



## การประเมินผลการใช้อัลกอริทึม iterative metal artifact reduction (iMAR) และการขยายสเกลของตัวเลข CT ต่อการกระจายรังสีในแผนการรักษาเทคนิค VMAT ส่วนศีรษะและลำคอ (ศึกษาในหุ่นจำลอง)

อัจฉรี ศรีนุเคราะห์

กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา

### Evaluation of the Iterative Metal Artifact Reduction (iMAR) Algorithm and an Extended CT Number Scale on Dosimetry of Head and Neck VMAT Treatment Planning (Phantom Study)

Adcharee Seenukhroah

Department of Radiology, Maharat Nakhon Ratchasima Hospital, Thailand

Received: 12 January 2023 / Revised: 7 March 2023/ Accepted: 9 March 2023

#### บทคัดย่อ

**หลักการและวัตถุประสงค์:** สิ่งแปลกปลอมจากอะมัลกัมในภาพเอกซเรย์ซีที ทำให้ตัวเลขซีที และการคำนวณแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของโรคมะเร็งศีรษะและลำคอไม่ถูกต้อง จึงทำการศึกษาเพื่อประเมินผลการใช้แก้ไขโดยใช้อัลกอริทึม iterative Metal Artifact Reduction (iMAR) และขยายสเกลซีที ในเครื่องซีทีจำลองการรักษา ร่วมกับการขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีทีในระบบวางแผนการรักษา

**วิธีการศึกษา:** สร้างและขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีทีในระบบวางแผนการรักษา จากนั้นประเมินผลการใช้ iMAR และการขยายสเกลซีที เพื่อแก้ไขตัวเลขซีที แล้วประเมินผลการใช้ iMAR และการขยายสเกลซีที ร่วมกับการขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีที ต่อความถูกต้องของแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร โดยศึกษาย้อนหลังแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ ที่มีสิ่งแปลกปลอมในภาพของโรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา ระหว่างเดือนตุลาคม 2564 ถึงมีนาคม 2565 กลุ่มตัวอย่าง 11 ราย แล้วตัดลอกตำแหน่งอะมัลกัม เป้าหมาย และวิธีคำนวณของแต่ละราย มาศึกษาในหุ่นจำลองระหว่างเดือนมิถุนายน ถึงกันยายน 2565

**ผลการศึกษา:** ในบริเวณสิ่งแปลกปลอม iMAR แก้ไขตัวเลขซีทีของเนื้อเยื่อเท่านั้น ในขณะที่การขยายสเกลซีทีแก้ไขตัวเลขซีทีของโลหะเท่านั้น แผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรที่ศึกษาในหุ่นจำลอง ผ่านเกณฑ์ประเมินของระบบพอร์ตัลโดซิเมทรี (ร้อยละ 3, 3 มม.) ทั้งหมด ผลการวัดด้วยเทอร์โมลูมิเนสเซนส์ *โดซิมิเตอร์* (ทีแอลดี) ไม่แตกต่างจากระบบวางแผนการรักษา ( $p = 0.129$ )

**สรุป:** iMAR แก้ไขตัวเลขซีทีของเนื้อเยื่อในบริเวณสิ่งแปลกปลอม ในขณะที่การขยายสเกลซีทีแก้ไขตัวเลขซีทีของโลหะ จึงควรใช้ทั้ง iMAR และการขยายสเกลซีทีในเครื่องซีทีจำลองการรักษา ร่วมกับการขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีทีในระบบวางแผนการรักษา เพื่อให้การคำนวณแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ ที่มีสิ่งแปลกปลอมจากโลหะถูกต้องยิ่งขึ้น

**คำสำคัญ:** สิ่งแปลกปลอม, การขยายสเกลซีที, อัลกอริทึม iMAR

Corresponding author: Adcharee Seenukhroah, E-mail: adcharee\_s@hotmail.com

## Abstract

**Background and Objective:** Artifacts caused by amalgam in CT (Computed Tomography) images induce incorrect CT number reconstructions and inaccurate dosimetric calculations of *volumetric modulated arc therapy (VMAT)* plans for head and neck (H&N) cancers. This study aimed to evaluate the potential of artifact correction using iterative metal artifact reduction (iMAR) algorithm and extended CT scale in CT simulator and extended CT calibration curve in treatment planning system (TPS).

