



# การลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากอุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิด สแตนเลสสตีลของหุ่นจำลองอุ้งเชิงกรานในงานรังสีรักษาระยะใกล้

วิมลมาศ ทองงาม<sup>1\*</sup>, จิตติพงษ์ แก้วเหล็ก<sup>2</sup> และนันทวัฒน์ อู่อี้<sup>1,2</sup>

## Metal Artifact Reduction on CT Pelvis Phantom Images from Stainless Steel Applicators in Brachytherapy

Wimonmart Tong-Ngarm<sup>1\*</sup>, Titipong Kaewlek<sup>2</sup> and Nuntawat Udee<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์ ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000

<sup>2</sup> ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000

<sup>1</sup>Medical Physics Program, Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Muang, Phitsanulok, Thailand 65000

<sup>2</sup>Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Muang, Phitsanulok, Thailand

\* Corresponding author. E-mail address: nuntawatu@nu.ac.th

### บทคัดย่อ

สิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาที่เกิดจากอุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิดสแตนเลสสตีลส่งผลให้การวางแผนการรักษาเพื่อกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะปกติเกิดความผิดพลาดและอาจส่งผลกระทบต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับรักษาผู้ป่วยมะเร็ง อย่างไรก็ตาม สิ่งแปลกปลอมโลหะดังกล่าวสามารถลดได้ด้วยการใช้อัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์ที่เหมาะสม การศึกษาวิจัยในครั้งนี้จึงได้พัฒนาอัลกอริทึมสำหรับลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองอุ้งเชิงกรานที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิดสแตนเลสสตีล โดยใช้วิธีการประมวลผลภาพดิจิทัลเพื่อจำแนกข้อมูลภาพโลหะด้วยเทคนิค k-mean clustering จากข้อมูลภาพต้นฉบับ และทำการประมาณค่าเชิงเส้นของค่าข้อมูลเพื่อทดแทนข้อมูลไซน์แกรมให้สมบูรณ์ ผลการประเมินคุณภาพเชิงปริมาณระหว่างภาพก่อนและหลังการใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ พบว่าสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดขึ้นในภาพได้ทั้งบริเวณที่มีเฉพาะ tandem และบริเวณที่มี tandem และ ovoids อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะชนิด hypodense streak ได้ดี แต่ไม่สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะชนิด hyperdense streak อย่างสมบูรณ์ อย่างไรก็ตามอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่พัฒนาขึ้นสามารถเพิ่มคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และนำไปใช้ในการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากอุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิดสแตนเลสสตีลในงานรังสีรักษาระยะใกล้ได้

**คำสำคัญ:** เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ รังสีรักษาระยะใกล้ อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ อุปกรณ์สอดใส่แร่

### Abstract

Metal artifacts from stainless steel applicators in computed tomography (CT) images can complicatedly delineate of tumor and organs at risk (OARs) and cause critical errors in dose calculation of treatment planning. However, appropriate algorithms can be applied to minimize these artifacts. The purpose of this study was to develop and evaluate a metal artifact reduction algorithm for radiotherapy treatment planning using pelvis phantom images inserted stainless steel applicator. This study used the digital image processing to segment metal objects in initial image, k-mean clustering technique was used. Linear interpolation was restored the data to complete sinogram data. Quantitative image quality of metal artifact reduction comparisons between the initial image and the processed images by using sinogram completion algorithm showed significant reduced both the images containing a tandem and the images containing both a tandem and the ovoids. This algorithm can eliminated hypodense streaks but not completely in hyperdense streaks. However, the sinogram completion algorithm can improve image quality in metal artifact-affected CT images caused by the stainless steel applicator in brachytherapy.

**Keywords:** Computed Tomography, Brachytherapy, Metal Artifacts Reduction Algorithm, Applicator



## บทนำ

โรคมะเร็งเป็นสาเหตุการเสียชีวิตของประชากรไทยอันดับ 1 และมีแนวโน้มเพิ่มสูงขึ้นทุกปี เมื่อทำการจำแนกตามเพศพบว่าโรคมะเร็งเต้านมพบมากที่สุดในประเทศหญิงตามด้วยโรคมะเร็งปากมดลูก (National Cancer Institute department of Medical services ministry of public health, 2013) การรักษาโรคมะเร็งโดยทั่วไปสามารถทำการรักษาได้หลายวิธีทั้งการผ่าตัด เคมีบำบัด ยาฮอร์โมนบำบัด และการรักษาด้วยรังสีรักษา โดยวัตถุประสงค์ของการรักษาแบ่งออกเป็นการรักษาเพื่อหายขาด หรือ บรรเทาอาการ (Srimuninnimit, Sriuranpong, & Laohavinij, 1999) ปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งปากมดลูกด้วยวิธีการทางรังสีรักษาเป็นวิธีที่มีประสิทธิภาพสูง โดยอาจใช้วิธีการรักษาด้วยรังสีระยะไกล ซึ่งเป็นการฉายรังสีจากภายนอกเครื่องเร่งอนุภาค (Linac) เพื่อผลิตเอกซเรย์พลังงานสูงสำหรับการรักษาในบริเวณกว้าง หรือการรักษาด้วยการใส่แร่ (intracavitary brachytherapy) ซึ่งสามารถให้ปริมาณรังสีสูงที่ก้อนมะเร็งในขณะที่เนื้อเยื่อสำคัญบริเวณข้างเคียง เช่น กระเพาะปัสสาวะหรือไส้ตรง ได้รับปริมาณรังสีต่ำ (Asakit, 2011)

