



การประเมินการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยการประยุกต์ใช้โทโทล วารีเอชัน อินเพนทิง สำหรับการจำลองการรักษาส่วนศีรษะและลำคอ

กาญจนา พุทธบุรี¹ และฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก²

Evaluation of Metal Artifacts Reduction Algorithm using Total Variation Inpainting for Head and Neck Simulation

Kanchana Putthaburi¹ and Titipong Kaewlek²

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

²ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000

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

²Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Muang, Phitsanulok, Thailand

*Corresponding author. E-mail : kanchanaput58@email.nu.ac.th

บทคัดย่อ

สิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาที่เกิดจากโลหะรากฟันเทียมส่งผลให้การวางแผนการรักษาเพื่อกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะปกติเกิดความผิดพลาดและอาจส่งผลกระทบต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับรักษาผู้ป่วยมะเร็ง อย่างไรก็ตาม สิ่งแปลกปลอมโลหะดังกล่าวสามารถลดได้ด้วยการใช้อัลกอริทึมที่เหมาะสม วัตถุประสงค์การศึกษาวิจัยในครั้งนี้เพื่อศึกษาและประเมินอัลกอริทึมสำหรับลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพจำลองการรักษาส่วนศีรษะและลำคอที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะจากรากฟันเทียม การศึกษานี้ใช้วิธีการประมวลผลภาพดิจิทัลเพื่อจำแนกข้อมูลภาพโลหะด้วยเทคนิค ฟัชซี ซี มีน จากข้อมูลภาพต้นฉบับ จากนั้นทำการประมาณค่าข้อมูลไซน์แกรมบางส่วนที่ขาดหายไปด้วยวิธีการประมาณค่าเชิงเส้นและประมาณค่าทำซ้ำเทคนิคโทโทล วารีเอชัน อินเพนทิง (ทีวี) เพื่อให้ได้ข้อมูลไซน์แกรมที่สมบูรณ์ ผลการประเมินคุณภาพเชิงปริมาณระหว่างภาพก่อนและหลังการใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ พบว่าสามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่มีลักษณะเส้นสีขาว และแถบสีดำได้ สามารถเพิ่มคุณภาพของภาพจำลองที่สร้างขึ้น และนำไปใช้ในการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากโลหะรากฟันเทียมได้

คำสำคัญ: การลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ ไซน์แกรม การประมาณค่า โทโทล วารีเอชัน อินเพนทิง

Abstract

Metal artifacts from metal dental 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 study and evaluate a metal artifact reduction algorithm for radiotherapy treatment planning on the simulated head and neck phantom images inserted dental implant. This study used the digital image processing to segment metal objects in initial image, fuzzy c-mean technique was used. Linear interpolation and total variation inpainting (TV) were restored the data to complete sinogram data. Quantitative image quality compared between the initial image and the reduced metal artefact images. The TV algorithm can eliminated streak artifact and dark band. The TV algorithm can improve image quality in metal artifact-affected simulation images caused by the dental inplant.

Keywords: Metal Artifacts Reduction, Sinogram, Interpolation, Total Variation Inpainting



บทนำ

มะเร็งของศีรษะและลำคอเป็นมะเร็งที่พบบ่อยในชายไทย วิธีการรักษามีทั้งการรักษาหลักด้วยรังสีรักษา หรือการใช้รังสีรักษาร่วมกับการผ่าตัด และ/หรือการให้ยาเคมีบำบัด โดยจะขึ้นอยู่กับตำแหน่งรอยโรค และระยะของโรค ซึ่งปัจจุบันการรักษาทางรังสีรักษาได้รับความนิยมค่อนข้างมาก เนื่องจากมีประสิทธิภาพในการรักษาที่สูง และได้ผลการรักษาที่ดี (วิเชียร ศรีมนุนิทรนิมิต, วิโรจน์ ศรีอุฬารพงศ์, & สุดสวาท เลหาวินิจ, 2552) ก่อนทำการรักษาต้องผ่านขั้นตอนของการวางแผนและจำลองการรักษา เนื่องจากกายวิภาคของอวัยวะบริเวณศีรษะและลำคอมีความซับซ้อน โดยอาศัยการจำลองการรักษาแบบสามมิติด้วยการใช้ภาพตัดขวางจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT simulation) ที่ทำให้เห็นรอยโรคได้ชัดเจน และช่วยในการกำหนดตำแหน่งของรอยโรคอวัยวะปกติข้างเคียงได้อย่างถูกต้อง แต่อย่างไรก็ตามการสร้างภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ในกรณีที่ผู้ป่วยมีอุปกรณ์รากฟันเทียมจะส่งผลให้เกิดสิ่งแปลกปลอมโลหะจากบริเวณที่มีการสแกนภาพผ่านโลหะดังกล่าว ทำให้บดบังอวัยวะที่สำคัญ กระทั่งต่อการคำนวณปริมาณรังสีของผู้ป่วยเกิดความผิดพลาดได้ (O'Daniel et al., 2007) มีการศึกษาวิจัยวิธีการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะก่อนหน้าหลายวิธี (Li et al., 2012; Tongngarm, Kaewlek, Khamfongkhrua, & Udee, 2016; Verburg & Seco, 2012) วิธีที่ผู้วิจัยสนใจ เป็นวิธีทำให้ไซโนแกรมสมบูรณ์ (Sinogram completion) (Kaewlek, Koolpiruck, Thongvigittanee, & Thammakittiphan, 2012; กำแพง นิ่มเจริญ, ปัทมาวรรณ สมใจ, & อนุพงษ์ คงสา, 2557) กระบวนการลดสิ่งแปลกปลอมเริ่มจากการค้นหาข้อมูลภาพที่เป็นโลหะในภาพ แยกออกจากเนื้อเยื่ออื่น ๆ ก่อนจะทำข้อมูลให้อยู่ในรูปของไซโนแกรม แล้วหาขอบเขตของไซโนแกรมของโลหะ ก่อนจะประมาณค่าข้อมูลบริเวณที่ตัดข้อมูลของโลหะออกไปขึ้นมาใหม่ โดยวิธีการที่มักใช้ประมาณค่าข้อมูลคือวิธีการประมาณค่าเชิงเส้น (Linear interpolation) เมื่อได้ข้อมูลที่สมบูรณ์แล้วจึงนำข้อมูลนั้นมาสร้างภาพใหม่ จากกระบวนการนี้จะทำให้ได้ภาพที่ลดสิ่งแปลกปลอมโลหะลงไปได้ จากการศึกษางานวิจัยต่าง ๆ ที่ใช้การประมาณค่าด้วยวิธีการประมาณค่าเชิงเส้น มีข้อเสียคือมักเกิดสิ่งแปลกปลอมขึ้นมาใหม่ด้วย (Jeong & Ra, 2009; Veldkamp, Joemai, van der Molen, & Geleijns, 2010) จากเหตุผลดังกล่าวผู้วิจัยจึงมีแนวคิดที่จะทดสอบการประมาณค่าข้อมูลบนไซโนแกรมด้วยวิธีการประมาณค่าแบบซ้ำ (Iterative interpolation) แล้วนำผลของทั้งสองวิธีการมาเปรียบเทียบผลการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ ด้วยการประเมินคุณภาพ ในภาพจำลองและภาพผู้ป่วย ก่อนที่จะนำไปศึกษาประยุกต์ใช้ในการวางแผนการรักษาในงานรังสีรักษา