**Methods:** Created and extended the CT calibration curve in TPS then evaluated the efficiency of iMAR and extended CT scale for CT number corrections and evaluated the efficiency of iMAR and extended CT scale combined with extended CT calibration curve for dosimetric accuracy of VMAT calculations, respectively. The VMAT plans for H&N cancers which contained artifacts and treated in Maharat Nakhon Ratchasima Hospital during October 2021 to March 2022 (n = 11) were studied retrospectively. The locations of amalgam, targets and calculation methods of each patient were duplicated to phantom and studied in June to September 2022.

**Results:** The errors of CT number representations of tissue in artifacts were improved only by iMAR applications whereas of metallic materials were improved only by extended CT scale applications. All of calculated VMAT plans in phantom passed criteria of Portal Dosimetry system (3%, 3 mm). There was no significant dosimetric difference between *thermoluminescent dosimeter (TLD)* measurements and TPS calculations ( $p = 0.129$ ).

**Conclusion:** The CT number discrepancies in artifacts are corrected by iMAR whereas of metallic materials are corrected by extended CT scale. Therefore the images which contained metal artifacts should be corrected by both iMAR and extended CT scale applications in CT simulator also with extension of CT calibration curve in TPS to improve the dosimetric accuracy of VMAT plans for H&N cancers.

**Keywords:** artifact, extended CT scale, iMAR algorithm

## บทนำ

อะมัลกัม (amalgam) มีความหนาแน่นของอิเล็กตรอนสูงกว่าวัสดุอุดฟันประเภทอื่น<sup>1,2</sup> จึงทำให้เกิดสิ่งแปลกปลอมบนภาพซีที (computed tomography; CT) ได้มากกว่า สิ่งแปลกปลอมบังรายละเอียดในภาพ ทำให้แพทย์รังสีรักษาขาดโครงสร้างต่าง ๆ ในการวางแผนเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร (volumetric modulated arc therapy; VMAT) เพื่อรักษาโรคมะเร็งศีรษะและลำคอได้ยากขึ้น และยังเปลี่ยนค่าตัวเลขซีที ที่หน่วยเป็นค่าฮาวฟิลด์ยูนิต (Hounsfield unit; HU) ทำให้ค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนที่ได้ และการคำนวณการกระจายรังสีไม่ถูกต้อง สถาบันส่วนใหญ่แก้ไขโดยการวาดขอบเขตโลหะและสิ่งแปลกปลอมด้วยมือ แล้วกำหนดค่าตัวเลขซีที ให้ตรงกับค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนสัมพัทธ์ (relative electron density; RED) ของน้ำ แต่ใช้เวลาและทรัพยากรมาก และยังลดความแม่นยำทางรังสีรักษา วิธีแก้ไขแบบอื่น ได้แก่ การถ่ายภาพซีทีด้วยเครื่องเมกะโวลเตจซีที (megavoltage CT; MVCT) แต่ก็มีปัญหาเกี่ยวกับคอนทราสต์ (contrast) ของเนื้อเยื่อในภาพ และยังเพิ่มปริมาณรังสีต่อผู้ป่วยอีกด้วย นอกจากนี้ อัลกอริทึมในระบบวางแผนการรักษาปัจจุบัน ยังคำนวณการกระจายรังสีในบริเวณสิ่งแปลกปลอมจากโลหะได้ไม่ถูกต้อง อัลกอริทึม iterative metal artifact reduction (iMAR) ในเครื่องซีทีจำลองการรักษา (CT simulator) ผลิตภัณฑ์ของ Siemens Healthcare ถูกพัฒนาขึ้น เพื่อช่วยลดสิ่งแปลกปลอม แต่ก็อาจทำให้เกิดความไม่ถูกต้องของตัวเลขซีทีของอะมัลกัม และของเนื้อเยื่อที่อยู่รอบได้<sup>3</sup> เนื่องจากตัวเลขซีทีของอะมัลกัมเกินสเกลของภาพซีที 12-bit มาตรฐาน และเกินเส้นโค้งสอบเทียบซีที (CT calibration curve) มาตรฐานในระบบวางแผนการรักษา จึงนำมาสู่การศึกษาครั้งนี้ที่มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินผลการแก้ไขสิ่งแปลกปลอมในภาพซีทีที่เกิดจากอะมัลกัม โดยใช้อัลกอริทึม iMAR และวิธีขยายสเกลซีทีในเครื่องซีทีจำลองการรักษา ร่วมกับการขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีที ในระบบวางแผนการรักษา ชื่อทางการค้า Eclipse