สำหรับการรักษาด้วยเทคนิคการใส่แร่เป็นการให้ปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งด้วยการสอดใส่สารกัมมันตรังสีไปยังก้อนมะเร็งด้วยอุปกรณ์สอดใส่แร่ (applicator) เพื่อนำเม็ดแร่เข้าไปยังก้อนมะเร็งอย่างถูกต้องและแม่นยำ โดยวัสดุที่ใช้ในการผลิตอุปกรณ์สอดใส่แร่ดังกล่าวมีหลายประเภท เช่น โทเทเนียม พลาสติกและสแตนเลสสตีล สำหรับโรงพยาบาลทั่วไปนิยมใช้อุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิดสแตนเลสสตีลเนื่องจากมีราคาถูกและคงทนกว่าประเภทวัสดุประเภทอื่น การวางแผนการรักษาด้วยการสอดใส่แร่ในปัจจุบันได้พัฒนาให้มีประสิทธิภาพสูงขึ้นด้วยการวางแผนการรักษาแบบ 3 มิติ ซึ่งใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (CT simulator) สำหรับสร้างภาพถ่ายเอกซเรย์ตัดขวางเพื่อประโยชน์ในการกำหนดตำแหน่งการรักษาได้อย่างถูกต้องแต่ด้วยเหตุที่อุปกรณ์สอดใส่แร่ผลิตจากสแตนเลสสตีลซึ่งมีค่าเลขอะตอมสูงจึงส่งผลให้เกิดสิ่งแปลกปลอมโลหะขึ้นบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดย

สิ่งแปลกปลอมที่เกิดขึ้นมีสาเหตุจากการดูดกลืนโฟตอนของวัสดุที่มีค่าเลขอะตอมสูงส่งผลให้เหลือโฟตอนส่วนน้อยเท่านั้นที่มาถึงตัวรับภาพ (detector) ทำให้เกิดสิ่งแปลกปลอมโลหะขึ้นในภาพตัดขวางซึ่งปรากฏลักษณะทั้งแถบสีดำ (Hypodense) และสีขาว (Hyperdense) (Barrett & Keat, 2004) ผลของสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดขึ้นบนภาพส่งผลต่อการกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็ง และอวัยวะข้างเคียงซึ่งอาจทำให้เกิดความผิดพลาดและส่งผลกระทบต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ (O'Daniel et al., 2007)

อย่างไรก็ตามสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดขึ้นได้ด้วยการพัฒนาอัลกอริทึมทางคณิตศาสตร์ที่เหมาะสมซึ่งสามารถแก้ไขได้ในขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวาง (image reconstruction) ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา การลดสิ่งแปลกปลอมโลหะดังกล่าวสามารถลดความคลาดเคลื่อนจากการวางแผนการรักษาซึ่งช่วยลดความผิดพลาดจากการให้ปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วย ปัจจุบันอัลกอริทึมที่ช่วยลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในเชิงพาณิชย์สามารถลดสิ่งแปลกปลอมได้ เช่น OMAR (Orthopedic Metal Artifact Reduction) ซึ่งเป็นอัลกอริทึมที่ใช้เฉพาะสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อฟิลิปส์ สามารถลดสิ่งแปลกปลอมที่เกิดจากอวัยวะโลหะเทียมขนาดใหญ่ได้ดี นอกจากนี้อัลกอริทึม FSMAR (Frequency Split Metal Artifact Reduction) ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อซีเมนส์สามารถใช้งานลดสิ่งแปลกปลอมโลหะได้ค่อนข้างดี (Bar, Schwahofer, Kuchenbecker, & Haring, 2015; Philips, 2012) แต่ด้วยเหตุที่อัลกอริทึมเหล่านี้มีราคาแพงทำให้โรงพยาบาลทั่วไปไม่สามารถซื้ออัลกอริทึมเหล่านี้ใช้งานได้ จากการศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องพบว่า จูตีพงศ์ แก้วเหล็ก และคณะ (Kaewlek et al., 2012) ได้ทำการพัฒนาอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดขึ้นบริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอวในภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ส่งผลให้สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะออกจากภาพได้ตั้งนั้นหากนำหลักการดังกล่าวมาใช้สำหรับลดสิ่งแปลกปลอมโลหะชนิดสแตนเลสสตีลได้อาจช่วยลดความคลาดเคลื่อนจากการรักษาได้ การศึกษาวิจัยในครั้งนี้จึงทำการพัฒนา

อัลกอริทึมสำหรับใช้ในการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากอุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิดสแตนเลสสตีลด้วยหลักการแก้ค่าข้อมูลไซน์แกรม (sinogram) ในขั้นตอนการสร้างภาพตัดขวางของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาเพื่อช่วยให้สามารถกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะใกล้เคียงได้ชัดเจนมากยิ่งขึ้นเพื่อเพิ่มความถูกต้องในการรักษาผู้ป่วยด้วยวิธีการสอดใส่แร่

## วิธีการศึกษาและวัสดุอุปกรณ์

### 1. วิธีการศึกษา

#### 1.1 การเก็บข้อมูลภาพ (data acquisition)

ทำการสร้างภาพหุ่นจำลองอุ้งเชิงกราน (pelvis phantom) ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา รุ่น Brilliance Big Bore ยี่ห้อฟิลิปส์ 16 slices โดยหุ่นจำลองอุ้งเชิงกรานผลิตจากยางพารา มีค่าความหนาแน่นเท่ากับ  $1 \text{ kg/m}^3$  ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อมนุษย์ ภายในประกอบด้วยยางพาราและกล่องอะคริลิก (acrylic) บรรจุน้ำขนาด  $12 \times 12 \times 15 \text{ cm}^3$  สำหรับใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิดสแตนเลสสตีล ของบริษัท Variesource Fletcher - style Applicator Set

