

การประยุกต์ใช้เค-มีน คลัสเตอร์อัลกอริทึมทางคลินิกเพื่อลด
สิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลอง
การรักษาสำหรับการสอดใส่แร่ในงานรังสีรักษาระยะใกล้
**Clinical Application of K-means Clustering Algorithm
for Metal Artifact Reduction in Computed Tomography
Simulation Images for Intracavitary Brachytherapy.**

วิมลมาศ ทองงาม¹, ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก², จีรศักดิ์ คำฟองเครือ³,
นันทวัฒน์ ูดี^{1,2*}

**Wimonmart Tongngarm¹, Titipong Kaewlek², Chirasak Khamfongkhruea³,
Nuntawat Udee^{1,2}**

¹สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์ ภาควิชารังสีเทคนิค ²ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร
อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000

³งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ เขตหลักสี่ กรุงเทพมหานคร 10210

¹Medical Physics Program, Department of Radiological Technology, ²Department of
Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Muang,
Phitsanulok, 65000, Thailand.

³Radiation Oncology Unit, Chulabhorn Hospital, Laksi, Bangkok, 10210, Thailand.

*E-mail: nuntawatu@nu.ac.th

Songkla Med J 2016;34(3):119-129

บทคัดย่อ:

สิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากอุปกรณ์สอดใส่แร่ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก
ส่งผลให้ก้อนมะเร็งหรืออวัยวะที่สำคัญถูกบดบัง ซึ่งทำให้ลดประสิทธิภาพของการวางแผนการรักษาในงานทางรังสี
รักษาได้ การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการศึกษาอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
ด้วยเทคนิคการคัดแยกโลหะแบบเค-มีน คลัสเตอร์ริง โดยใช้วิธีการปรับปรุงให้ข้อมูลไซโนแกรมมีความสมบูรณ์
เพื่อลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่ปรากฏบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เมื่อทำการทดสอบอัลกอริทึมโดยใช้ภาพ

เอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกจำนวน 10 ราย โดยวางพื้นที่ที่สนใจบริเวณ
สิ่งแปลกปลอมโลหะสีดำและสีขาวอย่างละ 2 ตำแหน่ง ซึ่งอยู่รอบๆ อุปกรณ์สอดใส่แร่ แล้วทำการวัดค่าเลขซีที
และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในตำแหน่งดังกล่าวทั้งภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึม แล้วคำนวณค่าร้อยละ
ความแตกต่างของค่าเลขซีทีและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน พบว่าภาพหลังใช้อัลกอริทึมปรากฏสิ่งแปลกปลอม
ลดลงทั้งส่วนที่เป็นสิ่งแปลกปลอมสีดำและสีขาว ตำแหน่งสิ่งแปลกปลอมสีดำสามารถลดค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
ได้อย่างชัดเจน ค่าร้อยละความแตกต่างของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับร้อยละ 86.77 ค่าเลขซีทีหลังใช้
อัลกอริทึมมีค่าใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อโดยรอบ ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึม
มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) อัลกอริทึมสามารถนำไปใช้ลดสิ่งแปลกปลอมโลหะซึ่งเป็น
อุปสรรคต่อการวางแผนการรักษาบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยเทคนิค
รังสีรักษาระยะใกล้

คำสำคัญ: ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, รังสีรักษาระยะใกล้, อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ, อุปกรณ์สอดใส่แร่

Abstract:

Brachytherapy applicators can create metal artifacts in Computed Tomography (CT) images of patients, for example, cervical cancer. Artifacts can obscure tumors or organs at risk and reduce the efficiency of treatment planning in radiotherapy management. The purpose of this study was to examine a metal artifact reduction algorithm using the k-means clustering segmentation technique. The sinogram completion method was applied to uncorrected images to reduce the metal artifacts. To test the effectiveness of the algorithm on the CT images, ten patients with cervical cancer were examined. The regions of interest were placed on two hypodense and hyperdense streak areas which were close to the applicator, to determine the mean CT number and the standard deviation. Both uncorrected and corrected images were measured. The percentage difference of the CT number between the corrected and uncorrected images was calculated, together with the standard deviation. The corrected images showed that the algorithm reduced the metal artifacts in both the hypodense and hyperdense streak areas. The CT number of hypodense and hyperdense streak areas were close to that of the neighboring tissue. The standard deviation of hypodense streak was significantly reduced. The percentage difference of the standard deviation was 86.77%. The mean difference of the standard deviation of the uncorrected and corrected images were significantly different ($p < 0.05$). The results of the study indicate that the metal artifact reduction algorithm can be effectively applied to CT images of brachytherapy patients for reducing metal artifacts in the CT image that affect the treatment planning process.

Keyword: applicator, brachytherapy, CT images, metal artifact reduction algorithm