## วิธีการศึกษา

ศึกษาย้อนหลัง (retrospective study) แผนการรักษารังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอทั้งหมด ตั้งแต่เดือนตุลาคม 2564 ถึงมีนาคม 2565 ของโรงพยาบาลมหาราชธานี เลือกลุ่มตัวอย่างแบบเจาะจง (purposive sampling) ที่ภาพซีทีที่มีสิ่งแปลกปลอมจากโลหะในบริเวณฉายรังสี ได้กลุ่มตัวอย่าง 11 ราย ประกอบด้วย โรคมะเร็งหลังโพรงจมูก 2 ราย ลิ้น 2 ราย และโรคมะเร็งศีรษะและลำคออื่น ๆ 7 ราย สิ่งแปลกปลอมโลหะอยู่ห่างจากปริมาตรเป้าหมาย (planning target volume; PTV) ของผู้ป่วยสูงสุด 1.18 ซม. ค่าตัวเลขซีทีของเนื้อเยื่อรอบสิ่งแปลกปลอมที่แสดงบนภาพซีทีของกลุ่มตัวอย่าง มีค่าต่ำสุดถึง -1,000 HU ในแถบมืด และสูงสุดถึง 1,220 HU ในแถบ

สว่าง ซึ่งไม่ใช่ค่าตัวเลขซีทีที่แท้จริงของเนื้อเยื่อ ทำให้ลดความถูกต้องของการคำนวณ ทำการศึกษาระหว่างเดือนมิถุนายนถึงกันยายน 2565 โครงการวิจัยได้ผ่านความเห็นชอบจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน โรงพยาบาลมหาราชธานี ตามใบรับรองเลขที่ 055/2022 ณ วันที่ 19 พฤษภาคม 2565

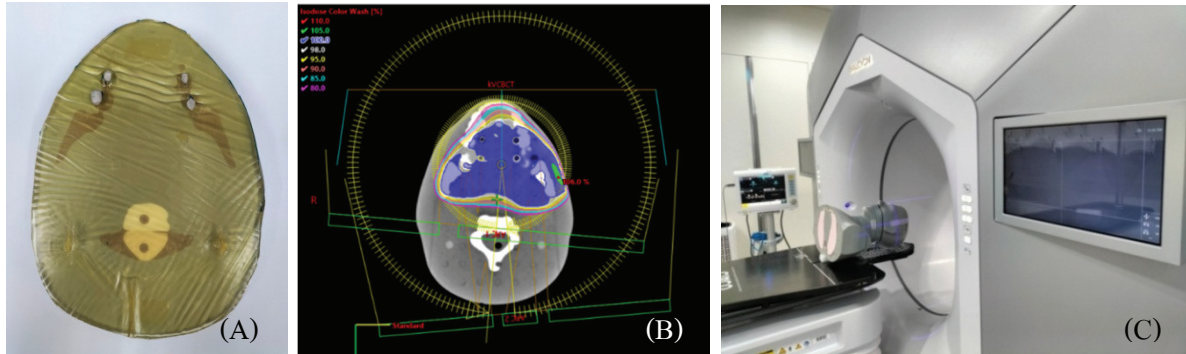
ขั้นตอนการดำเนินงาน ขั้นตอนที่ 1. สร้างและขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีทีในระบบวางแผนการรักษา โดยใช้แท่งจำลองความหนาแน่นของอิเล็กตรอนสำหรับซีที (CT electron density phantom) ผลิตภัณฑ์ CIRS รุ่น 062MA สแกนด้วยเครื่องซีทีจำลองการรักษา ผลิตภัณฑ์ Siemens Healthcare รุ่น SOMATOM Definition AS ตามวิธีที่คู่มือแนะนำ ใช้วิธีขยายสเกลซีที (ฟังก์ชัน Extended CT scale) เฉพาะกับภาพแท่งโลหะ ซึ่งได้แก่ อะลูมิเนียม ไทเทเนียม และสแตนเลสสตีล จากนั้น คำนวณต่อขยายเส้นโค้ง ให้ถึงค่าตัวเลขซีทีสูงสุด 32,767 HU ของระบบวางแผนการรักษา Eclipse เวอร์ชัน 16.1.0