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

1. เครื่องมือและอุปกรณ์

1.1 ภาพจำลองเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนศีรษะและลำคอที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ ที่สร้างด้วยโปรแกรม MATLAB

1.2 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนศีรษะและลำคอ ใช้เทคนิคการตั้งค่าถ่ายภาพด้วยความต่างศักย์ไฟฟ้า 120 kVp ค่ากระแส 250 mAs ความหนาสไลด์ (Slice thickness) เท่ากับ 3 มิลลิเมตร จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา รุ่น Brilliance Big Bore ยี่ห้อ Philip 16 slices

1.3 โปรแกรมแมตแลบ (MATLAB version R2010b)

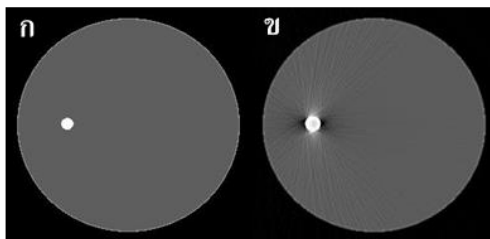
1.4 โปรแกรมอิมเมจเจ (Image J)



2. วิธีการศึกษา

2.1 การออกแบบและจำลองภาพส่วนศีรษะและลำคอ

ออกแบบและจำลองภาพส่วนศีรษะและลำคอที่ใส่รากฟันเทียมโดยใช้โปรแกรมแมตแลบ เมื่อได้ภาพจำลองที่มีลักษณะรูปร่างและค่าข้อมูลภาพ (Intensity value) คล้ายกับภาพส่วนศีรษะและลำคอ ที่สร้างจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของส่วนศีรษะและลำคอของคนไข้แล้ว นำภาพจำลองที่ได้ไปใช้ในการศึกษาเพื่อหาอัลกอริทึมที่เหมาะสมในการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากรากฟันเทียม โดยจำลองให้มีรากฟันเทียมบริเวณฟันกรามล่าง (Molar) ฟันซี่ที่ 2 ทางด้านซ้าย แล้วสร้างภาพให้เกิดสิ่งแปลกปลอมโดยมีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 1



รูปที่ 1 รูปแสดงจำลองส่วนศีรษะและลำคอ (ก) ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ (ข) มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ

2.2 การทดสอบอัลกอริทึม

การทดสอบผลการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะของอัลกอริทึม เปรียบเทียบระหว่างผลจากวิธีการประมาณค่าเชิงเส้น (Linear interpolation) กับวิธีการประมาณค่าแบบซ้ำ (Iterative interpolation) เพื่อทดสอบว่าวิธีการใดที่สามารถลดสิ่งแปลกปลอมโลหะที่เกิดจากรากฟันเทียมได้ดี เริ่มจากการพัฒนาอัลกอริทึมด้วยโปรแกรมแมตแลบ ด้วยขั้นตอนดังนี้

2.2.1 การจำแนกข้อมูลโลหะ (Metal Segmentation)