รุ่น AL13122005 เทคนิคการตั้งค่าถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ประกอบด้วยค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 140 kVp ค่ากระแส 300 mAs และค่าความหนาของสไลด์ (slice thickness) เท่ากับ 2 มิลลิเมตร การศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้แบ่งชุดข้อมูลภาพออกเป็น 3 ชุด ประกอบด้วยข้อมูลภาพหุ่นจำลองที่ไม่มีอุปกรณ์สอดใส่แร่เป็นข้อมูลภาพมาตรฐาน (ground truth : GT) ข้อมูลภาพหุ่นจำลองที่มีอุปกรณ์สอดใส่แร่โดยไม่มีการใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ (uncorrected image) และข้อมูลภาพที่มีอุปกรณ์สอดใส่แร่ที่ใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่พัฒนา (corrected image)

#### 1.2 การพัฒนาอัลกอริทึมเพื่อลดสิ่งแปลกปลอมโลหะบนภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

ทำการพัฒนาอัลกอริทึมด้วยโปรแกรมแมตแลบ โดยอัลกอริทึมประกอบด้วยขั้นตอนการจำแนกข้อมูลภาพโลหะ (metal segmentation) แบบอัตโนมัติ โดยใช้เทคนิค k-mean clustering เพื่อทำการจำแนกชุดข้อมูลในส่วนของโลหะออกจากข้อมูลอากาศเนื้อเยื่อ หรือกระดูกภายในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ดังสมการที่ 1

$$J = \sum_{j=1}^k \sum_{i=0}^n \|x_i^{(j)} - c_j\|^2 \quad (1)$$

โดยกำหนดให้  $\|x_i^{(j)} - c_j\|^2$  คือการวัดระยะทางระหว่างจุด  $x_i^{(j)}$  กับจุดศูนย์กลางกลุ่ม  $c_j$   
k คือ จำนวนกลุ่ม  
n คือ จำนวนข้อมูล

สำหรับการจำแนกข้อมูลภาพโลหะ (metal sinogram segmentation) ใช้วิธีการแปลงค่าข้อมูลทั้งส่วนของโลหะและเนื้อเยื่อที่ปรากฏบนภาพให้เป็นข้อมูลภาพชนิดไซน์แกรม จากนั้นทำการหาขอบเขตของไซน์แกรมเฉพาะส่วนที่เป็นโลหะด้วยหลักการ variable thresholding ดังสมการที่ 2 - 4 การวิเคราะห์ข้อมูลภาพเพื่อจำแนกส่วน

โลหะในภาพไซน์แกรมใช้วิธีการคำนวณค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ( $\sigma$ ) และค่าเฉลี่ยของชุดข้อมูลภาพ โดยการพิจารณาค่าข้อมูลของไซน์แกรมเฉพาะส่วนที่เป็นโลหะประเมินจากค่าที่มากกว่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานและค่าเฉลี่ยของชุดข้อมูลภาพ ตารางที่ 1 สำหรับพารามิเตอร์ที่ใช้การคำนวณสมการที่ 2-4



$$St_{u,\theta} = a\sigma_{u,\theta} + bm_{u,\theta} \quad (2)$$

$$Q(\sigma_{u,\theta}, m_{u,\theta}) = \begin{cases} true & \text{if } Sm(u, \theta) > \sigma_{u,\theta} \text{ AND } Sm(u, \theta) > m_{u,\theta} \\ false & , otherwise \end{cases} \quad (3)$$

$$St(u, \theta) = \begin{cases} 1 & \text{if } Q(\sigma_{u,\theta}, m_{u,\theta}) = true \\ 0 & , otherwise \end{cases} \quad (4)$$

โดย

$St(u, \theta)$  คือ ค่า variable thresholding ของไซโนแกรม

a และ b คือ พารามิเตอร์สำหรับ thresholding

$m_{u,\theta}$  คือ ค่าเฉลี่ยของกลุ่มข้อมูล

$\sigma_{u,\theta}$  คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเซต ข้อมูลซึ่งอยู่ในแต่ละ pixel ซึ่งเป็นบริเวณที่อยู่ใกล้เคียงไซโนแกรมของโลหะ  $Sm(u, \theta)$

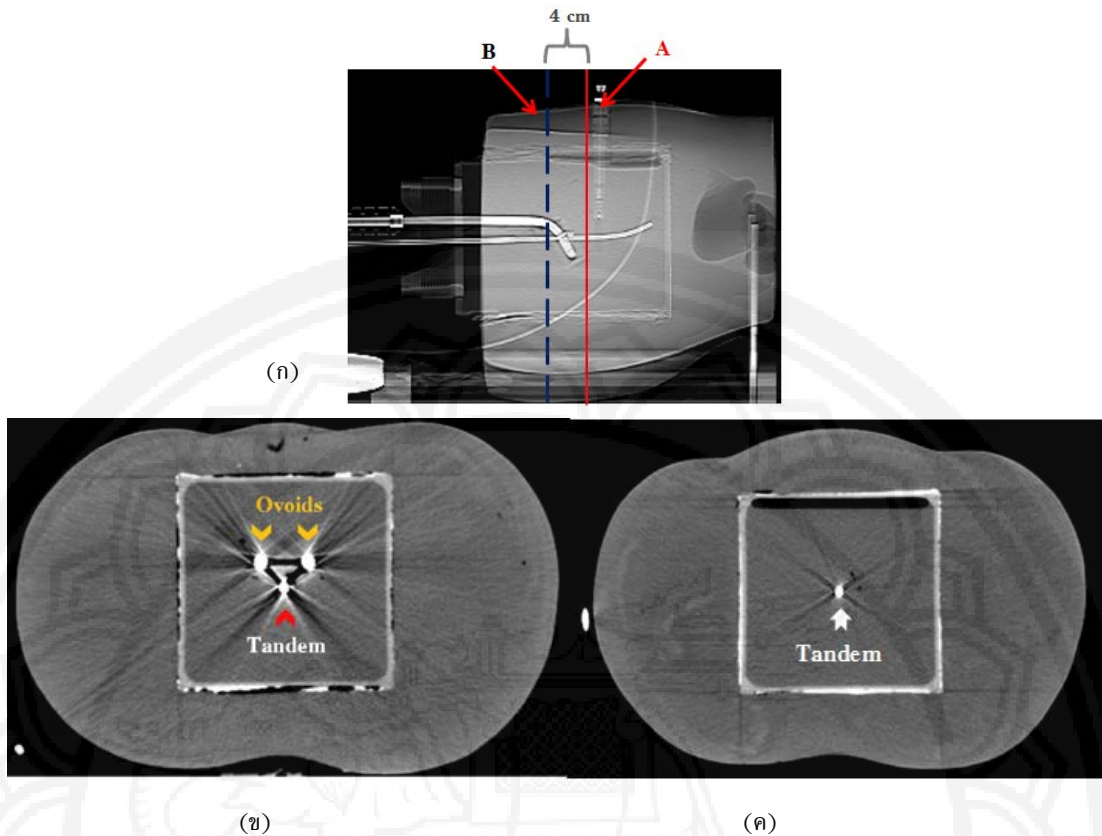
ตารางที่ 1 แสดงค่าพารามิเตอร์ซึ่งใช้ในอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองการรักษา

