ  $\pm 8$  ของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศในรายงานทางเทคนิค ฉบับที่ 457

**สรุปผลการศึกษา:** มีความเป็นไปได้ในการนำแผ่นอิมเมจิง เพลต ไปประยุกต์ใช้สำหรับวัดปริมาณรังสีในงานรังสีวินิจฉัยวารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่ 2559; 49(1): 114-122. Doi: 10.14456/jams.2016.1

**คำรหัส:** คอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี อิมเมจิง เพลต การวัดปริมาณรังสี

## บทนำ

ปัจจุบันมีการนำเทคโนโลยีการสร้างภาพด้วยระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี (computed radiography; CR) มาใช้แทนที่ระบบฟิล์ม-สกรีนมากขึ้นสำหรับการถ่ายภาพทางรังสีวินิจฉัยทั่วไป ด้วยคุณสมบัติเฉพาะของตัวรับภาพหรืออิมเมจิง เพลต (imaging plate; IP) ที่สามารถบันทึกปริมาณรังสีที่ตกกระทบได้ในช่วงกว้างกว่าฟิล์ม<sup>1</sup> ปริมาณรังสีที่บันทึกได้จะถูกนำมาใช้สร้างภาพถ่ายภาพทางรังสีแบบดิจิทัลด้วยระบบคอมพิวเตอร์ที่เพิ่มความสะดวกรวดเร็วในกระบวนการสร้างภาพมากขึ้น นอกจากนี้ ข้อมูลที่ได้ยังสามารถนำมาประมวลผลเพื่อปรับปรุงคุณภาพของภาพได้ภายหลัง ทำให้สามารถลดอัตราฟิล์มเสียจากการปรับตั้งค่าเทคนิคที่ไม่เหมาะสมได้มากขึ้น ปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เพลต บันทึกได้จะถูกจัดเก็บเป็นค่าบ่งชี้

Bull Chiang Mai Assoc Med Sci

ปริมาณรังสี (exposure indicators) ซึ่งสัมพันธ์และสอดคล้องกับค่าปริมาณแสงที่อิมเมจิง เพลต ปลดปล่อยออกมาเมื่อได้รับการกระตุ้น (photostimulated luminescence; PSL) ในกระบวนการอ่านและแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัลเพื่อสร้างภาพถ่ายภาพทางรังสีในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี โดยปริมาณแสงที่เกิดขึ้นเป็นสัดส่วนกับปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เพลต ดูดกลืนไว้ ในทางคลินิกค่านี้จะใช้ในการประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้สำหรับสร้างภาพทางรังสีด้วยระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี<sup>1,2</sup> ปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เพลต ได้รับ ควรจะอยู่ในช่วงที่เหมาะสมสำหรับใช้ในการประมวลผลภาพด้วยอัลกอริทึมต่างๆ เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพเพียงพอในการวินิจฉัยโรค ค่าบ่งชี้ปริมาณรังสีมีความแตกต่างกันในผู้ผลิตและจำหน่ายระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี แต่ละรายเนื่องจาก

อัลกอริทึมที่ใช้ในการประมวลผลและเทคโนโลยีของอุปกรณ์ที่ใช้ในกระบวนการแปลงสัญญาณ สำหรับอิมเมจิง เฟลตของบริษัท Carestream Health ได้กำหนดค่าปัจจัยปริมาณรังสีไว้ในรูปของค่าดัชนีปริมาณรังสี (exposure index; EI) โดยคำนวณจากค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีในแต่ละพิกเซล (pixel) ของบริเวณที่สนใจบนภาพถ่ายทางรังสีซึ่งสัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เฟลต ได้รับแบบลอการิทึม ดังสมการ<sup>1,2</sup>

$$EI = 1000 \times \log\left(\frac{E}{E_0}\right) + C$$

|       |                |                                                                                                                                                                                                                                             |
|-------|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| เมื่อ | EI             | คือค่าดัชนีปริมาณรังสี                                                                                                                                                                                                                      |
|       | E              | คือปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เฟลต ได้รับในหน่วยมิลลิเรนต์เกน (milli-Roentgen; mR)                                                                                                                                                              |
|       | E <sub>0</sub> | คือปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เฟลต เท่ากับ 1 มิลลิเรนต์เกน                                                                                                                                                                                      |
|       | C              | คือค่าคงที่สำหรับคุณลักษณะสำหรับรังสี โดยที่ค่าความต่างศักย์หลอด 80 กิโลโวลต์ ร่วมกับแผ่นกรองรังสีความหนา 0.5 มิลลิเมตรทองแดง (millimeter of copper; mmCu) และ 1.0 มิลลิเมตรอะลูมิเนียม (millimeter of aluminum; mmAl) จะมีค่าเท่ากับ 2,000 |