จำแนกข้อมูลภาพของโลหะแบบอัตโนมัติในภาพจำลองของส่วนศีรษะและลำคอด้วยวิธีการ Multilevel threshold โดยทำการจำแนกข้อมูลภาพโลหะซึ่งเป็นส่วนของรากฟันเทียม โดยการกำหนดค่า Threshold ของชุดข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ แบ่งออกเป็นชุดข้อมูลตามที่ต้องการ โดยจะมีความกว้างของความเข้มเท่ากับ R1 (กำหนดได้ด้วยค่า Threshold คือ T_{i-1} , T_i) ดังสมการ 1 โดยกำหนดให้ส่วนที่ต้องการเลือกมีค่าเท่ากับ 1 และส่วนอื่นมีค่าเท่ากับ 0 ผลของการจำแนกทำให้ได้ข้อมูลที่แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ ส่วนของโลหะและส่วนของเนื้อเยื่อ

$$g(x, y) = R_i \quad (1)$$

$$if (T_{i-1} \leq g(x, y) < T_i), i = 1, \dots, N \quad (2)$$

โดยกำหนดให้ $g(x, y)$ เป็นข้อมูลภาพ ณ ตำแหน่งที่ (x, y) , T เป็นค่า Threshold

2.2.2 การจำแนกข้อมูลภาพโลหะที่ปรากฏบนไซโนแกรมโดยใช้เทคนิค Fuzzy C-mean (Metal sinogram segmentation: Fuzzy C-mean)

ทำการเปลี่ยนข้อมูลภาพส่วนเนื้อเยื่อและโลหะ จากภาพเชิงสเปเชียล (Spatial domain) ให้เป็นภาพเชิงไซโนแกรม (Sinogram domain) และหาขอบเขตของไซโนแกรมโลหะอัตโนมัติด้วยหลักการ Fuzzy C-Mean (Aja-Fernández, Curiale, & Vegas-Sánchez-Ferrero, 2015) โดยการแยกค่าข้อมูลไซโนแกรมโลหะเป็น 2 กลุ่ม กำหนดให้ 1 แสดงค่าข้อมูลไซโนแกรมโลหะ และ 0 แสดงค่าข้อมูลในส่วนหลังภาพ (Image background) โดยขั้นตอนการทำ Threshold ของไซโนแกรมโลหะใช้วิธีการ Fuzzy C-Mean เมื่อกำหนดให้ $I(r)$ เป็นภาพไซโนแกรมตั้งต้น โดย L เป็นบริเวณที่มี Threshold แตกต่างกัน และบริเวณที่ต้องการ Segment กำหนดให้เป็น $M(r)$ แสดงดังสมการที่ 3



$$M(r) = g_s \{I(r)\} \quad (3)$$

โดย $g_s \{ \}$ คือวิธีการ Segmentation โดยทำงานเป็นฟังก์ชัน

N เป็นระดับของ Gray scale ภายในภาพ $I(r)$ ซึ่งมีค่าอยู่ใน L เช่น $g_s : N_i \rightarrow L$ โดยที่ $L < N_i$

ขั้นตอนการ Segmentation ทุกพิกเซลซึ่งอยู่ในภาพ $I(r)$ เป็นสมาชิก (Member ship) ในแต่ละส่วนของภาพ (L region) กำหนดให้เป็นค่าสมาชิกของฟังก์ชัน โดยมีค่า $\mu_l(x), l=1, \dots, L$ ซึ่งเป็นสมาชิกของฟังก์ชัน Fuzzy ของพื้นที่ I (I^h) ลำดับการคัดแยกโซนแกรมโลหะประกอบไปด้วย 5 ขั้นตอนต่อไปนี้

1) การแยกกลุ่มของ Centroid (Extraction of the centroids) กำหนดให้พื้นที่ซึ่งมีความเข้มแตกต่างกัน สามารถกำหนดจุดศูนย์กลางของชุดข้อมูลหรือบริเวณที่ต้องการจำแนกได้ ในกรณีแยกเป็น 2 กลุ่ม โดยที่ ($L=2, L < N_i$)

2) กำหนดค่าสมาชิกของ Fuzzy ในฟังก์ชัน (Definition of fuzzy membership) ค่าสมาชิกของฟังก์ชัน Fuzzy เมื่อ $\mu_l(x), l=1, \dots, L$ มีค่าใกล้เคียงกับ Centroids ที่กำหนดไว้ในข้อ 1 โดยสามารถคำนวณได้จากค่าฮิสโตแกรม (Histogram) ของภาพโซนแกรมโลหะ สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 4

$$h(I) \approx (x+a)^n = \sum_{l=1}^L \omega_l \cdot \rho_l(x; \theta_l) \quad (4)$$

โดย $h(I)$ คือบริเวณที่ต้องการจำแนกออกจากภาพตั้งต้น $\rho_l(x; \theta_l)$ คือค่าฟังก์ชันความเข้ม

θ_l, ω_l คือค่าน้ำหนัก weight โดยค่าที่ดีที่สุด $\sum_{l=1}^L \omega_l = 1$

3) ทำการหาค่าสมาชิกแต่ละกลุ่มของ Centroids จากค่าพิกเซลในแต่ละส่วนของภาพแบบสุ่ม โดยสมาชิกของพิกเซลกำหนดให้เป็น r ซึ่งอยู่ในภาพ $I(r)$ แต่ละส่วน I -th โดยใช้วิธี Gaussian Membership ดังสมการที่ 10 ซึ่งผลลัพธ์ที่ได้จากขั้นตอนนี้เป็นการหา Threshold ครั้งแรก

$$\sum_{l=1}^L \mu_l(I(r)) = 1 \quad (5)$$

$$M(r) = \operatorname{argmax} \{ \mu_l(I(r)) \} \quad (6)$$

โดย $M(r)$ คือ ผลลัพธ์จากการทำ Threshold จากภาพ

หากผลที่ออกมาจะได้ค่าที่ดีที่สุด ทำการแบ่ง Centroid ด้วยค่าที่เหมาะสมผลลัพธ์ที่ได้จากสมการข้างต้น จะได้ค่าสมาชิกซึ่งเป็นเวกเตอร์ซึ่งเป็นค่าที่มากกว่า 0 ดังสมการที่ 7

$$\mu(I(r) = [\mu_1(I(r)) \mu_2(I(r)) \dots \mu_L(I(r))]) \quad (7)$$

4) ทำการรวมข้อมูลที่ได้จากข้างเคียงของบริเวณโซนแกรมโลหะ โดยการรวมแบบใช้ค่าเฉลี่ยในทุกจุด ดังสมการที่ 8

$$\mu_i^s(I(r)) = \sum_{r_i \in \eta(r)} \omega_i \cdot \mu_l(I(r_i)) \quad (8)$$