Metal thresholding (HU)	Large size	a1	b1
3,000-3,500	200	0.05	1
	Small size	a2	b2
	15	0.01	1

หลังจากการจำแนกข้อมูลภาพโลหะในภาพไซโนแกรมส่งผลให้ข้อมูลภาพบางส่วนขาดหายไปจากภาพตั้งต้นซึ่งสามารถทำการประมาณค่าใหม่เชิงเส้น (linear interpolation) เพื่อทำการประมาณค่าข้อมูลที่ขาดหายไปจากนั้นทำการสร้างภาพใหม่ด้วยเทคนิค Filtered back projection ทำให้ภาพที่ได้สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะและทำการคืนค่าข้อมูลโลหะกลับไปยังตำแหน่งเดิมเพื่อให้ภาพมีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

1.3 การประเมินประสิทธิภาพอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ

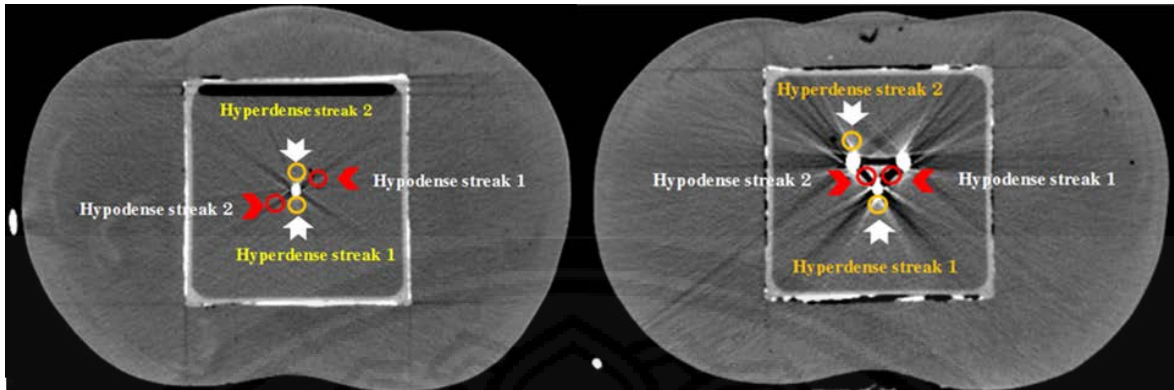
ทำการทดสอบประสิทธิภาพของอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองอู้งเชิงกรานด้วยการเปรียบเทียบผลของการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะด้วยอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นกับภาพที่ไม่ได้ใช้อัลกอริทึม โดยทำการเปรียบเทียบภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในระดับของหุ่นจำลองจำนวน 2 ระดับ ได้แก่ ระดับ A ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ใช้ในการกำหนดค่าปริมาณรังสีเพื่อการรักษาผู้ป่วย (point A) โดยปรากฏเฉพาะอุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิด tandem และระดับ B ที่อยู่ต่ำกว่า A เป็นระยะห่าง 4 เซนติเมตร ซึ่งปรากฏอุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิด tandem และ ovoids ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 รูป ก แสดงภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้านข้างหุ่นจำลอง (scout view) เส้นทึบแสดงตำแหน่งที่ทำการวัดระดับ A ซึ่งเป็นตำแหน่งที่มีแท่ง tandem และเส้นประแสดงระดับ B ซึ่งอยู่ต่ำกว่าระดับ A เป็นระยะห่าง 4 เซนติเมตรและเป็นตำแหน่งที่มี tandem และ ovoids รูป ข แสดงภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ระดับ B ที่ปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจาก tandem และ ovoids, รูป ค แสดงภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ระดับ A ซึ่งปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจาก tandem

การเปรียบเทียบผลการลดทอนสิ่งแปลกปลอมโลหะ ใช้วิธีการประเมินค่าเลขซีที (CT number) ในพื้นที่ที่สนใจ (ROI) ซึ่งกำหนดให้มีขนาด 30 pixel บนภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำนวน 4 ตำแหน่งในบริเวณรอบแท่งอุปกรณ์สอดใส่แร่ดังแสดงในรูปที่ 2 กำหนดให้ hypodense1 และ hypodense2 เป็นบริเวณที่ปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะที่มีลักษณะความเข้มภาพสีต่ำมากที่สุด (hypodense streak) สำหรับ hyperdense1 และ hyperdense2 เป็นบริเวณที่ปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะที่

มีลักษณะความเข้มภาพสีขาวมากที่สุด (hyperdense streak) โดยทำการวัดในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มาตรฐาน ภาพก่อน และหลังใช้อัลกอริทึม หลังจากนั้นคำนวณค่ารากที่สองของความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (root mean square error : RMSE) และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation: SD) เพื่อประเมินประสิทธิภาพการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดขึ้น