คุณสมบัติการบันทึกค่าปริมาณรังสีของอิมเมจิง เฟลต อาจนำมาประยุกต์ใช้ในการวัดและคำนวณปริมาณรังสีสำหรับประเมินคุณภาพลำรังสีและการวัดปริมาณรังสีที่ปล่อยออกจากหลอดเอกซเรย์ได้เช่นเดียวกับหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแบบเบอร์ก ที่ใช้เป็นเครื่องมือวัดรังสีวิธีมาตรฐานในปัจจุบัน<sup>3,4</sup> แต่หัววัดรังสีดังกล่าวมีราคาแพง จึงเป็นข้อจำกัดสำหรับหน่วยงานที่จะทำการวัดปริมาณรังสีเพื่อประเมินคุณภาพของเครื่องมือทางรังสีวิทยา อย่างไรก็ตาม มีงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับการประยุกต์ใช้อิมเมจิง เฟลต สำหรับวัดปริมาณรังสี ด้วยการสร้างสมการคำนวณเฉพาะจากตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีที่ได้จากบริษัท Fuji รายงานดังกล่าวพบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เฟลต วัดได้อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ  $\pm 5^{5,6}$  ซึ่งสามารถนำมาใช้วัดปริมาณรังสีแทนหัววัดรังสีได้ แต่คณะผู้วิจัยยังไม่ได้ศึกษาการวัดปริมาณรังสีด้วยอิมเมจิง เฟลต ชนิดอื่นที่มีคุณสมบัติทางกายภาพ (physical characteristic) แตกต่างกันและมีใช้อยู่หลากหลายในปัจจุบัน รวมถึงค่าตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีของระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี ที่มีการคำนวณด้วยตัวแปรและสมการที่แตกต่างกันไปตามเทคโนโลยีของระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี ในแต่ละบริษัท

จากปัจจัยที่ส่งผลต่อการวัดและคำนวณปริมาณรังสีที่แตกต่างกัน จึงจำเป็นต้องมีการศึกษาประสิทธิภาพในการวัดปริมาณรังสีของอิมเมจิง เฟลต อื่นๆ ตามปัจจัยของอิมเมจิง เฟลต แต่ละชนิด เพื่อเป็นแนวทางในการนำอิมเมจิง เฟลต มาประยุกต์ใช้เป็นเครื่องมือวัดปริมาณรังสีได้มากยิ่งขึ้น งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวัดปริมาณรังสีที่ปล่อยออกมาจากหลอดเอกซเรย์และประเมินประสิทธิภาพการวัดปริมาณรังสีของอิมเมจิง เฟลต ด้วยการสอบเทียบกับหัววัดรังสีมาตรฐานชนิดไอออนไนเซชัน แบบเบอร์ก

## วัสดุและวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการวัดค่าปริมาณรังสีที่ปลดปล่อยออกจากหลอดเอกซเรย์ (x-ray output) ในช่วงที่ใช้งานทางรังสีวินิจฉัยของเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป<sup>6</sup> (บริษัท Siemens รุ่น Multix top®) ตั้งค่าเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพทางรังสีทั้งหมด 80 เทคนิค โดยมีความต่างศักย์หลอด 50, 70, 90 และ 120 กิโลโวลต์ ค่ากระแสหลอดคูณเวลาที่ 3.2, 10, 18, 25 และ 32 มิลลิแอมแปร์วินาที และปรับเปลี่ยนการกรองรังสีโดยใช้ และไม่ใช้แผ่นกรองรังสีที่มีความหนา 0.1, 0.2 และ 0.3 มิลลิเมตรทองแดง ซึ่งให้คุณภาพของลำรังสีที่แตกต่างกัน การวัดและเก็บข้อมูลปริมาณรังสีใช้หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแบบเบอร์ก (บริษัท Radcal รุ่น 9060®) ที่ผ่านการสอบเทียบมาตรฐานจากกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ (secondary standard dosimetry laboratory; SSDL) เปรียบเทียบกับอิมเมจิง เฟลต ขนาด 14×17 นิ้ว (บริษัท Carestream Health) ซึ่งมีการควบคุมคุณภาพของเครื่องมืออย่างต่อเนื่อง ทั้งนี้เพื่อลดปัจจัยที่อาจส่งผลต่อการวัดปริมาณรังสีและทำให้ค่าปริมาณรังสีที่วัดได้เกิดความคลาดเคลื่อน มีการติดตั้งเครื่องมือวัดรังสีบนอุปกรณ์ติดตั้งที่มีความสูงจากพื้น 30 เซนติเมตร (รูปที่ 1) เพื่อป้องกันรังสีกระเจิงจากพื้นสู่เครื่องมือ กำหนดระยะจากจุดโฟกัสของหลอดเอกซเรย์ถึงหัววัดรังสีไว้คงที่ 150 เซนติเมตร และกำหนดพื้นที่ของลำรังสี (field size) ที่ปล่อยออกมาคงที่เท่ากับ 8x8 ตารางเซนติเมตร<sup>6</sup> โดยวางเครื่องมือวัดรังสีไว้ตำแหน่งกึ่งกลางของลำรังสี

ค่าปริมาณรังสีที่ได้จากวิธีมาตรฐานสามารถอ่านได้โดยตรงจากชุดแสดงผลของหัววัดรังสีไอออนไนเซชันแบบเบอร์กในหน่วยมิลลิเรนต์เกน โดยวัดค่าปริมาณรังสีของแต่ละเทคนิคซ้ำ 3 ครั้งทั้ง 80 เทคนิค จากนั้นหาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยของแต่ละเทคนิคที่วัดได้ เพื่อใช้เป็นค่าปริมาณรังสีอ้างอิงสำหรับการวิเคราะห์หาค่าร้อยละของความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่วัดได้จากวิธีการประยุกต์ใช้ตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี สำหรับค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการประยุกต์ใช้ตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี นั้น