เมื่อ ω_i คือค่า Weight ของพิกเซลที่พิจารณา โดยค่าที่ใช้ในการพิจารณาควรจะเป็น Matrix จัตุรัสเพื่อเป็นค่าที่อ้างอิงกับค่า Weight ที่อยู่บริเวณข้างเคียง

$$\omega_i = 1/|\eta(r)| \quad (9)$$

ซึ่ง $|\eta(r)|$ คือขนาดของพิกเซลข้างเคียง $\mu_l(I)$ จึงมีค่าไม่เข้าใกล้ 0

5) การแยกกลุ่มข้อมูลโซนแกรมโลหะ ซึ่งค่าสมาชิกนั้นมีการแยกกลุ่มอย่างชัดเจน ดังสมการ

$$M(r) = \operatorname{argmax} \{ \mu_i^s(I(r)) \} \quad (10)$$

โดยชุดข้อมูลที่ได้เป็นค่าข้อมูลในส่วนโซนแกรมโลหะเพื่อใช้ในการประมาณค่าในขั้นตอนต่อไป



2.2.3) การประมาณค่าข้อมูล

ประมาณค่าข้อมูลโซนแกรมบางส่วนที่ขาดหายไปจากการแยกส่วนภาพโลหะด้วยวิธีการ Linear interpolation และวิธี Iterative interpolation โดยวิธีการ Linear interpolation ใช้ขอบเขตของโซนแกรมโลหะสำหรับการกำหนดจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการประมาณค่าในแต่ละมุมของ Projection บนข้อมูลภาพโซนแกรมของเนื้อเยื่ออื่นๆ เมื่อกำหนดให้ $x \in [x_0, x_1]$ สามารถประมาณค่าของฟังก์ชัน $f(x_i)$ ได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$f(x) \approx P_1(x) = fx_0 + \frac{f(x_1) - f(x_0)}{x_1 - x_0}(x_1 - x_0) \quad (11)$$

เมื่อ $f(x)$ คือ ค่าเป้าหมาย (target value) $f(x_0), x_0$ คือ จุดร่วมพิกัดแรก (first co-ordinates)
 $f(x_1), x_1$ คือ จุดร่วมพิกัดที่สอง (second co-ordinates)

ส่วนวิธีการ Iterative interpolation จะทำการประมาณค่าภาพโซนแกรมโลหะโดยการทำการประมาณค่าแบบวนซ้ำไปเรื่อยๆ จนกว่าจะได้ข้อมูลภาพโซนแกรมที่สมบูรณ์ โดยในการศึกษาครั้งนี้จะศึกษาวิธีการ Total Variation Inpainting(TV) (Kaewlek et al.; Xinhui et al., 2008) โดยเริ่มจากการหาข้อมูลตั้งแต่ขอบรอบนอกไปก่อน จากนั้นจะไล่หาข้อมูลเรื่อยๆ จนมาถึงข้างใน ทำวนซ้ำไปเรื่อยๆ จนได้ค่าประมาณที่ครบถ้วนมีขั้นตอนดังสมการดังต่อไปนี้(Chan & Shen, 2002)

$$j(u, D) = \int_{DUE} |\nabla u| dx dy + \frac{\lambda}{2} \int_E |u - u_0|^2 dx dy \quad (12)$$

เมื่อ D คือ พื้นที่ทำการปรับปรุง ภูมิภาค (region to be inpainted) E คือ สมาชิกที่ใกล้เคียงของ D
 u คือ ค่าพิกเซลเป้าหมาย ∇u คือ เกรเดียน
 λ คือ ค่าคงที่ j คือ ค่าฟังก์ชันพลังงาน

เทคนิค TV ได้รับการปรับปรุงภาพจากสมการ Euler-Lagrange (Chan & Shen, 2002) ดังต่อไปนี้

$$-\nabla g\left(\frac{\nabla u}{|\nabla u|}\right) + \lambda_e(u - u_0) = 0, \quad \lambda_e = \begin{cases} \lambda, & (x, y) \in E \\ 0, & (x, y) \in D \end{cases}$$

2.2.4) การสร้างใหม่ (Image reconstruction)

หลังจากได้ภาพโซนแกรมที่สมบูรณ์ทั้ง 2 วิธีแล้ว นำข้อมูลภาพมาสร้างภาพใหม่ โดยใช้ข้อมูลภาพโซนแกรมภายหลังการประมาณค่าข้อมูลเรียบร้อยแล้ว ด้วยวิธีการ Filtered back projection เพื่อทำการแปลงให้ข้อมูลภาพเชิงโซนแกรมให้กลับไปเป็นเชิงสเปเชียล(Spatial domain)

2.2.5) การคืนค่าข้อมูลโลหะ

ภาพที่ได้จากการสร้างภาพใหม่จะเป็นภาพที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะปรากฏบนภาพ เพื่อให้ได้ข้อมูลภาพสมบูรณ์จะทำการคืนค่าข้อมูลโลหะที่ได้จากการสร้างภาพใหม่จากขั้นตอนที่ 2.2.4 กลับเข้าไปยังตำแหน่งเดิม ดังสมการที่ 14