บทนำ

โรคมะเร็งปากมดลูกพบมากในเพศหญิงเป็นลำดับที่ 2 หรือคิดเป็นร้อยละ 14.39 ของโรคมะเร็งทั้งหมด รองจากโรคมะเร็งเต้านม¹ การรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ (brachytherapy) เป็นเทคนิคทางรังสีรักษาที่นิยมใช้ ร่วมกับการฉายรังสีระยะไกล (teletherapy) เพื่อเพิ่ม ประสิทธิภาพการรักษา การรักษาโรคมะเร็งปากมดลูก ด้วยรังสีรักษาในระยะใกล้ส่วนใหญ่ใช้การรักษาแบบ intra-cavitary brachytherapy ซึ่งใช้วิธีการสอดอุปกรณ์ สอดใส่แร่ (applicator) เช่น Fletcher-Suit applicator, Henschke applicator, Manchester applicator เข้า ภายในปากมดลูก จากนั้นเครื่องใส่แร่ นำสารกัมมันตรังสี เข้าไปสู่ตำแหน่งการรักษา โดยอิริเดียม 192 (Ir-192) เป็นสารกัมมันตรังสีที่นิยมใช้ในการรักษาเนื่องจากมี อัตราการให้รังสีที่สูง ช่วยให้การรักษาใช้ระยะเวลาสั้น และมีประสิทธิภาพสูง ในปัจจุบันสามารถทำการวางแผน การรักษาด้วยวิธีการรักษาด้วยการวางแผนแบบ 3 มิติ โดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (Computed Tomography; CT simulation) สำหรับ สร้างภาพตัดขวางผู้ป่วยเพื่อกำหนดขอบเขตก้อนมะเร็ง และเนื้อเยื่อปกติ ตลอดจนประเมินการกระจายปริมาณ รังสีในก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียง การใช้ภาพเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ร่วมกับการวางแผนการรักษาด้วยรังสี ระยะใกล้ (CT guidance brachytherapy) สามารถช่วย ในการวางตำแหน่งของอุปกรณ์สอดใส่แร่ให้เหมาะสม ในก้อนมะเร็ง (target volume) และช่วยให้แพทย์ทางรังสี รักษาสามารถกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะ อื่นที่สำคัญ (organ at risk; OAR) เช่น กระเพาะปัสสาวะ ลำไส้ส่วนคดและลำไส้ตรงได้ถูกต้องแม่นยำขึ้น^{2,3} อุปกรณ์ สอดใส่แร่ที่ใช้งานส่วนใหญ่สร้างจากสแตนเลสสตีล เนื่องจากมีความคงทน และราคาถูก อย่างไรก็ตามการใช้ วัสดุดังกล่าวส่งผลให้ปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะขึ้นรอบๆ อุปกรณ์สอดใส่แร่ เนื่องจากมีการดูดกลืนรังสีเอกซ์ในระดับ พลังงานกิโลโวลต์ (kilovolt) ของสแตนเลสสตีลส่งผลให้ หลงเหลือรังสีเอกซ์บางส่วนเท่านั้นที่ทะลุผ่าน ผลดังกล่าว

ทำให้เกิดช่องว่างในชุดข้อมูลของภาพไซโนแกรม (sinogram) ซึ่งเป็นขั้นตอนการประมวลผลเพื่อสร้างภาพตัดขวาง (image reconstruction) ส่งผลให้เกิดภาพที่ไม่สมบูรณ์ โดยเฉพาะ การสร้างภาพด้วยเทคนิค filtered back projection (FBP)⁴ สิ่งแปลกปลอมที่เกิดจากอุปกรณ์สอดใส่แร่ ดังกล่าวปรากฏเป็นบริเวณสีดำ (hypodense streak) และ สีขาว (hyperdense streak) ซึ่งส่งผลให้คุณภาพของ ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ลดลงและทำให้การกำหนด ขอบเขตก้อนมะเร็งและอวัยวะอื่น ๆ ไม่ถูกต้อง ส่งผลให้ การคำนวณปริมาณรังสีเกิดการผิดพลาดได้⁵

อย่างไรก็ตามการใช้อุปกรณ์สอดใส่แร่ที่ผลิตจาก ไทเทเนียมหรือพลาสติก (CT compatible applicator) สามารถลดสิ่งแปลกปลอมที่เกิดจากอุปกรณ์สอดใส่แร่⁶ แต่เนื่องจากอุปกรณ์ที่ผลิตจากวัสดุดังกล่าวมีราคาแพง ทำให้ไม่เป็นที่นิยมใช้ นอกจากนี้สามารถลดสิ่งแปลกปลอม โลหะด้วยเทคนิคการปรับ window width และ window level⁷ แต่วิธีดังกล่าวมีข้อจำกัดค่อนข้างมากเนื่องจาก ไม่สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่ใช้เป็นวัสดุประเภท แสตนเลสสตีลได้ วิธีการที่สามารถนำมาใช้ในการลด สิ่งแปลกปลอมโลหะได้ดี ได้แก่ อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอม โลหะที่ใช้เทคนิคการแก้ไขข้อมูลที่ไม่สมบูรณ์ด้วยการ ประมาณค่าข้อมูลเชิงเส้น (linear interpolation) การศึกษา วิจัยเพื่อนำอัลกอริทึมดังกล่าวมาใช้ในการลดสิ่งแปลกปลอม โลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่ แร่ชนิดสแตนเลสสตีลพบว่าสามารถลดสิ่งแปลกปลอม โลหะได้ดี⁸ นอกจากนี้อัลกอริทึมที่ใช้หลักการ iterative metal artifact reduction (iMAR) เช่น Orthopedic metal artifact reduction (O-MAR) ซึ่งใช้งานเฉพาะ กับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อฟิลิปส์⁹ หรืออัลกอริทึม Frequency Split (FSMAR) ที่ใช้งานได้เฉพาะเครื่อง เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อซีเมนส์สามารถลดสิ่งแปลกปลอม โลหะได้ค่อนข้างดีเช่นกัน¹⁰ แต่เนื่องจากอัลกอริทึมเหล่านี้ มีราคาแพงทำให้มีการใช้งานน้อย จากการศึกษางานวิจัย ที่เกี่ยวข้องกับการใช้อัลกอริทึมสำหรับลดสิ่งแปลกปลอม โลหะพบว่า จูติฟังก์ชัน แก้วเหล็ก และคณะ¹¹ สามารถลด

สิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนหลัง
ที่มีสกรูได้ด้วยการใช้เทคนิคไซโนแกรมสมบูรณ์ โดย
สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่ปรากฏบนภาพได้ด้
การศึกษาครั้งนี้จึงได้ทำการพัฒนาอัลกอริทึมลดสิ่ง
แปลกปลอมโลหะด้วยเทคนิคเค-มีน คลัสเตอร์ริง (k-means
clustering) โดยทำการแก้ไขไซโนแกรมให้สมบูรณ์เพื่อลด
สิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ผู้ป่วย
ที่ใช้อุปกรณ์สอดใส่แร่ชนิดแอสตันเลสสตีลเพื่อให้เห็น
ขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียงได้ชัดเจนยิ่งขึ้น
และเพิ่มความถูกต้องของแผนการรักษาให้กับผู้ป่วย