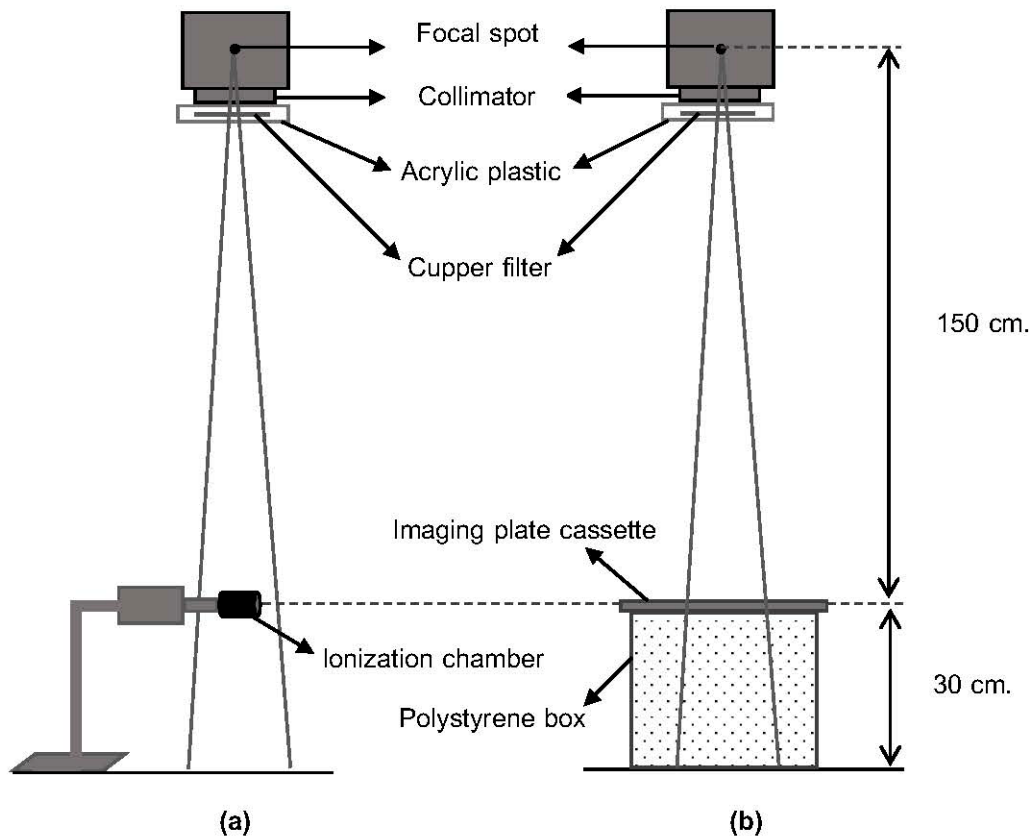


Figure 1 Radiation output measurement arrangements of (a) ionization chamber and (b) imaging plate.

หาได้โดยนำอิมเมจจิง เฟลต ที่ผ่านการฉายรังสีในแต่ละเทคนิคมาอ่านข้อมูลทีบันทึกไว้ด้วยเครื่องอ่านในระบบคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟฟี (บริษัท Carestream Health รุ่น Vita CR®) ภายใน 3 นาที หลังการฉายรังสี เพื่อควบคุมการลดลงของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนไว้ในอิมเมจจิง เฟลต จากปรากฏการณ์เรืองแสงตามธรรมชาติของผลึก (phosphorescence) ที่เป็นโครงสร้างของอิมเมจจิง เฟลต<sup>1</sup> และเลือกใช้วิธีการประมวลผลภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัล (digital image processing) ที่ยังไม่มีมีการปรับแต่งภาพและไม่มีมีการปรับค่าการแสดงผล (windowing) ข้อมูลภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลที่ได้จากการอ่านถูกนำมาวัดค่าพิกเซลเฉลี่ย (mean pixel value) ในบริเวณที่สนใจ (region of interest; ROI) ด้วยโปรแกรมอิมเมจ เจ (Image J) โดยกำหนดพื้นที่สี่เหลี่ยมในการวัดขนาด 2,960 ตารางมิลลิเมตร (กว้าง 54.4 มิลลิเมตร ยาว 54.4 มิลลิเมตร) พื้นที่ดังกล่าวมีค่าเทียบเคียงกับพื้นที่วัดรังสีของหัววัดรังสีไอออนไนเซชันแคมเบอร์ ขนาด 2,966 ตารางมิลลิเมตร ซึ่งคำนวณได้จากพื้นที่ผิวข้างของทรงกระบอกของหัววัดรังสีไอออนไนเซชันแคมเบอร์ ที่มีเส้นผ่าศูนย์กลางยาว 24.6 มิลลิเมตร และความสูง 38.4 มิลลิเมตร<sup>6</sup> กำหนดพิกัดของ ROI ในการวัดทุกๆ ภาพที่ตำแหน่ง X เท่ากับ 146.0 และ Y เท่ากับ 192.6 ค่าพิกเซลที่วัดได้ คือค่าดัชนีปริมาณรังสีของภาพถ่ายทางรังสีแบบ