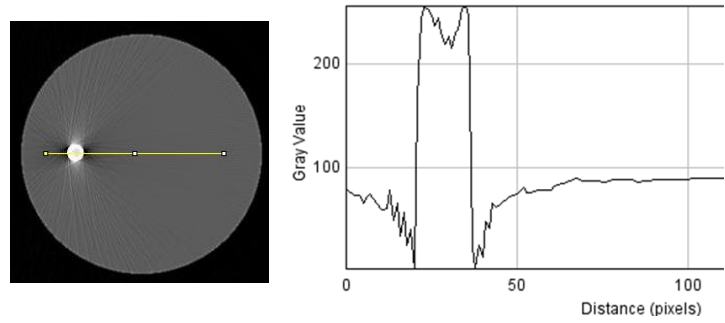
$$I_{MAR}(x, y) = I_R(x, y) \cup I_{mi}(x, y) \quad (14)$$

เมื่อ $I_{MAR}(x, y)$ คือ ภาพที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ $I_R(x, y)$ คือ ภาพที่สร้างใหม่
 $I_{mi}(x, y)$ คือ ภาพที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ

2.3. การประเมินคุณภาพเชิงปริมาณ

2.3.1 การประเมินค่าข้อมูลภาพโดยการวัดโปรไฟล์ (Profile)

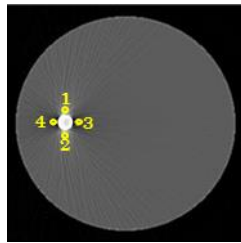
ทำการเปรียบเทียบภาพมาตรฐาน (The non-artifact images:NI) ซึ่งไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ ภาพที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ (The artifact images:AI) และภาพหลังการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ(Corrected) โดยการลากเส้นผ่านบริเวณที่สนใจด้วยโปรแกรม ImageJ เพื่อประเมินข้อมูลภาพจากลักษณะเส้นโปรไฟล์ ดังแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 แสดงการวัดโปรไฟล์ (Profile)

2.3.2 การประเมินค่าข้อมูลภาพโดยการวัดค่าข้อมูลภาพ (Intensity value)

กำหนดพื้นที่ที่สนใจ (ROI) ขนาด 30 pixels จำนวน 4 ตำแหน่งบริเวณรอบโลหะรากฟันเทียมดังแสดงในรูปที่ 3 กำหนดให้หมายเลข 1 และ 2 เป็นบริเวณที่ปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะที่มีลักษณะเส้นสีขาว (Streak artifact) และหมายเลข 3 และ 4 เป็นบริเวณที่ปรากฏสิ่งแปลกปลอมโลหะที่มีลักษณะเป็นแถบสีดำ (Dark band) ด้วยโปรแกรม ImageJ เพื่อทำการประเมินค่าข้อมูลภาพจากการวัดค่าการวัดค่าข้อมูลภาพ

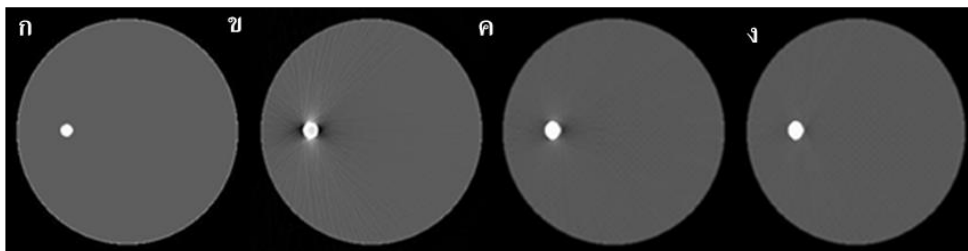


รูปที่ 3 แสดงการวัดค่า Intensity value

ผลการศึกษา

3.1 ผลการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ

ภาพจำลองเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนศีรษะและลำคอที่ใส่โลหะรากฟันเทียมซึ่งเป็นภาพมาตรฐานที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ แสดงดังรูป 4 (ก) ภาพจำลองที่ใส่โลหะรากฟันเทียมและทำการสร้างภาพให้เกิดสิ่งแปลกปลอมโลหะ แสดงดังรูป 4 (ข) ผลการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะด้วยวิธีประมาณค่าเชิงเส้น (LI) และวิธีประมาณค่าแบบซ้ำ (TV) แสดงรูป 4 (ค) และ 4 (ง) ตามลำดับ

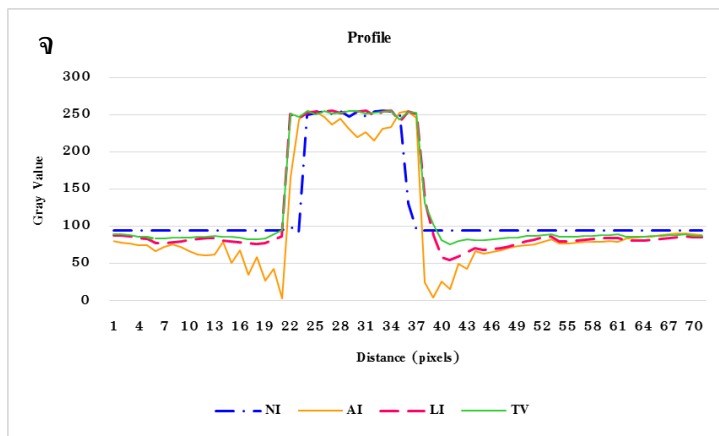
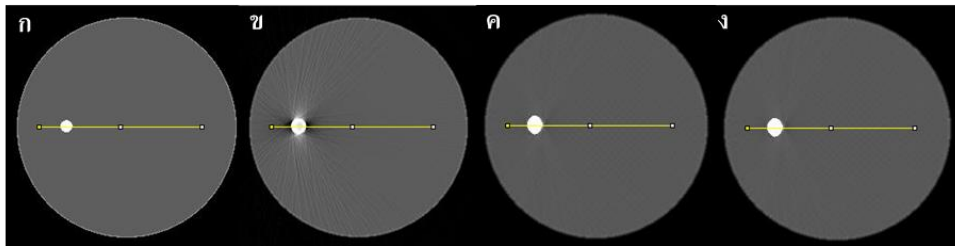