(ก)

(ข)

รูปที่ 2 ก และ ข แสดงตำแหน่ง ROI ในการวัดค่าเลขซีทีใน regions ทั้ง 4 บริเวณบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองอุ้งเชิงกรานที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่ตำแหน่ง hypodense1 และ hypodense2 สำหรับวัดค่าในบริเวณที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เป็นสีดำ ตำแหน่ง hyperdense1 และ hyperdense2 สำหรับวัดค่าในบริเวณที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะสีขาว

การประเมินคุณภาพเชิงปริมาณอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ

1. ค่ารากที่สองของความคลาดเคลื่อนกำลังสองเฉลี่ย (Root mean square error : RMSE)

ทำการคำนวณหาค่า RMSE ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มาตรฐาน ภาพก่อนการแก้ค่า และภาพหลังการแก้ค่าด้วยอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยคำนวณ ดังสมการที่ 5

$$RMSE = \frac{1}{N_{\Omega}} \sqrt{\sum_{j \in \Omega} (f_j^c - f_j^o)^2} \quad (5)$$

เมื่อ  $N_{\Omega}$  คือ จำนวนพิกเซลบริเวณที่สนใจที่วัดบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษ

$f_j^c$  คือ ค่า CT number บนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในบริเวณที่สนใจ จากภาพก่อนการแก้ค่า และภาพหลังการแก้ค่า

$f_j^o$  คือ ค่า CT number บนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในบริเวณที่สนใจ จากภาพมาตรฐานซึ่งไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ

2. ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation: SD)

ทำการวัดค่า SD ในบริเวณที่สนใจในภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นที่ตำแหน่งเดียวกันของหุ่นจำลองอุ้งเชิงกราน คำนวณได้จากสมการที่ 6

$$SD = \sqrt{\frac{1}{N_{\Omega}} \sum_{j \in \Omega} (f_j^c - \bar{f}_{\Omega}^c)^2} \quad (6)$$

เมื่อ  $N_{\Omega}$  คือ จำนวนพิกเซลบริเวณที่สนใจ ที่วัดบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษ

$f_j^c$  คือ ค่า CT number บนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในบริเวณที่สนใจ

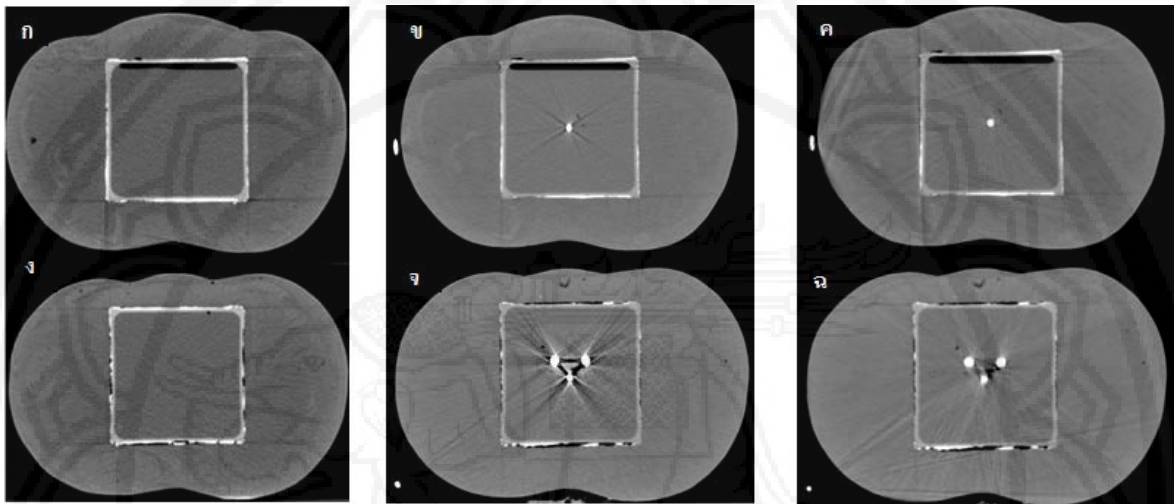
$\bar{f}_{\Omega}^c$  คือ ค่าเฉลี่ย CT number บนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในบริเวณที่สนใจ

## ผลการศึกษา

### 3.1 ผลการแก้ค่าเพื่อลดสิ่งแปลกปลอมโลหะด้วย อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้น

ภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองที่ไม่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่ที่ระดับที่ A และ B แสดงดังรูป 3 (ก) และ 3 (ง) ตามลำดับ ภาพถ่ายเอกซเรย์

คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่โดยไม่ใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่ระดับ A และ B แสดงดังรูป 3 (ข) และ 3 (จ) ตามลำดับ ภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่โดยใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่ระดับ A และ B แสดงรูป 3 (ค) และ 3 (ฉ) ตามลำดับ



GT image

Uncorrected image

Corrected image

รูปที่ 3 รูป ก แสดงระดับ A ในภาพมาตรฐานไม่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่, รูป ข แสดงภาพหลังจากใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่ซึ่งปรากฏเฉพาะอุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิด tandem , รูป ค แสดงรูปหลังจากใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่และแก้ค่าด้วยอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ, รูป ง แสดงระดับ B ในภาพมาตรฐานซึ่งไม่มีอุปกรณ์สอดใส่แร่, รูป จ แสดงรูปหลังจากใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่ซึ่งปรากฏอุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิด tandem และ ovoids และรูป ฉ แสดงรูปหลังจากใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่และแก้ค่าด้วยอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ

### 3.2 ผลการประเมินประสิทธิภาพการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะจากอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้น

ผลการวิเคราะห์ประสิทธิภาพการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะของอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นในบริเวณ