ดิจิทัล<sup>2</sup> ในแต่ละภาพจากเทคนิคที่แตกต่างกัน นำไปใช้ในการคำนวณหาปริมาณรังสีที่อิมเมจจิง เฟลต วัดได้ ด้วยสมการคำนวณค่าดัชนีปริมาณรังสี  $EI = [1,000 \times \log(E/E_0)] + C^{1,2}$  ซึ่งเป็นสมการตั้งต้น เมื่อค่า E คือ ปริมาณรังสีที่อิมเมจจิง เฟลต ได้รับในหน่วย mR และ  $E_0$  คือ ปริมาณรังสีที่อิมเมจจิง เฟลต เท่ากับ 1 mR สำหรับ C คือ ค่าคงที่เท่ากับ 2,000<sup>1,2</sup> ดังนั้นปริมาณรังสีที่อิมเมจจิง เฟลต จึงคำนวณได้ดังสมการ

$$E = 10^{[(EI - 2,000) / (1,000)]}$$

เมื่อ E คือปริมาณรังสีที่อิมเมจจิง เฟลต วัดได้ที่ค่าเทคนิคใดๆ ในหน่วยมิลลิเร็นต์เกน  
EI คือค่าเฉลี่ยของดัชนีปริมาณรังสีที่ค่าเทคนิคใดๆ เมื่อใช้อิมเมจจิง เฟลต แผ่นเดียวกันวัดปริมาณรังสีซ้ำ 3 ครั้ง

เมื่อคำนวณค่าปริมาณรังสีที่อิมเมจจิง เฟลต วัดได้ในแต่ละเทคนิคแล้ว นำมาวิเคราะห์หาค่าร้อยละของความคลาดเคลื่อนโดยเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงที่ได้จากการวัดด้วยหัววัดรังสีไอออนไนเซชัน แคมเบอร์ เพื่อประเมินประสิทธิภาพการวัดรังสีของตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟฟี ดังสมการ

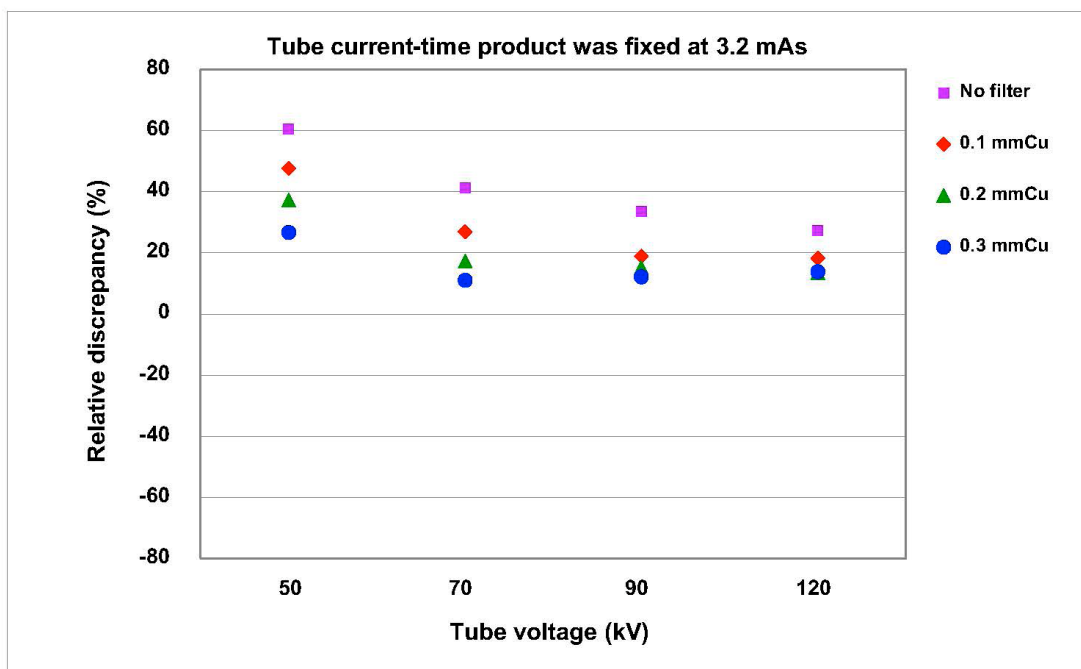
$$U = \left( \frac{E_{IC} - E_{IP}}{E_{IC}} \right) \times 100$$

เมื่อ U คือค่าร้อยละของความคลาดเคลื่อนในการวัดปริมาณรังสีของตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี  
 $E_{IC}$  คือปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน แคมเบอร์  
 $E_{IP}$  คือปริมาณรังสีที่วัดและคำนวณได้จากตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี

### ผลการศึกษา

การศึกษานี้ทำการวัดปริมาณรังสีที่ปลดปล่อยออกจากหลอดเอกซเรย์ในช่วงที่ใช้งานทางรังสีวินิจฉัยด้วยค่าเทคนิคที่ใช้ในการถ่ายภาพทางรังสีทั้งหมด 80 เทคนิค โดยมีการ

ปรับตั้งค่าความต่างศักย์หลอด ค่ากระแสหลอดคูณเวลา และค่าการกรองรังสีที่แตกต่างกัน ผลการศึกษาพบว่าหัววัดรังสีไอออนไนเซชัน แคมเบอร์ สามารถวัดปริมาณรังสีได้ทั้ง 80 เทคนิค ค่าปริมาณรังสีที่วัดได้อยู่ในช่วง 0.2 ถึง 90.5 ไมโครคูลอมบ์ต่อกิโลกรัม (0.6 ถึง 350 มิลลิเรนต์เกน) ในขณะที่ผลการวัดปริมาณรังสีด้วยอิมเมจิง เฟลต สามารถวัดปริมาณรังสีได้ทั้งหมด 52 เทคนิค ปริมาณรังสีที่วัดได้อยู่ในช่วง 0.1 ถึง 10.3 ไมโครคูลอมบ์ต่อกิโลกรัม (0.4 ถึง 39.9 มิลลิเรนต์เกน) ซึ่งต่ำกว่าค่าที่วัดได้จากหัววัดรังสีไอออนไนเซชัน แคมเบอร์ เมื่อนำค่าปริมาณรังสีในช่วงที่อิมเมจิง เฟลต สามารถวัดได้จากเทคนิคที่ใช้ค่ากระแสหลอดคูณเวลาคงที่ เท่ากับ 3.2 มิลลิแอมแปร์วินาที แต่มีการปรับเปลี่ยนค่าความต่างศักย์หลอด และการกรองรังสีมาวิเคราะห์หาค่าความคลาดเคลื่อน พบว่าอยู่ในช่วงร้อยละ 11.1 ถึง 60.5 โดยค่าความคลาดเคลื่อนมีแนวโน้มลดลงเมื่อค่าความต่างศักย์หลอดและการกรองรังสีเพิ่มขึ้น (รูปที่ 2)