รูปที่ 4 รูป ก แสดงภาพมาตรฐานที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ (NI), รูป ข แสดงภาพก่อนการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ (AI), รูป ค แสดงภาพหลังการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยวิธี LI, รูป ง แสดงภาพหลังการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดย TV



3.2 การประเมินค่าข้อมูลภาพโดยการวัดโปรไฟล์ (Profile)

ผลการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะของอัลกอริทึมที่พัฒนาขึ้นในบริเวณพื้นที่สนใจในภาพจำลองเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนศีรษะและลำคอ เปรียบเทียบภาพมาตรฐานที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ ภาพที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ และภาพหลังการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ เมื่อประเมินค่าข้อมูลภาพ ตามแนวยาวในลักษณะเส้นโปรไฟล์ลากเส้นผ่านบริเวณสิ่งแปลกปลอมโลหะเพื่อประเมินค่าข้อมูลภาพในพื้นที่ที่ผ่านเนื้อเยื่อ โลหะรากฟันเทียมและสิ่งแปลกปลอมโลหะ แสดงข้อมูลดังรูปที่ 5 (ก-ง) และรูปที่ 5 (จ) แสดงเส้นโปรไฟล์ที่ลากผ่านเนื้อเยื่อ โลหะรากฟันเทียมและสิ่งแปลกปลอมโลหะระหว่างภาพก่อนใช้อัลกอริทึมและภาพหลังใช้อัลกอริทึมที่ระดับตำแหน่งเดียวกัน จากการทดสอบพบว่า เส้นโปรไฟล์ที่ลากผ่านบริเวณที่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะที่มีลักษณะเป็นแถบสีดำกราฟจะลดลง เมื่อใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอม ลักษณะของเส้นโปรไฟล์ของวิธี TV จะมีค่าใกล้เคียงกับเส้นโปรไฟล์ของภาพมาตรฐานมากกว่าวิธี LI



รูปที่ 5 แสดงระดับการวัดโปรไฟล์ รูป ก แสดงภาพมาตรฐานที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ (NI), รูป ข แสดงภาพก่อนการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ (AI), รูป ค แสดงภาพหลังการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยวิธี LI, รูป ง แสดงภาพหลังการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยวิธีTV, รูป จ แสดงเส้นโปรไฟล์บริเวณที่ลากผ่านโลหะรากฟันเทียมก่อนและหลังใช้อัลกอริทึม

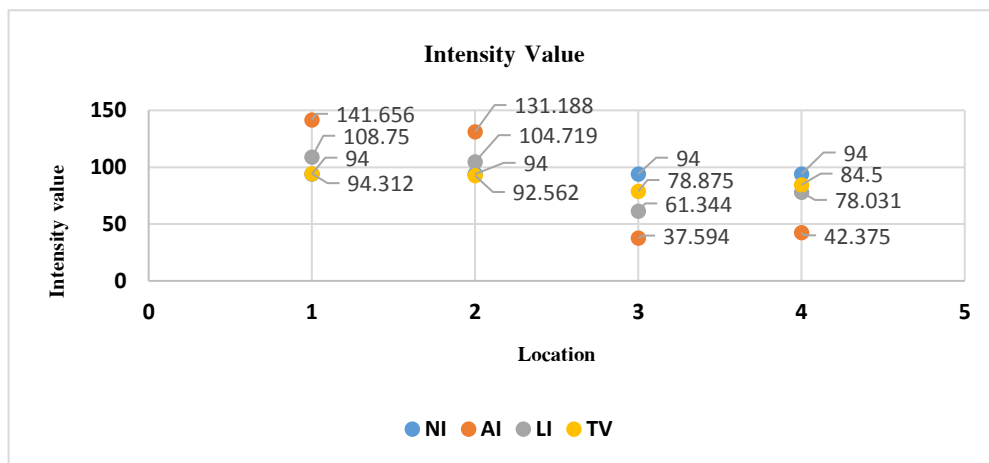
3.3 การประเมินค่าข้อมูลภาพโดยการวัดค่าข้อมูลภาพ (Intensity value)



ตารางที่ 1 แสดงค่า Intensity, SD, ที่ได้จากการวัดในบริเวณที่สนใจ หมายเลข 1, หมายเลข 2, หมายเลข 3, หมายเลข 4 ซึ่งเป็นการวัด ROI ในภาพมาตรฐานภาพที่ยังไม่ทำการแก้ค่าและภาพที่ทำการแก้ค่าแล้ว ณ ตำแหน่งเดียวกัน