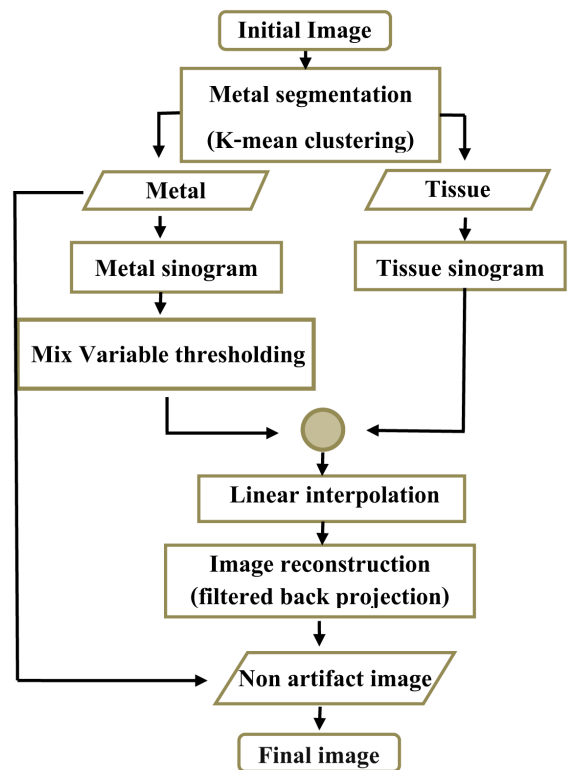
วัสดุและวิธีการ

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำการพัฒนาอัลกอริทึม
ลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
จำลองการรักษาผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่
แร่ชนิดแอสตันเลสสตีล Fletcher - style Applicator Set
รุ่น AL13122005 ของบริษัท VariSource โดยใช้เครื่อง
เอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา รุ่น Brilliance Big
Bore ยี่ห้อฟิลิปส์ 16 slices ของโรงพยาบาลจุฬารัตน์
เทคนิคการตั้งค่าการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ประกอบด้วย
ค่าความต่างศักย์ 140 กิโลโวลท์ ค่ากระแส 300 มิลลิ-
แอมแปร์ และค่าความหนาของสไลด์ 2 มิลลิเมตร ทำการ
ทดสอบอัลกอริทึมในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลอง
การรักษาผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกจำนวน 10 ราย จากนั้น
ทำการประเมินคุณภาพเชิงปริมาณข้อมูลภาพผู้ป่วย
โดยไม่ใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ (uncorrected
image) และข้อมูลภาพที่ใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอม
โลหะที่พัฒนาขึ้น (corrected image)

1. การพัฒนาอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอม โลหะบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

สร้างอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพ
เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยโปรแกรมแมตแลบ รุ่น 2012b
โดยทำการจำแนกข้อมูลภาพส่วนโลหะแบบอัตโนมัติ
ด้วยเทคนิคเค-มีน คลัสเตอร์ริงเพื่อแยกข้อมูลที่มีค่าเลข
ซีที (CT number) ใกล้เคียงกันให้อยู่ในกลุ่มเดียวกัน

เทคนิคดังกล่าวใช้วิธีการจำแนกข้อมูลส่วนโลหะออกจาก
เนื้อเยื่อส่วนอื่นๆ ทำให้สามารถแยกข้อมูลภาพโลหะและ
ภาพเนื้อเยื่อออกจากกันได้ จากนั้นทำการเปลี่ยนข้อมูล
ภาพทั้ง 2 ชุด ให้เป็นข้อมูลภาพไซโนแกรมและกำหนด
ขอบเขตจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของข้อมูลภาพไซโนแกรม
โลหะด้วยเทคนิค mix variable thresholding แล้วนำมา
ประมาณค่าใหม่แบบเชิงเส้น (linear interpolation)
โดยใช้ข้อมูลภาพไซโนแกรมเนื้อเยื่อเป็นข้อมูลเบื้องต้น
เพื่อให้ได้ค่าข้อมูลในส่วนที่ขาดหายไปคืนมา และทำการ
สร้างภาพใหม่ด้วยเทคนิค filtered back projection
ตามด้วยการคืนค่าโลหะกลับไปยังตำแหน่งเดิมเพื่อให้
ภาพสมบูรณ์ยิ่งขึ้น¹² ซึ่งสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ
ได้ดี กระบวนการดังกล่าวแสดงในรูปที่ 1