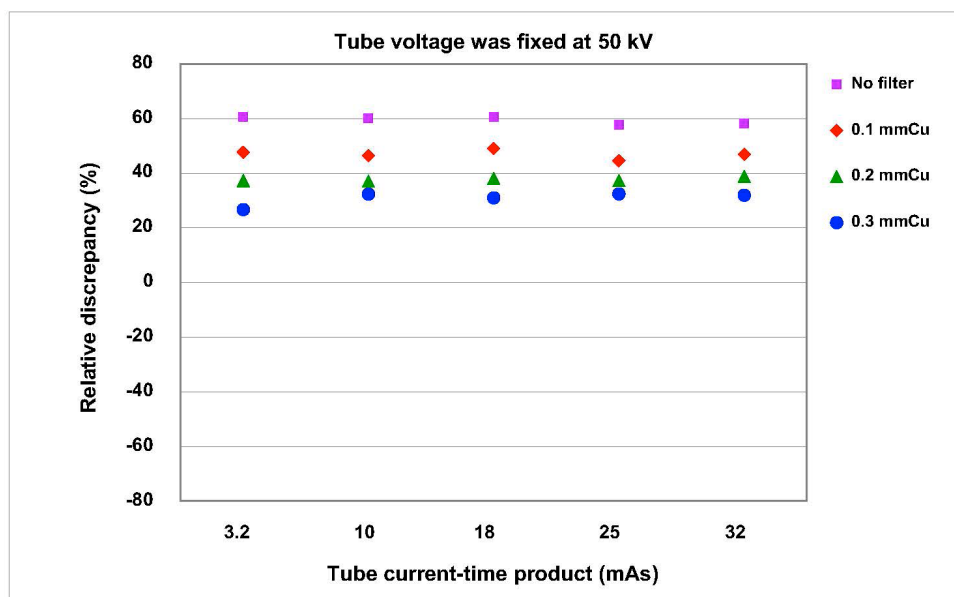
**Figure 2** Relative discrepancy between reference dose and calculated dose under the conditions of tube voltages from 50 to 120 kV and tube current-time product was fixed at 3.2 mAs.

เมื่อพิจารณาที่ค่าความต่างศักย์หลอดคงที่เท่ากับ 50 กิโลโวลต์ แต่มีการปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดคูณเวลา และการกรองรังสี พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงร้อยละ 26.7 ถึง 60.5 ค่าความคลาดเคลื่อนมีแนวโน้มคงที่เมื่อค่ากระแสหลอดคูณเวลาเพิ่มขึ้น และมีแนวโน้มลดลงเมื่อการกรองรังสีเพิ่มขึ้น ดังแสดงในรูปที่ 3 จากการศึกษาพบว่าปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เฟลต วัดได้มีความคลาดเคลื่อนสูงสุดถึงร้อยละ 60.5 ผู้วิจัยจึงทำการหาค่าแก้ปัจจัย (conversion factors) ที่ความต่างศักย์หลอด และการกรองรังสีต่างๆ เนื่องจาก 118 วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่

ผลการศึกษาข้างต้นพบว่าค่าความต่างศักย์หลอด และการกรองรังสีมีผลกับการวัดปริมาณรังสีของอิมเมจิง เฟลต โดยตรง โดย

สมการที่ใช้คำนวณหาค่าแก้ปัจจัย คือ  $K = \frac{E_{IC}}{E_{IP}}$  เมื่อ K คือ

ค่าแก้ปัจจัยที่ความต่างศักย์หลอด และการกรองรังสีใดๆ  $E_{IC}$  และ  $E_{IP}$  คือ ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่วัดได้จากหัววัดรังสีไอออนไนเซชัน แคมเบอร์ และอิมเมจิง เฟลต โดยใช้ความต่างศักย์หลอด และการกรองรังสีใดๆ ตามลำดับ ผลการศึกษาแสดงดังตารางที่ 1 ปีที่ 49 ฉบับที่ 1 มกราคม 2559