ขั้นตอนที่ 2. ประเมินผลการใช้ iMAR และวิธีการขยายสเกลซีทีในเครื่องซีทีจำลองการรักษา สำหรับการแก้ไขค่าตัวเลขซีที โดยสแกนแท่งจำลองความหนาแน่นของอิเล็กตรอนสำหรับซีที ยกเว้นวัสดุแท่งโลหะ ในท่าคว่ำ และปิดทับด้วยโบลัส (bolus) หนา 1 ซม. แล้วสร้างเป็นภาพเส้นฐาน (baseline) จากนั้น สแกนซ้ำตำแหน่งเดิม แต่แทรกอะมัลกัมไว้ แล้วสร้างภาพ 4 วิธี ได้แก่ ไม่แก้ไข แก้ไขโดยใช้ iMAR ใช้ฟังก์ชัน Extended CT scale และใช้ iMAR ร่วมกับ Extended CT scale วัดค่าตัวเลขซีทีด้วย Selection Workspace ในระบบวางแผนการรักษา Eclipse เปรียบเทียบกับภาพเส้นฐานในตำแหน่งเดียวกัน ข้อมูลจากการสแกนแท่งโลหะและอะมัลกัมที่วางแทรกระหว่างโบลัสกับแท่งจำลองนำกลับมาสร้างภาพ 3 วิธี ได้แก่ ใช้ iMAR ใช้ Extended CT scale และใช้ iMAR ร่วมกับ Extended CT scale เพื่อเปรียบเทียบค่าตัวเลขซีทีกับภาพดั้งเดิม การเปรียบเทียบความแตกต่างของตัวเลขซีที ใช้สถิติ Student's t-test ที่ระดับนัยสำคัญ  $p = 0.05$

ขั้นตอนที่ 3. ประเมินผลการใช้ iMAR และวิธีการขยายสเกลซีทีในเครื่องซีทีจำลองการรักษา เพื่อแก้ไขสิ่งแปลกปลอมจากอะมัลกัม ร่วมกับการขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีทีในระบบวางแผนการรักษา เพื่อฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของโรคมะเร็งศีรษะและลำคอโดยศึกษาในหุ่นจำลองเลียนแบบมนุษย์ ผลิตภัณฑ์ CIRS รุ่น ATOM ที่มีอะมัลกัมแทรกในโบลัส หนา 0.5 ซม. ติดกับฟิงกราม ตามตำแหน่งของอะมัลกัมที่ได้จากภาพซีทีของกลุ่มตัวอย่างแต่ละราย สแกนหุ่นจำลองแล้วสร้างภาพโดยใช้ iMAR ร่วมกับวิธีการขยายสเกลซีที กำหนดตำแหน่งที่แอลดี (thermoluminescent dosimeter; TLD) ไว้ 4 ตำแหน่ง ติดกับฟิงกรามด้านใน ส่งภาพไประบบวางแผนการรักษา Eclipse คำนวณด้วยอัลกอริทึม Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) เวอร์ชัน 16.1.0 โดยคัดลอก

เป้าหมาย และวิธีการวางแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรจากกลุ่มตัวอย่างแต่ละราย ไม่มีการวาดขอบเขตอะมัลกัมหรือสิ่งแปลกปลอม และไม่ได้อำหนดตัวเลขซีทีด้วยมือแต่อย่างใด ฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาค (Linear Accelerator; LINAC) ผลิตภัณฑ์ Varian รุ่น Halcyon (รูปที่ 1) ประเมินความถูกต้องของการกระจายรังสี ด้วยระบบพอร์ทัล

โดซิเมทรี (portal dosimetry) ใช้เกณฑ์อัตราผ่านแกมมา (gamma passing rate) ร้อยละ 3, 3 มม. ไม่ต่ำกว่าร้อยละ 95 จากนั้น หุ่นจำลองถูกใส่ที่แอลดีแบบแท่ง (rod) แล้วฉายรังสีอีกครั้ง เปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้ด้วยที่แอลดี กับระบบวางแผนการรักษา ด้วยสถิติ student's t-test ที่ระดับนัยสำคัญ  $p = 0.05$



รูปที่ 1 หุ่นจำลองที่แทรกอะมัลกัมในโบลัส (A) และใส่ที่แอลดี 4 ตำแหน่ง เพื่อวัดการกระจายรังสีจากแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร (B) ฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาค รุ่น Halcyon (C)