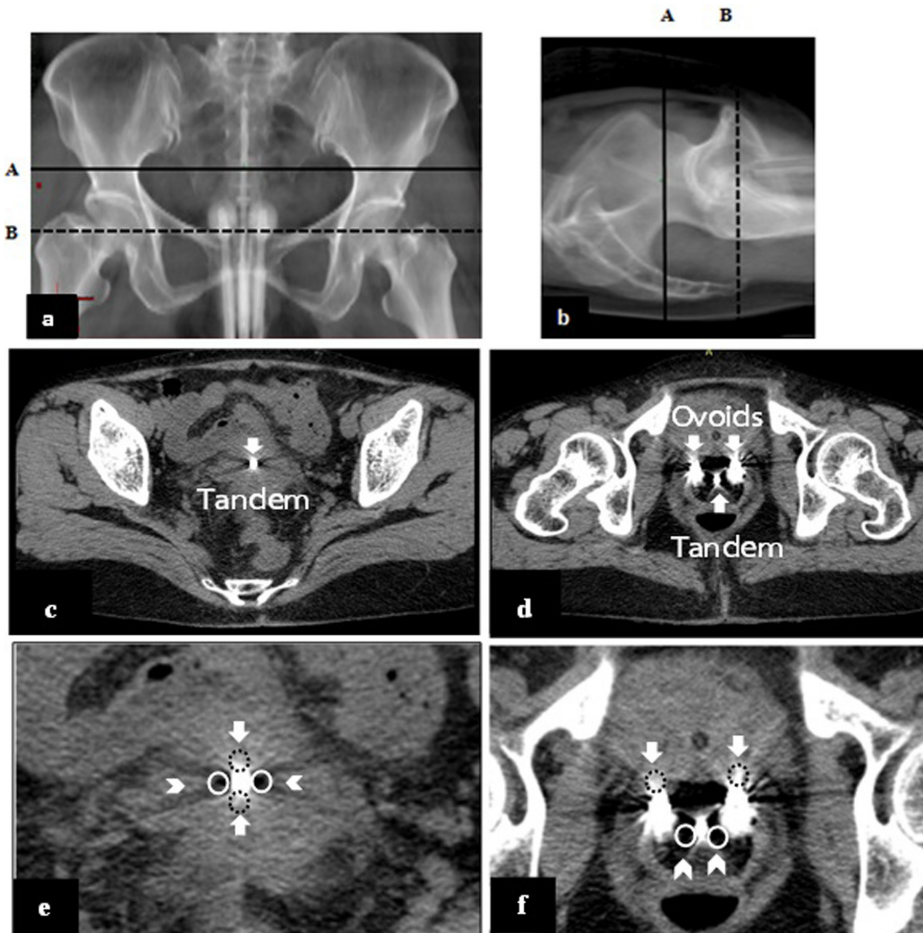


รูปที่ 1 แสดงขั้นตอนการทำงานของอัลกอริทึม
การตัดแยกโลหะด้วยเทคนิค k-means
clustering ในการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ¹²

2. การประเมินประสิทธิภาพของอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ

ทำการทดสอบประสิทธิภาพการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะของอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นโดยเปรียบเทียบภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อนและหลังใช้อัลกอริทึมในภาพผู้ป่วยที่ระดับ A ซึ่งใช้เป็นจุดอ้างอิงในการกำหนดปริมาณรังสีให้กับผู้ป่วยตามมาตรฐาน

การรักษาแบบแมนเชสเตอร์ (Manchester system) ซึ่งกำหนดตำแหน่งอ้างอิง point A ปรากฏภาพของอุปกรณ์สอดใส่แร่เฉพาะส่วนของ tandem ดังแสดงในรูปที่ 2 (a, b และ c) และภาพผู้ป่วยที่ระดับ B ซึ่งอยู่ต่ำกว่า point A เป็นระยะห่าง 4 เซนติเมตร ดังรูปที่ 2 (a และ b) ซึ่งปรากฏภาพอุปกรณ์สอดใส่แร่ทั้งส่วนของ tandem และ ovoids ดังแสดงในรูปที่ 2 (d)



รูปที่ 2 (a และ b) แสดงภาพอู้งเชิงกรานของผู้ป่วยที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่ โดยเส้นทึบแสดงระดับ A และเส้นประแสดงระดับ B ซึ่งอยู่ต่ำกว่าระดับ A เป็นระยะ 4 เซนติเมตร (c) แสดงระดับที่มีอุปกรณ์สอดใส่แร่ tandem (d) แสดงระดับที่มีอุปกรณ์สอดใส่แร่ tandem และ ovoids (e และ f) แสดงภาพซึ่งปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะในส่วนที่เป็นสีขาวและสีดำขึ้นรอบอุปกรณ์สอดใส่แร่ โดยบริเวณที่สนใจที่ทำการวัด วงกลมเส้นทึบเป็นตำแหน่ง hypodense 1 และ hypodense 2 วงกลมเส้นประเป็นตำแหน่ง hyperdense 1 และ hyperdense 2

การประเมินความสามารถของอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นใช้วิธีการวัดค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation; SD) ร้อยละความแตกต่างของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Percentage of SD Difference) และร้อยละความแตกต่างเลขชี้ที่ (Percentage of CT Difference) ในบริเวณพื้นที่ที่สนใจ (Region of interest; ROI) ที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะสีดำ ตำแหน่ง (hypodense 1 และ hypodense 2) และบริเวณที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะสีขาว 2 ตำแหน่ง (hyperdense 1 และ hyperdense 2) โดยทำการประเมินในภาพก่อนการใช้อัลกอริทึมและภาพหลังใช้อัลกอริทึมในตำแหน่งเดียวกัน ดังแสดงในรูปที่ 2 (e และ f)

การวัดค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในบริเวณที่สนใจในภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้น¹³ คำนวณได้จากสมการที่ 1

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

เมื่อ N_{Ω} คือ จำนวนตำแหน่งบริเวณที่สนใจที่ทำการวัดบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ค่า f_j^c คือ ค่าเลขชี้ที่บนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในบริเวณที่สนใจ และค่า \bar{f}_{Ω}^c คือ ค่าเฉลี่ยของเลขชี้ที่บนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในบริเวณที่สนใจ และทำการคำนวณค่าร้อยละความแตกต่างของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน⁵ ในบริเวณที่สนใจทั้ง 4 ตำแหน่ง ในภาพระดับ A และระดับ B ทั้งโดยวัดในภาพก่อนและหลังการใช้อัลกอริทึมที่ตำแหน่งเดียวกัน ดังสมการที่ 2

$$\%SD \text{ Difference} = \left| \frac{SD_{corrected} - SD_{uncorrected}}{SD_{uncorrected}} \right| \times 100 \quad (2)$$

โดย $SD_{corrected}$ คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ได้จากภาพหลังจากใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้น $SD_{corrected}$ คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ได้จากภาพก่อนใช้อัลกอริทึม และวัดค่าร้อยละความแตกต่างของเลขชี้ที่ด้วยวัดค่าเลขชี้ที่ในบริเวณที่สนใจในภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นที่ตำแหน่งเดียวกันในภาพผู้ป่วย⁵ คำนวณได้จากสมการที่ 3