ROI	NI		AI		LI		TV	
	Intensity	SD	Intensity	SD	Intensity	SD	Intensity	SD
1	94	0	141.656	12.535	108.75	9.49	94.312	5.596
2	94	0	131.188	11.423	104.719	9.626	92.562	6.143
3	94	0	37.594	20.317	61.344	5.734	78.875	4.478
4	94	0	42.375	18.1	78.031	1.823	84.5	1.32

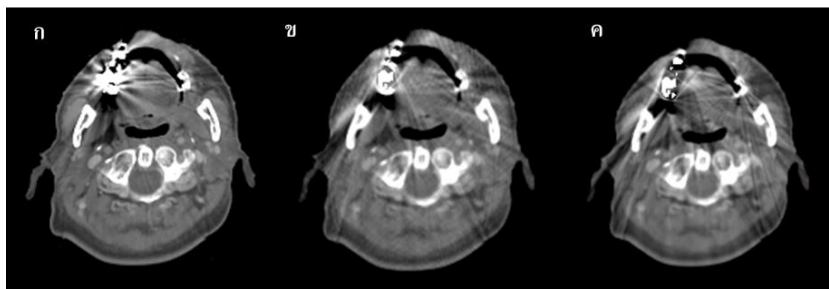
หมายเหตุ The non-artifact images (NI), the artifact images (AI), Linear interpolation (LI), Total Variation (TV)



รูปที่ 6 แสดงการวัดค่า intensity ในบริเวณที่สนใจตำแหน่งหมายเลข 1, หมายเลข 2, หมายเลข 3, หมายเลข 4 เปรียบเทียบระหว่างภาพมาตรฐาน ภาพก่อนใช้อัลกอริทึม ภาพหลังใช้อัลกอริทึมที่ได้จากการวัดในระดับเดียวกัน

ตารางที่ 1 แสดงผลการวัดค่า Intensity value และ SD ในพื้นที่ที่สนใจตำแหน่งหมายเลข 1, หมายเลข 2, หมายเลข 3, หมายเลข 4 ในภาพจำลองเอกซเรย์ส่วนศีรษะและลำคอ สำหรับภาพมาตรฐานที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ (NI) มีค่าเท่ากับ 94 ± 0 สำหรับภาพก่อนการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ (AI) มีค่าเท่ากับ 141.656 ± 12.535 , 131.188 ± 11.423 , 37.594 ± 20.317 , 42.375 ± 18.1 ตามลำดับ สำหรับภาพหลังการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยวิธี LI มีค่าเท่ากับ 108.75 ± 9.49 , 104.719 ± 9.626 , 61.344 ± 5.734 , 78.031 ± 1.823 ตามลำดับ ส่วนภาพหลังการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยวิธี TV มีค่าเท่ากับ 94.312 ± 5.596 , 92.562 ± 6.143 , 78.875 ± 4.478 , 84.5 ± 1.32 ตามลำดับ

หลังจากทดสอบอัลกอริทึมกับภาพจำลองแล้ว ได้ทำการทดสอบในภาพถ่ายเอกซเรย์จำลองส่วนศีรษะและลำคอในภาพคนไข้ จากการทดสอบพบว่า วิธี LI และ TV สามารถลดสิ่งแปลกปลอมในภาพคนไข้ทางคลินิกได้



รูปที่ 7 รูป (ก) ภาพถ่ายเอกซเรย์จำลองส่วนศีรษะและลำคอคนไข้ที่ใส่โลหะรากฟันเทียมที่ยังไม่ได้ลดสิ่งแปลกปลอมโลหะ รูป (ข) การลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะด้วยวิธี LI รูป (ค) การลดสิ่งแปลกปลอมโลหะโดยใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะด้วยวิธี TV

อภิปรายผลการศึกษา

ในการศึกษาครั้งนี้ได้ทำการลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพจำลองเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของส่วนศีรษะและลำคอ โดยแก้ไขข้อมูลโลหะที่ขาดหายจากไซโนแกรมด้วยวิธี Sinogram completion เปรียบเทียบระหว่างผลจากวิธี LI กับวิธีการ TV เพื่อประมาณค่าข้อมูลไซโนแกรมบางส่วนที่ขาดหายไปจากการแยกส่วนภาพโลหะ โดยวิธีการ LI ใช้ขอบเขตของไซโนแกรมโลหะ สำหรับการกำหนดจุดเริ่มต้นและจุดสิ้นสุดของการประมาณค่าในแต่ละมุมของ Projection บนข้อมูลภาพไซโนแกรมของเนื้อเยื่ออื่นๆ สำหรับวิธีการ TV Inpainting เริ่มจากการหาข้อมูลตั้งแต่ขอบรอบนอกไปก่อน จากนั้นจะไล่หาข้อมูลเรื่อยๆ จนมาถึงข้างใน ทำวนซ้ำไปเรื่อยๆ จนได้ค่าประมาณข้อมูลภาพไซโนแกรมที่สมบูรณ์ครบถ้วน จากการศึกษาพบว่าข้อมูลไซโนแกรมของวิธี TV มีความเรียบกว่าวิธี LI ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ (Kaewlek et al.) และจากการประเมินผลข้อมูลภาพ โดยการวัดโปรไฟล์ และวัดค่าข้อมูลภาพ พบว่าเมื่อใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอม ลักษณะของเส้นโปรไฟล์ของวิธี TV จะมีค่าใกล้เคียงกับเส้นโปรไฟล์ของภาพมาตรฐานมากกว่าวิธี LI และมีค่าข้อมูลภาพอยู่ใกล้เคียงกับค่าข้อมูลภาพของภาพมาตรฐานกว่าวิธี LI นอกจากนี้ภาพที่ได้จากการสร้างภาพใหม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะปรากฏบนภาพน้อยกว่าวิธี LI (Xinhui et al., 2008; Xue, Zhang, Xiao, Chen, & Xing, 2009) แต่อย่างไรก็ตามวิธี TV ยังมีข้อจำกัดคืออาจใช้เวลาสร้างภาพนานกว่าวิธีการ LI ซึ่งวิธี LI ใช้เวลาอยู่ที่ 0.127 วินาที ส่วนวิธี TV เวลา 413.92 วินาที คิดเป็น 3259 เท่า จำนวนในการวนซ้ำ 10,000 รอบ โดยในขั้นตอนต่อไปของงานวิจัย ผู้วิจัยจะดำเนินการปรับปรุงคุณภาพของภาพด้วยวิธีการประมาณค่าแบบซ้ำด้วยวิธีการที่มีประสิทธิภาพที่สูงขึ้น เพื่อให้การลดสิ่งแปลกปลอมโลหะมีประสิทธิภาพและลดเวลาในการคำนวณที่สั้นลง