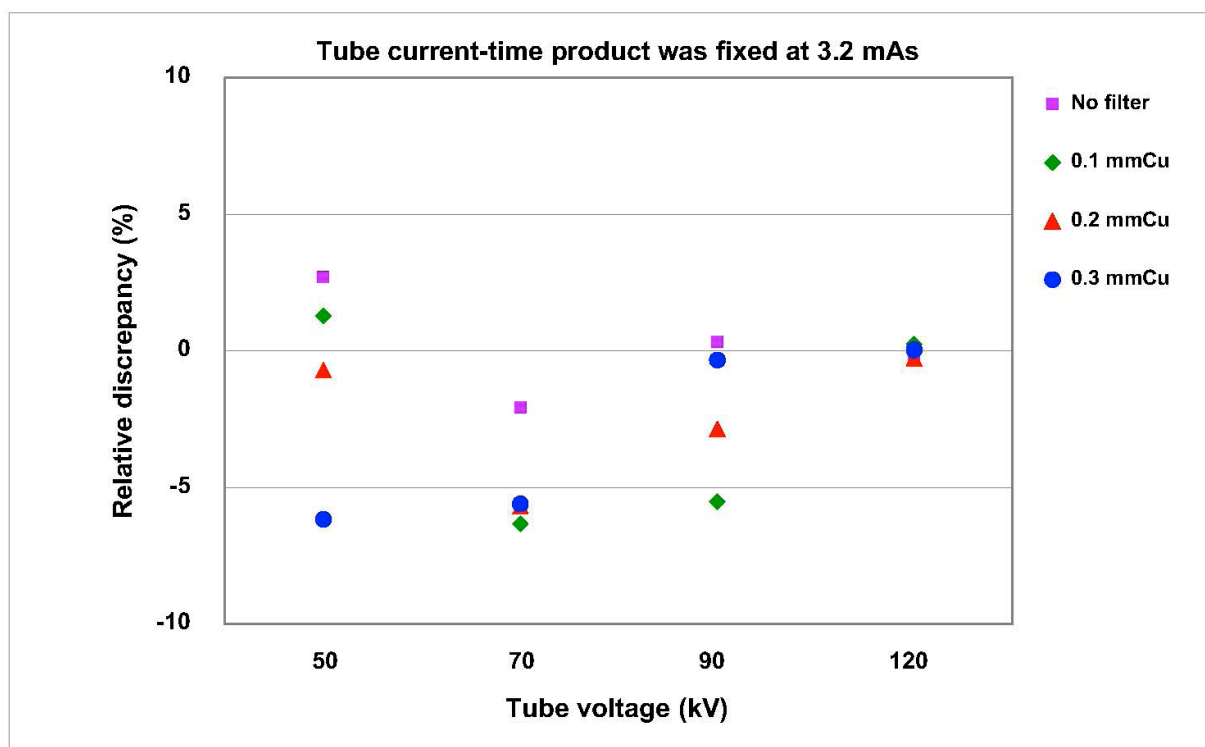
**Figure 3** Relative discrepancy between reference dose and calculated dose under the conditions of tube current-time product from 3.2 to 32 mAs and tube voltage was fixed at 50 kV.

**Table 1** The conversion factors of various tube voltages and filtration.

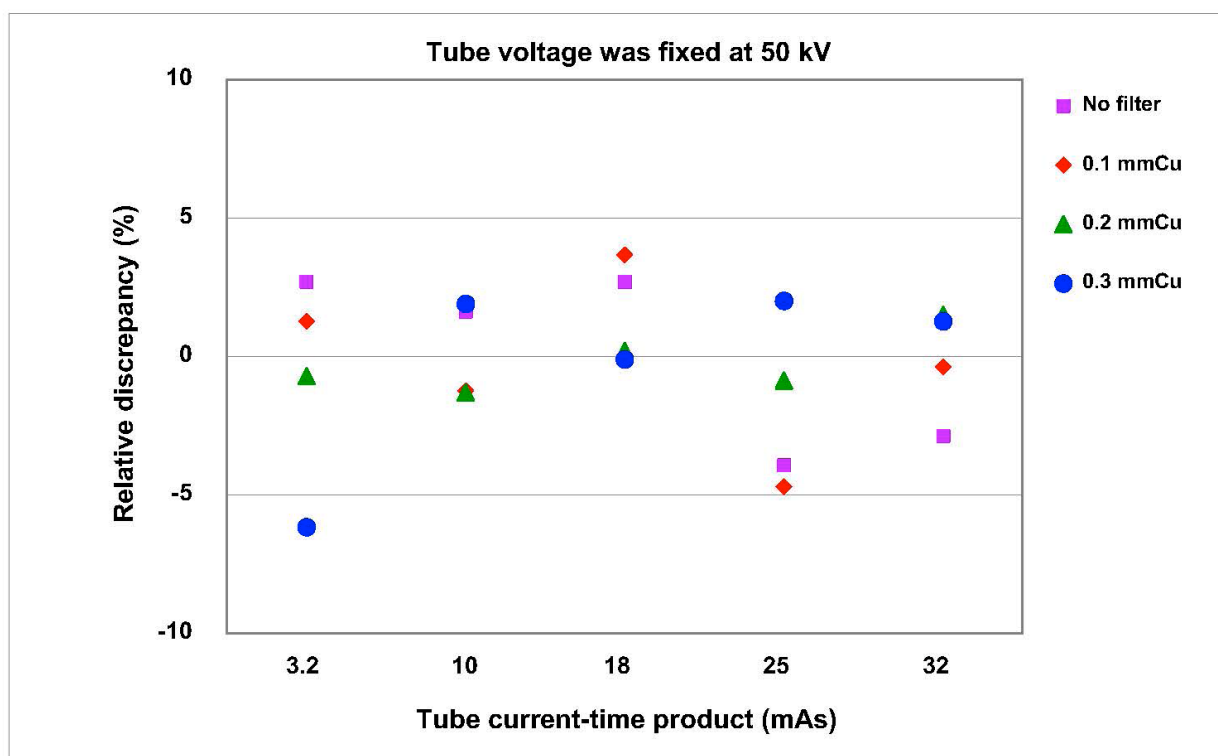
| Tube Voltage<br>(kV) | Filtration |          |          |          |
|----------------------|------------|----------|----------|----------|
|                      | No filter  | 0.1 mmCu | 0.2 mmCu | 0.3 mmCu |
| 50                   | 2.46       | 1.89     | 1.61     | 1.45     |
| 70                   | 1.74       | 1.46     | 1.28     | 1.19     |
| 90                   | 1.50       | 1.30     | 1.21     | 1.14     |
| 120                  | 1.38       | 1.22     | 1.16     | 1.16     |