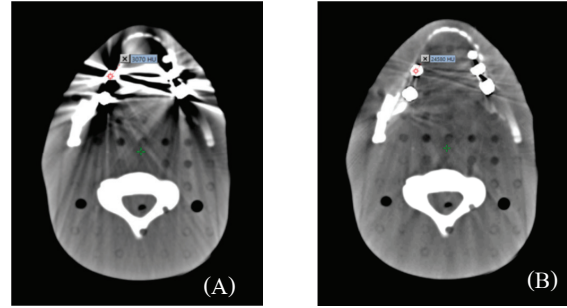
ตารางที่ 1 ความแตกต่างของค่าตัวเลขซีทีของแท่งจำลองเนื้อเยื่อ เมื่อเปรียบเทียบกับภาพเส้นฐาน

รหัสของแท่งจำลอง CIRS	เนื้อเยื่อ/วัสดุ	ความแตกต่างของค่าตัวเลขซีที เมื่อเปรียบเทียบกับภาพเส้นฐาน			
		ไม่แก้ไข	ใช้ iMAR	ใช้ Extended CT scale	ใช้ iMAR ร่วมกับ Extended CT scale
062A-04	ปอด (หายใจเข้า)	720.80	33.25	729.00	28.45
062A-05	ปอด (หายใจออก)	724.80	133.35	737.85	126.10
062A-11	ไขมัน	739.50	55.90	759.90	65.55
062A-06	เต้านม 50/50	765.55	66.90	791.55	83.40
062MA-39	น้ำ	562.40	22.50	541.30	23.20
062A-10	กล้ามเนื้อ	700.75	15.30	715.00	21.70
062A-09	ตับ	754.85	48.00	791.50	73.60
062A-08	กระดูก 200 มก./ซีซี.	687.85	41.65	720.00	67.80
062A-15	กระดูก 800 มก./ซีซี.	610.10	124.70	694.95	181.10
062A-27	กระดูก 1,250 มก./ซีซี.	566.30	187.10	653.00	254.60
062A-29	กระดูก 1,750 มก./ซีซี.	488.90	75.30	582.60	137.10
ค่าเฉลี่ย		665.62	73.09	701.51	96.60
ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน		93.01	53.61	80.26	72.63
p-value		$p < 0.001$	$p = 0.001$	$p < 0.001$	$p = 0.001$

### ผลการศึกษา

จากการสร้างและคำนวณต่อขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีทีในระบบวางแผนการรักษา Eclipse ทำให้ได้ค่า RED ที่ตรงกับค่าตัวเลขซีที 32,767 HU เท่ากับ 10.263 ค่าตัวเลขซีทีของแท่งจำลองเนื้อเยื่อ จาก 4 วิธี ได้แก่ ไม่แก้ไข ใช้ iMAR ใช้ Extended CT scale และใช้ iMAR ร่วมกับ Extended CT scale แตกต่างจากภาพเส้นฐานโดยเฉลี่ย  $665.62 \pm 93.01$  HU,  $73.09 \pm 53.61$  HU,  $701.51 \pm 80.26$  HU และ  $96.60 \pm 72.63$  HU ตามลำดับ ซึ่งทั้งหมดแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.001$ ) (ตารางที่ 1) ภาพของวัสดุโลหะที่ใช้ iMAR เพียงอย่างเดียว มีค่าตัวเลขซีทีใกล้เคียงกับในภาพชุดดั้งเดิม การใช้ Extended CT scale ทำให้ได้ค่าตัวเลขซีทีสูงขึ้น ยกเว้นอะลูมิเนียม โดยที่อะมัลกัมมีค่าตัวเลขซีทีสูงสุดรองลงมาคือ สแตนเลสสตีล ไทเทเนียม และอะลูมิเนียมตามลำดับ (ตารางที่ 2) ภาพซีทีของหุ่นจำลองที่ใช้ iMAR และ Extended CT scale มีค่าตัวเลขซีทีในพิกเซล (pixel) ของอะมัลกัมเพิ่มขึ้นจาก 3,070 HU เป็น 24,580 HU เห็นขอบเขตอะมัลกัมชัดเจนขึ้น และรูปร่างแปลกปลอมลดลง (รูปที่ 2)

ทุกแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรในหุ่นจำลองผ่านเกณฑ์ไม่ต่ำกว่าร้อยละ 95 ของอัตราผ่านแกมมาของระบบพอร์ทัล โดซิเมทรี (ร้อยละ 3, 3 มม.) โดยมีค่าเฉลี่ยร้อยละ  $99.89 \pm 0.18$  และการวัดรังสีด้วยทีแอลดี แตกต่างจากระบบวางแผนการรักษา ไม่เกินร้อยละ  $\pm 5$  โดยมีค่าเฉลี่ยความแตกต่างร้อยละ  $1.44 \pm 3.00$  ซึ่งไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p = 0.129$ ) (ตารางที่ 3)



รูปที่ 2 ภาพซีทีที่ได้จากภาพดั้งเดิม (A) และภาพที่ใช้อัลกอริทึม iMAR ร่วมกับฟังก์ชัน Extended CT scale (B)

ตารางที่ 2 เปรียบเทียบค่าตัวเลขซีทีของแท่งโลหะและอะมัลกัมในภาพดั้งเดิมกับวิธีการแก้ไขสิ่งแปลกปลอม

รหัสของแท่งจำลอง CIRS	เนื้อเยื่อ/วัสดุ	ตัวเลขซีที (HU)			
		ภาพดั้งเดิม	ใช้ iMAR	ใช้ Extended CT scale	ใช้ iMAR ร่วมกับ Extended CT scale
062MA-42	อะลูมิเนียม	2,088.70	2,037.30	2,093.30	2,042.00
062MA-12	ไทเทเนียม	3,071.00	3,013.70	8,112.90	7,880.00
062MA-41	สแตนเลสสตีล	3,071.00	3,056.90	19,352.40	19,370.40
	อะมัลกัม	3,071.00	3,063.70	24,804.50	24,814.30

ตารางที่ 3 ผลการประเมินความถูกต้องของแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรในหุ่นจำลอง ด้วยระบบพอร์ทัล โดซิเมทรี และทีแอลดี

ผลการประเมิน	ค่าต่ำสุด	ค่าสูงสุด	ค่าเฉลี่ย	ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	
				ค่าส่วนเบี่ยงเบน	p-value
ระบบพอร์ทัล โดซิเมทรี (ร้อยละของอัตราผ่านแกมมา)	99.40	100.00	99.89	0.18	
ทีแอลดี (ร้อยละของความแตกต่างจากระบบวางแผนการรักษา)	-4.84	4.74	1.44	3.00	$p = 0.129$

### วิจารณ์

ตำแหน่งการวัดตัวเลขซีทีของแท่งจำลองเนื้อเยื่อในการศึกษานี้ อยู่ใกล้กับต้นกำเนิดสิ่งแปลกปลอมโลหะมากกว่า ทำให้เห็นการเปลี่ยนแปลงของค่าตัวเลขซีทีจากการใช้อัลกอริทึมลดสิ่งแปลกปลอมจากโลหะได้สูงสุดประมาณ 172

$\pm 700$  HU ซึ่งมากกว่าการศึกษาของ Bar และคณะ<sup>3</sup> Li และคณะ<sup>4</sup> และ Huang และ Kohli<sup>5</sup> ที่พบการเปลี่ยนแปลงตัวเลขซีทีสูงสุด ไม่เกิน  $\pm 44$  HU,  $\pm 42$  HU และ  $\pm 16$  HU ตามลำดับ ค่า RED ของอะมัลกัม ที่อ่านได้จากเส้นโค้งสอบเทียบซีทีที่ถูกขยายในระบบวางแผนการรักษา มีค่าประมาณ