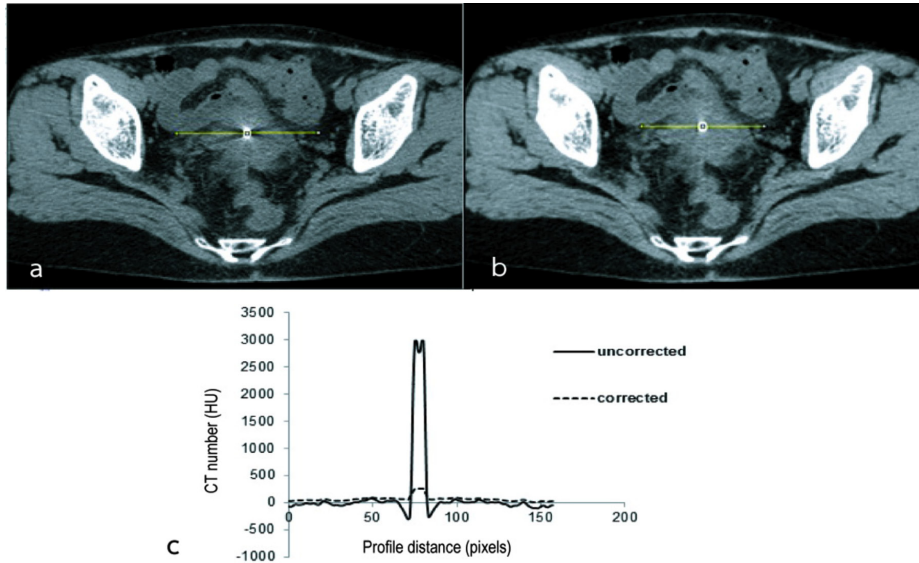
$$\%CT \text{ Difference} = \left| \frac{CT_{corrected} - CT_{uncorrected}}{CT_{uncorrected}} \right| \times 100 \quad (3)$$

โดย $CT_{corrected}$ คือ ค่าเลขชี้ที่ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ผู้ป่วยในภาพหลังใช้อัลกอริทึม $CT_{uncorrected}$ คือ ค่าเลขชี้ที่ที่ได้จากภาพก่อนใช้อัลกอริทึมและ $CT_{standard}$ คือ ค่าเลขชี้ที่ของเนื้อเยื่อซึ่งไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะสำหรับการวิเคราะห์ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อนและหลังใช้อัลกอริทึม ใช้การประเมินด้วยสถิติ pair samples t-test ค่าความเชื่อมั่นที่ร้อยละ 95

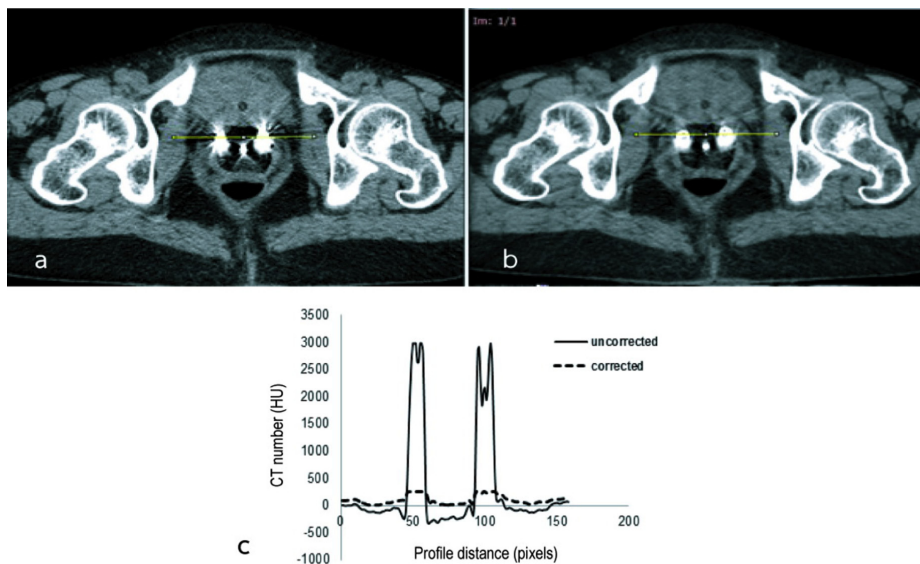
ผลการศึกษา

ผลจากการใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นเพื่อลดสิ่งแปลกปลอมโลหะบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก โดยเปรียบเทียบระหว่างภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นที่ระดับ A และระดับ B พบว่าก่อนใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะที่มีลักษณะทั้ง hypodense streak และ hyperdense streak รอบอุปกรณ์สอดใส่แร่ดังรูปที่ 3 (a) และ 4 (a) ซึ่งอยู่ในภาพระดับ A และ B ตามลำดับ เมื่อใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นพบว่าสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะได้ ดังรูป 3 (b) และ 4 (b) เมื่อประเมินค่าเลขชี้ที่ตามแนวยาวในลักษณะ line profile ผ่านบริเวณสิ่งแปลกปลอมโลหะเพื่อวัดค่าความเข้ม (intensity) ในระดับที่ผ่านเนื้อเยื่อ สิ่งแปลกปลอมโลหะและอุปกรณ์สอดใส่แร่ tandem แสดงข้อมูลดังรูปที่ 3 (c) และรูปที่ 4 (c) แสดง line profile ที่ลากผ่านเนื้อเยื่อ สิ่งแปลกปลอมโลหะและอุปกรณ์สอดใส่แร่ tandem และ ovoids ระหว่างภาพก่อนใช้อัลกอริทึมและภาพหลังใช้อัลกอริทึมที่ตำแหน่งเดียวกัน พบว่าอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะได้ดีทั้งบริเวณที่มี tandem (ภาพระดับ A) และบริเวณที่มี tandem และ ovoids (ภาพระดับ B)

ผลของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ระดับ A และระดับ B ของตำแหน่ง hypodense streak 1, hypodense streak 2, hyperdense streak 1 และ hyperdense



รูปที่ 3 แสดงภาพระดับ A ซึ่งมีอุปกรณ์สอดใส่ tandem (a) แสดงภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์อุ้งเชิงกรานก่อนการใช้ อัลกอริทึม (b) แสดงภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์อุ้งเชิงกรานหลังใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้น (c) แสดง line profile บริเวณที่ลากผ่านอุปกรณ์สอดใส่ tandem ในภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้น