ค่าแก้ปัจจัยที่ได้ถูกนำมาใช้ร่วมในการคำนวณปริมาณรังสีที่วัดได้จากอิมเมจิง เพลต ดังสมการ  $E = 10^{[(EI-2,000)/(1,000)]} \times K$  ผลการศึกษาพบว่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากสมการดังกล่าวมีค่าใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีไอออนไนเซชันแชนเบอร์ โดยค่าความคลาดเคลื่อนลดลงอยู่ในช่วงร้อยละ -6.3 ถึง 2.7 สำหรับเทคนิคที่ใช้ค่ากระแสหลอดคูณเวลาคงที่

เท่ากับ 3.2 มิลลิแอมแปร์วินาที แต่มีการปรับเปลี่ยนค่าความต่างศักย์หลอดและการกรองรังสี ดังรูปที่ 4 และค่าความคลาดเคลื่อนลดลงอยู่ในช่วงร้อยละ -6.2 ถึง 3.7 สำหรับเทคนิคที่ใช้ค่าความต่างศักย์หลอดคงที่ เท่ากับ 50 กิโลโวลต์ แต่มีการปรับเปลี่ยนค่ากระแสหลอดคูณเวลา และการกรองรังสี ดังรูปที่ 5



**Figure 4** Relative discrepancy between reference dose and the calculated dose with applying conversion factors under the conditions of tube voltages from 50 to 120 kV and tube current-time product was fixed at 3.2 mAs.



**Figure 5** Relative discrepancy between reference dose and the calculated dose with applying conversion factors under the conditions of tube current-time product from 3.2 to 32 mAs and tube voltage was fixed at 50 kV.

## วิจารณ์ผลการศึกษา

จากการศึกษาพบว่าอิมเมจิง เฟลต สามารถวัดรังสีได้ในช่วงจำกัดคือไม่เกิน 10.3 ไมโครคูมบ์ต่อกิโกรัม (39.9 มิลลิเร็นต์เกน) เนื่องจากข้อจำกัดของระบบแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นดิจิทัล (analog to digital converter; ADC) ของเครื่องอ่านในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี ที่สามารถแปลงค่าปริมาณรังสีที่อ่านได้ในรูปของสัญญาณไฟฟ้าเป็นเลขดิจิทัลที่แสดงเป็นค่าพิกเซลในภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลได้สูงสุดเพียง 4,096 ค่า หรือ 12 บิตเท่านั้น การศึกษานี้พบว่าค่าพิกเซลที่วัดได้ในภาพถ่ายทางรังสีแบบดิจิทัลนั้นมีค่าสูงสุดไม่เกิน 3,602 ซึ่งน้อยกว่าค่าที่ควรวัดได้ เนื่องจากมีสัญญาณบางส่วนถูกตัดออกไปเพราะเป็นสัญญาณที่ไม่ได้อยู่ในช่วงที่ใช้ประโยชน์สำหรับการสร้างภาพ (useful signal)<sup>1</sup> จากเหตุผลที่กล่าวมาข้างต้นทำให้การวัดปริมาณรังสีโดยใช้อิมเมจิง เฟลต มีข้อจำกัด เพราะการคำนวณปริมาณรังสีจำเป็นต้องใช้ค่าพิกเซลมาแทนค่าในสมการคำนวณ

เมื่อวิเคราะห์ค่าปริมาณรังสีในช่วงที่อิมเมจิง เฟลต สามารถวัดได้ซึ่งอยู่ระหว่าง 0.1 ถึง 10.3 ไมโครคูมบ์ต่อกิโกรัม พบว่าปริมาณรังสีที่อิมเมจิง เฟลต วัดได้มีค่าน้อยกว่าหวัตรังสีไอออนไนเซชัน แคมเบอร์ ทุกค่าเทคนิค ทั้งนี้อาจเป็นผลจาก fading effect<sup>1</sup> ซึ่งมีโอกาสเกิดขึ้นได้ตั้งแต่มีการฉายรังสีลงบนแผ่นอิมเมจิง เฟลต ประมาณร้อยละ 25<sup>1</sup> แม้จะมีการควบคุมระยะเวลาในการนำแผ่นอิมเมจิง เฟลต มาเข้าเครื่องอ่านในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี แล้วในการทดลอง และผลจากกระบวนการอ่านข้อมูลของอิมเมจิง เฟลต ทำให้มีโอกาสสูญเสียข้อมูลของปริมาณรังสีที่ถูกดูดกลืนไว้ ขณะที่มีการปลดปล่อยปริมาณแสงออกมาเมื่ออิมเมจิง เฟลต ได้รับการกระตุ้นและวัดเป็นค่าสัญญาณแอนะล็อกก่อนถูกแปลงเป็นสัญญาณดิจิทัล นอกจากนี้ประสิทธิภาพการตรวจจับรังสี (detective quantum efficiency) ของอิมเมจิง เฟลต อาจมีผลต่อการวัดปริมาณรังสีเพราะโครงสร้างของอิมเมจิง เฟลต ซึ่งประกอบด้วยสารแบเรียมฟลูออโรโบรไมด์ (barium fluorobromide, BaFBr) มีความสามารถในการดูดกลืน (absorption) โฟตอนช่วงพลังงาน 35 ถึง 50 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ได้สูงสุด<sup>1</sup> ดังนั้นโฟตอนที่มีค่าพลังงานสูงกว่าจะถูกดูดกลืนไว้ในอิมเมจิง เฟลต ได้น้อยลง จึงทำให้สัญญาณที่อ่านได้จากอิมเมจิง เฟลต ต่ำลงด้วย เมื่อคำนวณปริมาณรังสีจึงมีค่าน้อยกว่าที่หวัตรังสีไอออนไนเซชัน แคมเบอร์ วัดได้ และเมื่อเพิ่มความต่างศักย์หลอดและการกรองรังสีมากขึ้น พบว่าความคลาดเคลื่อนมีแนวโน้มลดลง เนื่องจากการเพิ่มความต่างศักย์หลอดและการกรองรังสีส่งผลให้ค่าพลังงานเฉลี่ยของโฟตอนที่ตกกระทบบนอิมเมจิง เฟลต มีค่าสูงขึ้นจึงทำให้ค่าสัญญาณที่อ่านได้สูงขึ้นด้วย นอกจากนี้สมการตั้งต้น