8.19 สูงกว่าของ Aziz และคณะ<sup>6</sup> และของ Emberru<sup>7</sup> ซึ่งได้ค่าความหนาแน่นทางกายภาพ (physical density) ของอะมัลกัมประมาณ 8 ก./ลบ.ซม. และต่ำกว่าของ Calti<sup>2</sup> ซึ่งได้ค่า RED เท่ากับ 9.09 และของ Mail และคณะ<sup>8</sup> ซึ่งได้ค่าความหนาแน่นทางกายภาพ เท่ากับ 11.3 ก./ลบ.ซม. การใช้ iMAR ไม่ได้แก้ไขค่าตัวเลขซีทีของโลหะในภาพ ในขณะที่เดียวกัน การขยายสเกลซีทีก็ไม่ได้แก้ไขค่าตัวเลขซีทีของเนื้อเยื่อเช่นกัน การขยายสเกลซีทีทำให้สเกลของตัวเลขซีทีถูกขยายเป็น -10,240 ถึง 30,710 HU ซึ่งครอบคลุมค่าของอะมัลกัม อย่างไรก็ตาม จะทำให้สิ้นเปลืองพื้นที่ความจำในระบบซีทีมากขึ้น และทำให้คอนทราสต์ของภาพลดลง ดังนั้น ควรใช้วิธีขยายสเกลซีทีเฉพาะในกรณีต้องการแก้ไขค่าตัวเลขซีทีของโลหะเท่านั้น การศึกษานี้ใช้หุ่นจำลองที่มีโครงสร้างและค่าตัวเลขซีทีใกล้เคียงกับมนุษย์จริง และคัดลอกแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรมาจากผู้ป่วยจริง ทำให้ใกล้เคียงกับการรักษาผู้ป่วยจริง การใช้ iMAR และวิธีขยายสเกลซีทีที่เป็นวิธีที่ง่ายและรวดเร็วโดยไม่ต้องวาดขอบเขตโลหะและสิ่งแปลกปลอม ทำให้ประหยัดเวลา เพราะการวาดขอบเขตดังกล่าวอาจใช้เวลาหลายชั่วโมง ลดความผิดพลาดของมนุษย์จากการวาดขอบเขตด้วยมือบนภาพซีทีที่อาจแตกต่างกันในแต่ละบุคคล และทำให้การคำนวณของระบบวางแผนการรักษาถูกต้องยิ่งขึ้น

### สรุป

iMAR แก้ไขตัวเลขซีทีของเนื้อเยื่อในบริเวณสิ่งแปลกปลอม ในขณะที่ การขยายสเกลซีทีก็แก้ไขค่าตัวเลขซีทีของโลหะ จึงควรใช้ร่วมกันในการแก้ไขสิ่งแปลกปลอมจากโลหะในภาพซีทีของผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ และขยายเส้นโค้งสอบเทียบซีทีในระบบวางแผนการรักษาให้ครอบคลุมโลหะ เพื่อให้การคำนวณแผนการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของโรคมะเร็งศีรษะและลำคอถูกต้องยิ่งขึ้น

### กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ ทันตแพทย์วิวัฒน์ ฉัตรวงศ์วาน สำหรับวัสดุทันตกรรมที่ใช้ในการศึกษานี้

### เอกสารอ้างอิง

1. Lin CI, Feng Y, Jiang W, Huang Z. Quantification of dosimetric effects of dental metallic implant on volumetric-modulated arc therapy plans. *Int J Cancer Clin Res* 2018;5:092. doi:10.23937/2378-3419/1410092.doi.org/10.23937/2378-3419/1410092
2. Çatli S. High-density dental implants and radiotherapy planning: evaluation of effects on dose distribution using pencil beam convolution algorithm and Monte Carlo method. *J Appl Clin Med Phys* 2015; 16(5):46-52. doi.org/10.1120/jacmp.v16i5.5612
3. Bär E, Schwahofer A, Kuchenbecker S, Häring P. 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. doi.org/10.1088/2057-1976/1/2/025206
4. Li H, Noel C, Chen H, Li HH, Low D, Moore K, et al. Clinical evaluation of a commercial orthopedic metal artifact reduction tool for CT simulations in radiation therapy. *Med Phys* 2012;39(12):7507-17. doi.org/10.1118/1.4762814
5. Huang VW, Kohli K. Evaluation of new commercially available metal artifact reduction (MAR) algorithm on both image quality and relative dosimetry for patients with hip prosthesis or dental fillings. *Int J Med Phys* 2017;6:124-38. doi.org/10.4236/ijmpcero.2017.62012
6. Aziz MZA, Yusoff AL, Osman ND, Abdullah R, Rabaie NA, Salikin MS. Monte Carlo dose calculation in dental amalgam phantom. *J Med Phys* 2015; 40(3):150-5. doi.org/10.4103/0971-6203.165080
7. Emberru M. Assessment of a treatment planning protocol for the reduction of dosimetry calculation errors in radiotherapy for head and neck patients with dental implants [dissertation]. Ontario: McMaster University; 2021.
8. Mail N, Albarakati Y, Khan MA, Saeedi F, Safadi N, Al-Ghamdi S, Saoudi A. Dosimetric consideration for patients with dental filling materials undergoing irradiation of oral cavity using RapidArc™: challenges and solution. *Proc SPIE* 2012;8313:831344. doi.org/10.1117/12.911895