รูปที่ 4 แสดงภาพระดับ B ซึ่งมีอุปกรณ์สอดใส่ tandem และ ovoids (a) แสดงภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์อุ้งเชิงกราน ก่อนการใช้ อัลกอริทึม (b) แสดงภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์อุ้งเชิงกรานหลังใช้อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้น (c) แสดง line profile ที่ลากผ่านอุปกรณ์สอดใส่เปรียบเทียบระหว่างภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึม

ตารางที่ 1 แสดงค่าสิ่งรบกวนซึ่งวัดที่ระดับ A ซึ่งปรากฏการรบกวนต่อเนื่องเฉพาะ tandem และระดับ B ที่ปรากฏการรบกวนต่อเนื่อง tandem และ ovoids ในภาพก่อน หลังใช้ข้อลกริที่มีและแสดงค่าร้อยละความแตกต่างของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ตำแหน่งเดียวกัน

ลำดับที่ ผู้ป่วย	Hypodense streak 1			Hypodense streak 2			Hypodense streak 1			Hypodense streak 2		
	SD _{before}	SD _{after}	%diff	SD _{before}	SD _{after}	%diff	SD _{before}	SD _{after}	%diff	SD _{before}	SD _{after}	%diff
A1	61.20	19.84	67.58	89.39	22.25	75.11	43.19	26.80	37.95	47.86	23.97	49.92
A2	56.66	15.85	72.03	85.90	41.22	52.01	38.71	11.38	70.60	74.95	28.96	61.36
A3	75.18	22.81	69.66	66.81	16.99	74.57	36.98	20.68	44.08	54.78	27.44	49.91
A4	75.86	16.11	78.76	69.54	16.94	75.64	25.27	16.24	35.73	70.32	31.06	55.83
A5	69.89	11.75	83.19	86.97	27.77	68.07	35.88	16.86	53.01	92.82	39.06	57.92
A6	57.47	15.01	73.88	80.17	19.03	76.26	54.97	26.60	51.61	130.31	46.22	64.53
A7	61.24	14.42	76.45	58.67	21.20	63.87	47.77	25.21	47.23	43.86	21.78	50.34
A8	76.97	17.83	76.84	55.14	10.58	80.81	61.44	33.22	45.93	53.40	28.69	46.27
A9	62.66	33.38	46.73	84.15	51.44	38.87	145.61	57.68	60.39	54.54	41.44	24.02
A10	59.69	18.00	69.84	67.01	24.11	64.02	59.43	38.97	34.43	56.56	39.89	29.47
ค่าเฉลี่ย	65.68	18.50	71.83	74.38	25.15	66.18	54.93	27.36	50.18	67.94	32.85	51.65
P-value	0.0000			0.0000			0.0034			0.0006		
B1	59.60	12.65	78.78	41.97	18.06	56.97	136.58	126.18	7.61	72.34	62.42	13.71
B2	132.33	9.88	92.53	158.86	8.86	94.42	75.74	64.88	14.34	93.26	55.70	40.27
B3	280.95	2.81	98.99	100.07	13.57	86.44	28.35	35.45	25.04	38.69	25.56	33.94
B4	84.64	22.49	73.43	73.38	29.80	59.39	57.30	37.19	35.10	79.09	45.05	43.04
B5	72.60	10.98	84.88	120.14	10.57	91.20	87.54	32.53	62.84	81.79	44.24	45.91
B6	167.70	46.77	72.11	391.64	47.76	87.81	92.98	63.81	31.37	119.14	94.64	20.56
B7	148.08	10.89	92.65	92.15	6.41	-93.04	48.32	40.93	15.29	41.88	22.38	46.56
B8	134.10	9.29	93.07	103.15	27.66	73.18	138.06	105.06	23.90	86.41	50.04	42.10
B9	70.96	18.85	73.43	94.15	11.97	87.29	69.93	47.07	32.69	57.59	23.10	59.89
B10	246.47	40.21	83.60	86.37	32.84	61.98	80.65	63.95	20.71	108.43	91.44	15.67
ค่าเฉลี่ย	139.74	18.48	86.77	126.19	20.75	83.56	81.55	61.71	24.33	77.86	51.46	33.91
P-value	0.0006			0.0051			0.0048			0.0000		

หมายเหตุ: SD_{before} หมายถึง ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานก่อนการใช้ข้อลกริที่มี SD_{after} หมายถึง ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานหลังการใช้ข้อลกริที่มี
%diff หมายถึง Percentage of SD difference ระหว่างภาพก่อนและหลังการใช้ข้อลกริที่มี

streak 2 จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกจำนวน 10 ราย แสดงดังตารางที่ 1 โดยภาพในระดับ A เมื่อใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ ค่าร้อยละความแตกต่างของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานระหว่างก่อนและหลังการใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะเท่ากับ 71.83, 66.18, 50.18 และ 51.65 ตามลำดับ ภาพในระดับ B ค่าร้อยละความแตกต่างของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 86.77, 83.56, 24.33 และ 33.91 ตามลำดับ ผลการประเมินความสามารถในการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่ระดับ A และระดับ B มีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานในบริเวณที่สนใจในตำแหน่ง hypodense streak 1, hypodense streak 2, hyperdense streak 1 และ hyperdense streak 2 ในภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึมแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p < 0.05$ ดังแสดงในตารางที่ 1

ผลของการประเมินค่าเฉลี่ยที่เฉลี่ยที่ระดับภาพ A และ B ของตำแหน่ง hypodense streak 1, hypodense streak 2, hyperdense streak 1 และ hyperdense streak 2 บนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกจำนวน 10 ราย แสดงดังตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยที่เฉลี่ยที่ระดับ A ค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยที่ก่อนใช้อัลกอริทึมและบริเวณที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะเท่ากับ 252.21, 307.86, 199.79 และ 206.95 ตามลำดับ หลังใช้อัลกอริทึมมีค่าเท่ากับ 65.19, 64.83, 149.64 และ 148.82 ตามลำดับ ระดับ B ค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยของค่าเฉลี่ยที่เฉลี่ยที่ก่อนใช้อัลกอริทึมและบริเวณที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ เท่ากับ 669.40, 655.07, 376.49 และ 379.67 ตามลำดับ และหลังใช้อัลกอริทึมมีค่าเท่ากับ 57.02, 40.56, 292.05 และ 291.61 ตามลำดับ