ที่นำมาใช้ในการคำนวณปริมาณรังสียังทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนเนื่องจากสมการดังกล่าวมีค่าคงที่เท่ากับ 2,000 ซึ่งเป็นค่าที่ได้มาจากการสอบเทียบด้วยลำรังสีเอกซ์ (x-ray emission spectrum) ที่มีคุณลักษณะเดียว<sup>2</sup> ดังนั้นเมื่อนำมาใช้กับลำรังสีเอกซ์ที่มีคุณลักษณะแตกต่างกันจึงทำให้ปริมาณรังสีที่คำนวณได้เกิดความคลาดเคลื่อนขึ้น

ผลการศึกษาพบว่าค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณโดยใช้ค่าแก้ปัจจัยที่ความต่างศักย์หลอด และการกรองรังสี ดังแสดงในตารางที่ 1 มีค่าใกล้เคียงกับค่าที่วัดได้จากหวัตรังสีไอออนไนเซชัน แคมเบอร์ มากขึ้น โดยค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดเท่ากับร้อยละ -6.3 ซึ่งอยู่ภายในเกณฑ์ยอมรับร้อยละ  $\pm 8$  ของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศในรายงานทางเทคนิค ฉบับที่ 457<sup>7</sup> และใกล้เคียงกับผลการศึกษาของ Eiji Ariga และคณะที่ใช้ตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์ เรดิโอกราฟี (บริษัท Fuji) สำหรับวัดปริมาณรังสีและคำนวณหาปริมาณรังสีโดยใช้ตัวบ่งชี้ปริมาณรังสีภายใต้สมการเฉพาะ ซึ่งผลการศึกษาที่มีความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงร้อยละ  $\pm 5^6$

## สรุปผลการศึกษา

การศึกษานี้สามารถประยุกต์ใช้ตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟีสำหรับการสร้างภาพมาเพื่อใช้วัดปริมาณรังสีที่ปลดปล่อยออกมาจากหลอดเอกซเรย์ซึ่งมีค่าไม่เกิน 10.3 ไมโครคูมบ์ต่อกิโกรัม โดยค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดของการวัดและคำนวณปริมาณรังสีโดยใช้ค่าแก้ปัจจัยเท่ากับร้อยละ -6.3 ซึ่งอยู่ภายในเกณฑ์ยอมรับร้อยละ  $\pm 8$  ของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศในรายงานทางเทคนิค ฉบับที่ 457 ดังนั้นมีความเป็นไปได้ในการนำตัวรับภาพในระบบคอมพิวเตอร์เรดิโอกราฟีไปประยุกต์ใช้สำหรับวัดปริมาณรังสีในงานรังสีวินิจฉัย เช่น การประเมินปริมาณรังสีที่ปลดปล่อยออกมาจากหลอดเอกซเรย์ และความหนาครึ่งค่าของรังสีเอกซ์ (half value layer: HVL)

## กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณ คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่เอื้อเฟื้อ สถานที่ เครื่องมือ และอุปกรณ์สำหรับวัดปริมาณรังสีในครั้งนี้ และขอขอบคุณ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่สนับสนุนทุนในการทำวิจัย

## References

1. American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No.93: Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems. Maryland: AAPM; 2006.
2. American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No.116: An exposure indicator for digital radiography. Maryland: AAPM; 2009.
3. National Council on Radiation Protection and Measurements. Quality Assurance for Diagnostic Imaging, NCRP Report No.99. Bethesda: NCRP; 1988.
4. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP Publication 103. Oxford: Pergamon Press; 2007.
5. Ariga E, Ito S, Deji S, et al. Determination of half value layers of X-ray equipment using computed radiography imaging plates. Med Phys 2012; 28:71-5.
6. Ariga E, Ito S, Deji S, et al. Development of dosimetry using detectors of diagnostic digital radiography systems. Med Phys 2007; 34:166-74.
7. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Quality Assurance Manual, Technical Report Series No. 457. Vienna: IAEA; 2007.