พื้นที่ที่สนใจในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองที่ระดับ A และระดับ B แสดงในตารางที่ 2 และ 3 และรูปที่ 4 และ 5 ตามลำดับ



ตารางที่ 2 แสดงค่า CT number, SD, RMSE ที่ได้จากการวัดในบริเวณที่สนใจ hypodense1, hypodense2, hyperdense1, hyperdense2 ซึ่งเป็นการวัด ROI ในภาพมาตรฐานภาพที่ยังไม่ทำการแก้ค่าและภาพที่ทำการแก้ค่าแล้ว ณ ตำแหน่งเดียวกัน ในภาพที่ระดับ A ซึ่งปรากฏอุปกรณ์สอดใส่แร่ tandem

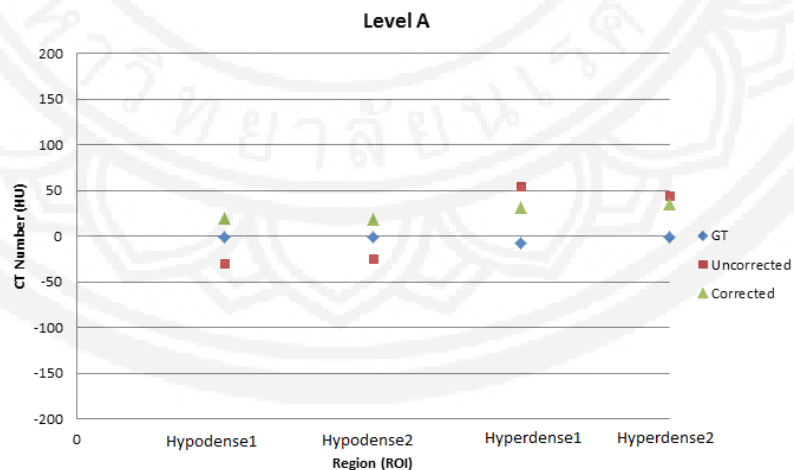
ROI	GT		Uncorrected			Corrected		
	CT number	SD	CT number	SD	RMSE	CT number	SD	RMSE
*Hypodense1	-0.76	9.09	-29.32	35.13	45.89	20.05	17.96	29.75
*Hypodense2	-1.25	7.89	-24.39	34.37	37.05	18.45	8.77	19.91
**Hypodense1	-7.88	10.51	54.13	36.21	70.54	31.05	17.03	39.36
**Hypodense2	-1.74	9.24	44.15	24.39	51.11	35.15	13.95	38.76

หมายเหตุ \* คือ hypodense streak

\*\* คือ hyperdense streak

ตารางที่ 2 แสดงผลการวัดค่า CT number และ SD ในพื้นที่ที่สนใจ hypodense1, hypodense2, hyperdense1 และ hyperdense2 ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองที่ระดับ A สำหรับภาพมาตรฐาน มีค่าเท่ากับ  $-0.76 \pm 9.09$ ,  $-1.25 \pm 7.89$ ,  $-7.88 \pm 10.51$  และ  $-1.74 \pm 9.24$  ตามลำดับ สำหรับภาพที่ยังไม่แก้ค่า มีค่าเท่ากับ  $-29.32 \pm 35.13$ ,  $-24.39 \pm 34.37$ ,  $54.13 \pm 36.21$  และ  $44.15 \pm 24.39$  ตามลำดับ

ภาพที่ทำการแก้ค่าแล้วมีค่าเท่ากับ  $20.05 \pm 17.96$ ,  $18.45 \pm 8.77$ ,  $31.05 \pm 17.03$  และ  $35.15 \pm 13.95$  ตามลำดับ สำหรับค่า RMSE ที่บริเวณที่สนใจ hypodense1, hypodense2, hyperdense1 และ hyperdense2 สำหรับภาพที่ยังไม่แก้ค่ามีค่าเท่ากับ 45.89, 37.05, 70.54 และ 51.11 ตามลำดับ ส่วนภาพที่แก้ค่าแล้วมีค่าเท่ากับ 29.75, 19.91, 39.36 และ 38.76 ตามลำดับ



รูปที่ 4 แสดงการวัดค่า CT number ในบริเวณที่สนใจตำแหน่ง hypodense1, hypodense2, hyperdense1 และ hyperdense2 เปรียบเทียบระหว่างภาพมาตรฐาน ภาพก่อนใช้อัลกอริทึม ภาพหลังใช้อัลกอริทึมที่ได้จากการวัดในระดับ A





ตารางที่ 3 แสดงค่า CT number , SD , RMSE ที่ได้จากการวัดในบริเวณที่สนใจ hypodense1, hypodense2, hyperdense1, hyperdense2 ซึ่งเป็นการวัด ROI ในภาพระดับ B ซึ่งมี tandem และ ovoids โดยทำการวัด ROI ในภาพมาตรฐานภาพที่ยังไม่ทำการแก้ไขและภาพที่ทำการแก้ไขแล้วที่ตำแหน่งเดียวกัน

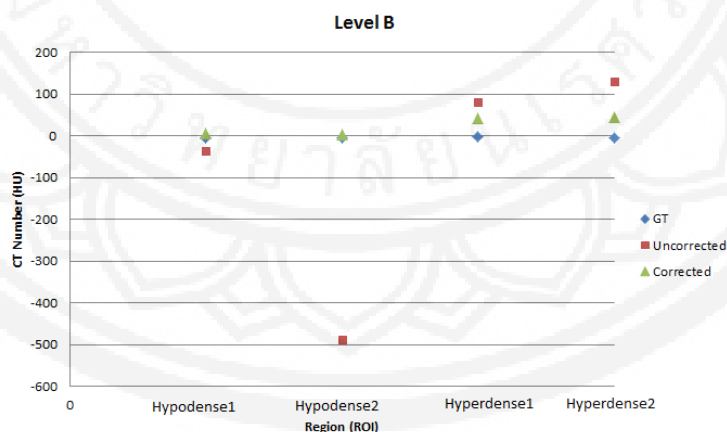
ROI	GT		Uncorrected			Corrected		
	CT number	SD	CT number	SD	RMSE	CT number	SD	RMSE
*Hypodense1	-4.58	10.43	-37.28	168.18	152.14	5.48	13.51	22.17
*Hypodense2	-5.34	9.73	-487.42	398.83	591.567	1.69	6.37	11.66
**Hyperdense1	-2.32	10.48	80.20	52.40	88.797	41.97	25.19	43.00
**Hyperdense2	-4.56	9.97	131.01	104.06	157.11	45.06	42.27	50.92