สรุปผลการศึกษา

การวิจัยครั้งนี้ได้ทดสอบอัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะด้วยหลักการแก้ไขข้อมูลโลหะที่ขาดหายจากไซโนแกรมของภาพจำลองที่สร้างขึ้น เปรียบเทียบระหว่างวิธีการ LI และวิธีการ TV เพื่อลดสิ่งแปลกปลอมโลหะในภาพ ภาพที่ได้จากการสร้างภาพใหม่ด้วยวิธีการ TV มีความเรียบและมีค่าข้อมูลภาพของสิ่งแปลกปลอมโลหะลดลงใกล้เคียงกับค่าข้อมูลภาพของภาพมาตรฐานที่ไม่มีสิ่งแปลกปลอมโลหะ วิธี TV มีประสิทธิภาพการลดลงของสิ่งแปลกปลอมโลหะดีกว่าวิธีการ LI

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณคณาจารย์ และคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่เอื้อเฟื้อสถานที่ในการเก็บข้อมูลและวิเคราะห์ผลการวิจัยในครั้งนี้



เอกสารอ้างอิง

- Aja-Fernández, S., Curiale, A. H., & Vegas-Sánchez-Ferrero, G. (2015). A local fuzzy thresholding methodology for multiregion image segmentation. *Knowledge-Based Systems*, 83, 1-12.
- Chan, T., & Shen, J. (2002). Mathematical models for local nontexture inpaintings. *SIAM Journal on Applied Mathematics*, 62(3), 1019-1043.
- Jeong, K. Y., & Ra, J. B. (2009, Oct. 24 2009–Nov. 1 2009). *Metal artifact reduction based on sinogram correction in CT*. Paper presented at the 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC).
- Kaewlek, T., Koolpiruck, D., Thongvigitmanee, S., Mongkolsuk, M., Thammakittiphan, S., & Chiewvit, P. Total variation inpainting technique for reducing metal artifact on computed tomography image.
- Kaewlek, T., Koolpiruck, D., Thongvigitmanee, S., & Thammakittiphan, S. (2012). Metal Artifacts Reduction of Pedicle Screws on Spine Computed Tomography Images Using Variable Thresholding Technique. *6th Annual Scientific Meeting on Challenges of Quality Assurance in Radiation Medicine*.
- Li, H., Noel, C., Chen, H., Harold Li, H., Low, D., Moore, K., . . . Mutic, S. (2012). Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy. *Med Phys*, 39(12), 7507-7517.
- 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.
- Tongngarm, W., Kaewlek, T., Khamfongkhrua, C., & Udee, N. (2016). Clinical Application of K-means Clustering Algorithm for Metal Artifact Reduction in Computed Tomography Simulation Images for Intracavitary Brachytherapy. *Songklanagarind Medical Journal*, 34(3).
- Veldkamp, W. J., Joemai, R. M., van der Molen, A. J., & Geleijns, J. (2010). Development and validation of segmentation and interpolation techniques in sinograms for metal artifact suppression in CT. *Med Phys*, 37(2), 620-628.
- Verburg, J. M., & Seco, J. (2012). CT metal artifact reduction method correcting for beam hardening and missing projections. *Phys Med Biol*, 57(9), 2803-2818.
- Xinhui, D., Li, Z., Yongshun, X., Jianping, C., Zhiqiang, C., & Yuxiang, X. (2008, 19-25 Oct. 2008). *Metal artifact reduction in CT images by sinogram TV inpainting*. Paper presented at the 2008 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record.
- Xue, H., Zhang, L., Xiao, Y., Chen, Z., & Xing, Y. (2009, Oct. 24 2009–Nov. 1 2009). *Metal artifact reduction in dual energy CT by sinogram segmentation based on active contour model and TV inpainting*. Paper presented at the 2009 IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC).
- กำแพง นิ่มเจริญ, ปัทมววรรณ สมใจ, & อนุพงษ์ คงสา .2557). การพัฒนาโปรแกรมลดสิ่งแปลกปลอมโลหะสำหรับภาพโคเนบีมคอมพิวเตอร์ตัดโทโมกราฟฟีทางทันตกรรม .
- วิเชียร ศรีมุนินทร์นิมิต, วิโรจน์ ศรีอุฬารพงศ์, & สุดสวาท เลหาวินิจ) .2552). ทำความรู้จักกับโรคมะเร็งกันเถอะ . มะเร็งวิทยาสมาคมแห่งประเทศไทย :กรุงเทพฯ