ตารางที่ 2 แสดงค่าเฉลี่ยที่ในตำแหน่งเนื้อเยื่อซึ่งไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะบริเวณกำหนดให้เป็นค่าเฉลี่ยที่มาตรฐาน (CT standard) และค่าเฉลี่ยที่ของ hypodense streak 1, hypodense streak 2, hyperdense streak 1, hyperdense streak 2 ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อนและหลังการใช้อัลกอริทึม และแสดงค่าร้อยละความแตกต่างของค่าเฉลี่ยที่

ภาพระดับ	CT _{STD}	Hypodense streak 1				Hypodense streak 2			
		CT _{before}	CT _{after}	%difference (CT _{before} ' / CT _{standard})	%difference (CT _{after} ' / CT _{standard})	CT _{before}	CT _{after}	%difference (CT _{before} ' / CT _{standard})	%difference (CT _{after} ' / CT _{standard})
A	33.35	-50.76	55.09	252.21	65.19	-69.31	54.96	307.86	64.83
B	33.28	-189.50	14.30	669.40	57.02	-184.70	19.78	655.07	40.56
		Hyperdense streak 1				Hyperdense streak 2			
A	33.35	99.97	83.24	199.79	149.64	102.36	82.97	206.95	148.82
B	33.28	158.55	130.40	376.49	292.05	159.61	130.31	379.67	291.61

หมายเหตุ: CT_{STD} หมายถึง ค่าเฉลี่ยที่มาตรฐาน CT_{before} หมายถึง ค่าเฉลี่ยที่ก่อนการใช้อัลกอริทึม CT_{after} หมายถึง ค่าเฉลี่ยที่หลังการใช้อัลกอริทึม
 A หมายถึง ค่าเฉลี่ยเลขชี้ที่ในภาพของผู้ป่วยรายที่ 1 ถึง รายที่ 10 ในระดับ A
 B หมายถึง ค่าเฉลี่ยเลขชี้ที่ในภาพของผู้ป่วยรายที่ 1 ถึง รายที่ 10 ในระดับ B

วิจารณ์

อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถหาขอบเขตโลหะ โดยอัตโนมัติด้วยเทคนิค k-means clustering ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของผู้ป่วยที่ใส่อุปกรณ์สอดใส่แร่ในงานทางรังสีรักษาในระยะใกล้จากผู้ป่วยจำนวน 10 ราย จากรูปที่ 4 และ 5 พบว่าอัลกอริทึมสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะทั้งในภาพระดับ A และระดับ B บริเวณสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เป็นสีดำ (hypodense streak) และสีขาว (hyperdense streak) ถูกแทนที่ด้วยค่าเลขซีทีของเนื้อเยื่อบริเวณใกล้เคียง เมื่อพิจารณาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานพบว่าภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หลังจากใช้อัลกอริทึมมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานลดลงซึ่งเป็นผลจากการลดสัญญาณรบกวนได้ดี โดยพบว่าตำแหน่ง hypodense streak 1 ที่ระดับ B สามารถลดสัญญาณรบกวนได้ดีที่สุดด้วยค่าร้อยละความแตกต่างของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 86.77 และเมื่อพิจารณาค่าทางสถิติในภาพระดับ A และระดับ B พบว่าในตำแหน่งที่สนใจทั้ง 4 ตำแหน่งบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อนและหลังใช้อัลกอริทึม ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ค่า $p < 0.05$ เมื่อพิจารณาค่าเลขซีทีในบริเวณ hypodense streak 1, hypodense streak 2, hyperdense streak 1 และ hyperdense streak 2 ที่ระดับ A และ B ในภาพก่อนและหลังใช้อัลกอริทึม พบว่าค่าเลขซีทีเฉลี่ยหลังจากใช้อัลกอริทึมมีค่าใกล้เคียงกับค่าเลขซีทีมาตรฐานมากกว่าภาพก่อนใช้อัลกอริทึม ซึ่งในระดับ B ตำแหน่ง hypodense streak 2 ค่าเฉลี่ยเลขซีทีหลังจากใช้อัลกอริทึมมีค่าใกล้เคียงกับค่าเลขซีทีมาตรฐานมากที่สุด โดยมีความแตกต่างกับค่าเลขซีทีมาตรฐาน 8.28 HU ค่าร้อยละความแตกต่างของเลขซีทีก่อนใช้อัลกอริทึมและตำแหน่งซึ่งไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ เท่ากับ 65.07 และหลังใช้อัลกอริทึมเท่ากับ 40.56 ในระดับ B ตำแหน่ง hyperdense streak 1 ค่าเฉลี่ยเลขซีทีหลังจากใช้อัลกอริทึมมีค่าแตกต่างกับค่าเลขซีทีมาตรฐานมากที่สุด ซึ่งมีความแตกต่างกับค่าเลขซีทีมาตรฐาน 97.12 HU แสดงให้เห็นว่าอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้น

สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่ปรากฏเป็นสีดำซึ่งเป็นบริเวณที่เป็นอากาศได้ดี ซึ่งเป็นผลจากการตัดแยกอุปกรณ์สอดใส่แร่โลหะทั้ง tandem และ ovoids ได้อย่างถูกต้อง อีกทั้งอุปกรณ์สอดใส่แร่และเนื้อเยื่อข้างเคียงไม่มีการบิดเบี้ยว (distortion) ซึ่งเป็นข้อดีแตกต่างจากเทคนิค projection interpolation ของ Roeske และคณะ^๑ ซึ่งภาพที่ปรากฏหลังจากใช้อัลกอริทึมพบว่าการบิดเบี้ยวของเนื้อเยื่อข้างเคียงและอุปกรณ์สอดใส่แร่ซึ่งเกิดจากขั้นตอนการสร้างภาพใหม่และการประมาณค่าของแต่ละ projection สำหรับงานวิจัยของ จิตติพงศ์ แก้วเหล็ก และคณะ^{๑๔} ซึ่งใช้หลักการแก้ค่าไซโนแกรมสมบูรณ โดยทดสอบกับภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์กระดูกสันหลังส่วนเอวที่มีแท่งเหล็กยึดกระดูกและกระดูกแบบบางส่วนเปรียบเทียบกับอัลกอริทึมเชิงพาณิชย์ชนิด Gemstone spectral imaging (GSI) สามารถลดสิ่งรบกวนได้ดี ระยะเวลาในการแก้ไขรูปภาพด้วยหลักการไซโนแกรมสมบูรณใช้เวลาประมาณ 5-10 วินาที จากผลงานวิจัยนี้ยังมีข้อจำกัด คือผู้วิจัยทำการประเมินคุณภาพเชิงปริมาณเท่านั้นซึ่งอาจทำให้ยังไม่มีผลคุณภาพเชิงคลินิก โดยในขั้นตอนต่อไปของงานวิจัย ผู้วิจัยจะดำเนินการประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ผู้เชี่ยวชาญเพื่อให้ได้ผลการทดสอบความสามารถของอัลกอริทึมทั้งเชิงปริมาณและเชิงคลินิกต่อไป

สรุป

การวิจัยครั้งนี้ได้ทดสอบอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะด้วยหลักการแก้ค่าไซโนแกรมของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จากการทดสอบอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นด้วยหลักการแก้ค่าไซโนแกรมให้สมบูรณด้วยเทคนิคเค-มิน คลัสเตอริงในการจำแนกโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก 10 ราย พบว่าอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากอุปกรณ์สอดใส่แร่ทั้ง tandem และ ovoids ได้ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานซึ่งวัดจากภาพหลังจากใช้อัลกอริทึมที่ตำแหน่ง hypodense streak และ hyperdense streak

มีค่าลดลง ค่าเลขชี้กำลังในตำแหน่งที่เป็นสิ่งแปลกปลอมโลหะมีค่าใกล้เคียงกับค่าเลขชี้กำลังมาตรฐาน อัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นสามารถช่วยลดสิ่งแปลกปลอมโลหะและปรับปรุงคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ให้ดีขึ้นเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการวางแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกได้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณนางรังสิรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ สำหรับการเอื้ออำนวยในการเก็บข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ผู้ป่วยซึ่งใช้ในการศึกษาครั้งนี้ และขอบคุณคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร สำหรับสถานที่ในการวิเคราะห์ข้อมูล

เอกสารอ้างอิง

1. National Cancer Institute, Department of Medical Services, Ministry of Public Health. Hospital-based cancer registry annual report 2012. Bangkok: Information Technology Division, National Cancer Institute Thailand; 2014.
2. Krusun S. Brachytherapy in cancer Thailand. Khon Kaen: Department of Radiological Technology, Faculty of Medicine, Khon Kaen University; 2015.
3. Pattaranuthaporn P. Basic radiation therapy. Bangkok: Satorn; 2002; p.87 - 150.
4. Xu C, Verhaegen F, Laurendeau D, et al. An algorithm for efficient metal artifact reductions in permanent seed implants. *Med Phys* 2011; 38: 47 - 56.
5. Li H, Noel C, Chen H, et al. Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy. *Med Phys* 2012; 39: 7507 - 17. DOI: org/10.1118/1.4762814.
6. Schoepel SL, Lavigne ML, Martel MK, et al. Three-dimensional treatment planning of intracavitary gynecologic implants: analysis of ten cases and implications for dose specification. *Int J Radiation Oncol Biol Phys* 1994; 28: 277 - 83. DOI: http://dx.doi.org/10.1016/0360-3016(94)90168-6.
7. Li S. Computer-aided gynecologic intracavitary brachy-

therapy. *Med Phys* 1997; 24: 335 - 7. DOI: http://dx.doi.org/10.1118/1.598082.

8. Roeske JC, Lund C, Pelizzari CA, et al. Reduction of computed tomography metal artifacts due to the Fletcher-Suit applicator in gynecology patients receiving intracavitary brachytherapy. *ABS* 2003; 2: 207 - 14. DOI: http://dx.doi.org/10.1016/j.brachy.2003.08.001.
9. Metal Artifact Reduction for Orthopedic Implants (O-MAR) [homepage on the Internet]. Andover, Massachuserrs: Philips Health Care System; 2012 [cited 2015 August 28]. Available from: http://clinical.netforum.healthcare.philips.com/us_en/Explore/White-Papers/CT/Metal-Artifact-Reduction-for-Orthopedic-Implants-(O-MAR)
10. Bär E, Schwahofer A, Kuchenbecker S, et al. Improving radiotherapy planning in patients with metallic implants using the iterative metal artifact reduction (iMAR) algorithm. *Biomed Phys Eng Express* 2015; 1: 025206. DOI: 10.1088/2057-1976/1/2/025206.
11. Kaewlek T, Koolpiruck D, Thongvigitmanee S, et al. Metal artifacts reduction of pedicle screws on spine computed tomography images using variable thresholding technique. *Proceeding of the 6th Annual Scientific Meeting on Challenges of Quality Assurance in Radiation Medicine*; 2012 Feb 23-26; Amarin Lagoon Hotel, Phitsanulok, Thailand. Bangkok: Thai Medical Physicist Society and Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University; 2012; p.113 - 5.
12. Kaewlek T, Koolpiruck D, Thongvigitmanee S, et al. Metal artifact reduction and image quality evaluation of lumbar spine CT images using metal sinogram segmentation. *J Xray Sci* 2015; 23: 649 - 66. DOI: 10.3233/XST-150518.
13. Chen Y, Li Y, Guo H, et al. CT metal artifact reduction method based on improved image segmentation and sinogram in-painting. *Math Probl Eng* 2012; 2012: 1 - 18. DOI: 10.1155/2012/786281.
14. Kaewlek T. 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* 2015; 33: 177 - 85.