หมายเหตุ \* คือ hypodense streak

\*\* คือ hyperdense streak

ตารางที่ 3 แสดงผลการวัดค่า CT number และ SD ในพื้นที่ที่สนใจ hypodense1, hypodense2, hyperdense1, hyperdense2 ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองที่ระดับ B สำหรับภาพมาตรฐานมีค่าเท่ากับ  $-4.58 \pm 10.43$ ,  $-5.34 \pm 9.73$ ,  $-2.32 \pm 10.48$  และ  $-4.56 \pm 9.97$  ตามลำดับ สำหรับภาพที่ยังไม่แก้ค่ามีค่าเท่ากับ  $-37.28 \pm 168.18$ ,  $-487.42 \pm 398.83$ ,  $80.20 \pm 52.40$  และ  $131.01 \pm 104.06$  ตามลำดับ ส่วนภาพที่แก้ค่าแล้ว

มีค่าเท่ากับ  $5.48 \pm 13.51$ ,  $1.69 \pm 6.37$ ,  $41.97 \pm 25.19$  และ  $45.06 \pm 42.27$  ตามลำดับ สำหรับค่า RMSE ที่บริเวณที่สนใจ hypodense1, hypodense2, hyperdense1 และ hyperdense2 สำหรับภาพที่ยังไม่ได้แก้ค่ามีค่าเท่ากับ 152.14, 591.57, 88.79 และ 157.11 ตามลำดับ ส่วนภาพแก้ค่าแล้วมีค่าเท่ากับ 22.17, 11.66, 43.00 และ 50.92 ตามลำดับ



รูปที่ 5 แสดงการวัดค่า CT number ในบริเวณที่สนใจตำแหน่ง hypodense1, hypodense2, hyperdense1 และ hyperdense2 เปรียบเทียบระหว่างภาพมาตรฐาน ภาพก่อนใช้อัลกอริทึมและภาพหลังใช้อัลกอริทึม แสดงค่าในระดับ B ซึ่งต่ำกว่าระดับ A เป็นระยะห่าง 4 เซนติเมตร



## อภิปรายผลการศึกษา

การศึกษาค้นคว้านี้ได้ทำการพัฒนาอัลกอริทึมเพื่อลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ หุ่นจำลองอุ้งเชิงกรานที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่นิวเคลียสต้นเลสสตีล ผลการประเมินคุณภาพเชิงปริมาณของอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นด้วยการประมาณค่า RMSE ในบริเวณที่เป็นสิ่งแปลกปลอมชนิด hypodense streak และ hyperdense streak ผลการประเมินภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองอุ้งเชิงกรานที่มีสิ่งแปลกปลอมที่เกิดจาก tandem เพียงอย่างเดียว พบว่าการใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะได้ทั้งแบบ hypodense streak และ hyperdense streak ส่งผลให้คุณภาพของภาพดีขึ้นสำหรับการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ปรากฏ tandem และ ovoids พบว่าอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะได้ดีโดยเฉพาะบริเวณ hypodense streak ที่ตำแหน่ง hypodense2 ซึ่งให้ค่า RMSE เท่ากับ 11.66 เมื่อเปรียบเทียบกับภาพก่อนทำการแก้ไขซึ่งมีค่า RMSE เท่ากับ 591.567 อย่างไรก็ตาม บริเวณที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะชนิด hyperdense streak สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะได้น้อยกว่าภาพระดับที่มีเฉพาะ tandem เนื่องจากภาพที่มี tandem และ ovoids เกิดสิ่งรบกวนในภาพที่มากกว่า

จากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้พัฒนาอัลกอริทึมขึ้นโดยใช้วิธีการจำแนกข้อมูลภาพโลหะด้วยเทคนิค k-mean clustering และ filtered back projection ซึ่งสอดคล้องกับผลการศึกษาของ Roeske, et al ซึ่งใช้เทคนิค projection interpolation พบว่าอัลกอริทึมสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่มี tandem เพียงอย่างเดียวได้ดีกว่า ภาพที่มี tandem และ ovoids แต่ข้อเสียของอัลกอริทึมดังกล่าวส่งผลให้ภาพเกิดการ distortion บริเวณเนื้อเยื่อที่อยู่รอบๆ อุปกรณ์สอดใส่แร่เป็นผลจากการสร้างภาพและการประมาณค่าใหม่ (Roeske, Lund, Pelizzari, Pan, & Mundt, 2003) สำหรับการแก้ไขข้อมูลโลหะที่ขาดหายจากโปรแกรมด้วยวิธี sinogram completion ซึ่งแทนที่ข้อมูลด้วยการประมาณค่าใหม่ด้วยข้อมูลเนื้อเยื่อข้างเคียงกับขนาดของ tandem ใกล้เคียงกับของจริงสอดคล้องกับ ฐิติพงศ์ และคณะ ที่ประยุกต์ใช้

อัลกอริทึม sinogram completion ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีโลหะแท่งเหล็กยึดกระดูก พบว่าสามารถช่วยลดสิ่งแปลกปลอมโลหะได้และมีประสิทธิภาพใกล้เคียงกับอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ Gemstone Spectral Imaging (GSI) ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อจีอี (GE) (Kaewlek 2015) แต่อย่างไรก็ตามเนื่องจากเทคนิค sinogram completion มีการประมาณค่าระหว่างข้อมูลที่มีการขาดหายไปทำให้ขอบของโลหะขาดความคมชัดซึ่งให้ผลคล้ายคลึงกับเทคนิค inpainting (Meyer, Raupach, Lell, Schmidt, & Kachelrieß, 2012) นอกจากนี้อัลกอริทึม OMAR (Orthopedic Metal Artifacts Reduction) ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อฟิลิปส์ ซึ่งใช้เทคนิค iterative reconstruction ภาพเพื่อลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากผู้ป่วยที่ใส่อวัยวะโลหะเทียมขนาดใหญ่สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะได้ดี แต่มีข้อจำกัดในกรณีที่เป็นอุปกรณ์ขนาดเล็ก เช่น น็อตหรือสกรู ที่อัลกอริทึมไม่สามารถลดสิ่งแปลกปลอมได้ทั้งหมด (Philips, 2012) สำหรับอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นในการศึกษาวิจัยครั้งนี้สามารถลดสิ่งแปลกปลอมขนาดเล็กได้ค่อนข้างดีโดยเฉพาะแท่ง tandem โดยอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นนี้สามารถนำไปใช้ปรับปรุงคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้ทุกยี่ห้อ ใช้เวลาในการคำนวณที่สั้นเพียง 4-6 วินาที โดยสามารถใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสำหรับลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกที่รักษาด้วยรังสีรักษาระยะใกล้เพื่อลดสิ่งแปลกปลอมในบริเวณมดลูกและลำไส้ตรงได้ ซึ่งช่วยให้แพทย์สามารถกำหนดขอบเขตก้อนมะเร็งและอวัยวะต่างๆ ได้ดีขึ้น

## สรุปผลการศึกษาและข้อเสนอแนะ

การศึกษาค้นคว้าในครั้งนี้ได้พัฒนาอัลกอริทึมเพื่อลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากอุปกรณ์สอดใส่แร่ในภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาทางรังสีรักษา ผลการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองอุ้งเชิงกรานพบว่าอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถลดสิ่งแปลกปลอมในภาพที่ปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะได้ โดยอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นใน



การศึกษาวิจัยครั้งนี้สามารถนำไปใช้งานเพื่อประโยชน์ในการเพิ่มความถูกต้องของการรักษาผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกในการรักษาด้วยการใส่แร่ต่อไป

### กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณแผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร สำหรับการเอื้ออำนวยในการเก็บข้อมูลภาพที่ใช้ในการศึกษาครั้งนี้ คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร สำหรับการเอื้อเฟื้อสถานที่ในการวิเคราะห์ข้อมูลผลงานวิจัย

### เอกสารอ้างอิง

Asakit, T. (2011). The preliminary results of High-Dose-Rate intracavitary brachytherapy with small-sized cobalt-60 radioisotope in carcinoma of cervix uteri : The first results of Thailand from Lampang regional cancer center. *Thai Society of Therapeutic Radiology and Oncology*, 17(1 Jan -June 2011), 13-24.

Bar, E., Schwahofer, A., Kuchenbecker, S., & Haring, P. (2015). Improving radiotherapy planning in patients with metallic implants using the iterative metal artifact reduction (iMAR) algorithm. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 1(2), 025206. doi: 10.1088/2057-1976/1/2/025206

Barrett, J. F., & Keat, N. (2004). Artifacts in CT: recognition and avoidance 1. *Radiographics*, 24(6), 1679-1691.

Kaewlek , T. ( 2015). The Comparison of Metal Artifacts Reduction between the Commercial Tool Gemstone Spectral Imaging and NUMAR Program on Lumbar Spine Computed Tomography Images. *Songkla Med J*, 33(4), 177-185.

Kaewlek, T., Koolpiruck, D., Thongvigitmanee, S., Mongkolsuk, M., Chiewvit, P., & Thammakittiphon, S.

(2012). *Metal Artifacts Reduction of Pedicle Screws on Spine Computed Tomography Images Using Variable Thresholding Technique*. Phitsanulok: Naresuan University.

Meyer, E., Raupach, R., Lell, M., Schmidt, B., & Kachelrieß, M. (2012). Frequency split metal artifact reduction (FSMAR) in computed tomography. *Medical physics*, 39(4), 1904-1916.

National Cancer Institute Department of Medical Services Ministry of Public Health. (2013). *National Cancer Control Programmes 2013 - 2017*. N.P.: Printing agriculture cooperatives of thailand.

O'Daniel, J. C., Rosenthal, D. I., Garden, A. S., Barker, J. L., Ahamad, A., Ang, K. K., . . . Holsinger, F. C. (2007). The effect of dental artifacts, contrast media, and experience on interobserver contouring variations in head and neck anatomy. *American journal of clinical oncology*, 30(2), 191-198.

Philips. (2012). *Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR)*. Retrieved from [http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us\\_en/Explore/White-Papers/CT/Metal-Artifact-Reduction-for-Orthopedic-Implants-\(O-MAR\)](http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us_en/Explore/White-Papers/CT/Metal-Artifact-Reduction-for-Orthopedic-Implants-(O-MAR))

Roeske, J. C., Lund, C., Pelizzari, C. A., Pan, X., & Mundt, A. J. (2003). Reduction of computed tomography metal artifacts due to the Fletcher-Suit applicator in gynecology patients receiving intracavitary brachytherapy. *Brachytherapy*, 2(4), 207-214. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.brachy.2003.08.001>

Srimuninnimit, V., Sriuranpong, V., & Laohavinij, S. (1999). *Recognize the cancer as well* (1 ed.). American Cancer Society and Pfizer Foundation [In Thai]: Thai Society of Clinical Oncology.