

การตรวจสอบความถูกต้องของอัลกอริทึมแบบ collapsed cone convolution เพื่อการคำนวณปริมาณรังสีด้วยระบบคอมพิวเตอร์ในการวางแผนการรักษา

สิรินทรา คล้ายใจตรง¹ แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์^{2,3} ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก¹ วิไล มาสง² จิระภา ตันนายนนท์²

¹ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

²งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ ราชวิทยาลัยจุฬารัตน์

³คณะแพทยศาสตร์และการสาธารณสุข วิทยาลัยวิทยาศาสตร์การแพทย์เจ้าฟ้าจุฬารัตน์ ราชวิทยาลัยจุฬารัตน์

Received: January 3, 2019

Revised: April 23, 2019

Accepted: May 30, 2019

บทคัดย่อ

ในการฉายรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็ง คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาถูกนำมาใช้ในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสี เพื่อให้รังสีแพทย์พิจารณาถึงปริมาณรังสีที่ก่อนมะเร็ง และอวัยวะปกติได้รับอย่างถูกต้อง ความถูกต้องของอัลกอริทึมในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีจึงมีความสำคัญอย่างมากในการวางแผนการรักษา วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึมแบบคอนแลปส์โคนคอนโวลูชันที่อยู่ในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาโดยทำการเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้จริงกับปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในเงื่อนไขต่างๆ โดยแบ่งการทดสอบเป็น 2 ส่วน คือ 1) การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน และ 2) การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน ซึ่งผลการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันพบว่าทุกพลังงาน (พลังงาน 6 เมกะโวลต์ 10 เมกะโวลต์ 15 เมกะโวลต์ 6 เมกะโวลต์แบบไม่มีตัวกรองปรับเรียบ และ 10 เมกะโวลต์แบบไม่มีตัวกรองปรับเรียบ) มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของการคำนวณเปรียบเทียบกับการวัดน้อยกว่าร้อยละ 2 สำหรับพื้นที่ฉายรังสีปกติและน้อยกว่าร้อยละ 3 สำหรับพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดด้วยวัตถุกำบังรังสีแบบซี และผลการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกันพบว่าทุกพลังงานมีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของการคำนวณเปรียบเทียบกับการวัดน้อยกว่าร้อยละ 3 สำหรับบริเวณที่อยู่ภายในลำรังสี และน้อยกว่าร้อยละ 4 สำหรับบริเวณขอบของลำรังสี แสดงให้เห็นว่าเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาสำหรับการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึมแบบคอนแลปส์โคนคอนโวลูชันมีความถูกต้องทั้งในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันและตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน

คำสำคัญ: ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา อัลกอริทึมการคำนวณแบบคอนแลปส์โคนคอนโวลูชัน ตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน หุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน

ผู้นิพนธ์ประสานงาน:

สิรินทรา คล้ายใจตรง

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

99 หมู่ 9 ต.ท่าโพธิ์ อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000

อีเมล: sirinthak59@email.nu.ac.th

Verification of collapsed cone convolution algorithm for dose calculation by computer - based system in treatment planning

Sirintha Khajitrong¹, Sangutid Thongsawad^{2,3}, Titipong Kaewlek¹,
Wilai Masa-Nga², Chirapha Tannanonta²

¹Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University

²Department of Radiation Oncology, Chulabhorn Hospital, HRH Princess Chulabhorn
College of Medical Science, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

³Faculty of Medicine and Public Health, HRH Princess Chulabhorn College of Medical Science,
Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

Abstract

In radiation therapy, computerized-based treatment planning system is used to calculate dose distribution in order to consider the radiation dose at tumors and normal organs. The accuracy of dose calculation algorithm is very important for treatment planning systems (TPS). The purpose of this study was to verify the accuracy of dose calculation in collapsed cone convolution algorithm. To verify the accuracy of TPS, dose measurement was compared with TPS. Verification was performed in two conditions as follows: homogeneity and heterogeneity media. For homogeneity media, the dose difference between calculations and measurements in all radiation energies (6MV, 10MV, 15MV, 6MV-FFF, 10MV-FFF) were < 2% for simple radiation field and < 3% for multileaf collimator shaped fields. For heterogeneity media, the dose difference between calculations and measurements in all radiation energies were < 3% for inner radiation beam and < 4% for penumbra region. This indicated that collapsed cone convolution algorithm has enough accuracy to perform dose calculation in homogeneity and heterogeneity media.

Keywords: computerized treatment planning system, collapsed cone convolution algorithm, homogeneity phantom, heterogeneity phantom

Corresponding Author:

Sirintha Khajitrong

Department of Radiological Technology,

Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University

99 Moo.9, Tha Pho, Mueang Phitsanulok District, Phitsanulok 65000

E-mail: sirinthak59@email.nu.ac.th

บทนำ

ในการฉายรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็ง ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาถูกนำมาใช้ในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสี เพื่อให้รังสีแพทย์พิจารณาถึงปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็ง และอวัยวะปกติได้รับ ฉะนั้นความถูกต้องของอัลกอริทึมในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีจึงมีความสำคัญอย่างมากในการวางแผนการรักษา โดยความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีขึ้นอยู่กับรูปแบบอัลกอริทึมที่ใช้ในการคำนวณ ปัจจุบันมีการพัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาที่มีความถูกต้องมากขึ้น^{1,2,12-14} โดยเฉพาะบริเวณที่เป็นเนื้อเยื่อต่างกันที่มีผลต่อความถูกต้องของการส่งผ่านอิเล็กตรอน (Electron transport)¹⁵ ที่บริเวณรอยต่อของเนื้อเยื่อที่มีค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนที่ต่างกัน ทำให้การกระจายปริมาณรังสีมีความคลาดเคลื่อนไปจากความเป็นจริง เช่น บริเวณปอด เป็นต้น อย่างไรก็ตาม ทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (International Atomic Energy Agency : IAEA) ได้ออกรายงานเพื่อเป็นแนวทางในการตรวจสอบความถูกต้องของคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาโดยกำหนดว่าความคลาดเคลื่อนของการคำนวณในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันไม่ควรเกินร้อยละ 2 และในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกันไม่ควรเกินร้อยละ 3^{4,6} ในปี 2017 หน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ ได้ทำการติดตั้งระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาที่คำนวณโดยใช้อัลกอริทึมคอนแลปส์คอนคอนโวลูชันของเครื่องรุ่นเรย์สเตชัน 6 (Raystation version 6) ซึ่งเป็นรูปแบบการคำนวณปริมาณรังสีที่คิดการกระเจิงของอิเล็กตรอนทุติยภูมิหรือการส่งผ่านอิเล็กตรอนโดยใช้หลักการของเคอร์เนลแบบจุด (Point dose kernel) ของช่วงโฟตอนพลังงานต่ำจนถึงค่าสูงสุด (Polyenergetic spectrum) การกระจายของ

พลังงานจะถูกแบ่งเป็นส่วนๆ ในลักษณะของกรวยซึ่งพลังงานที่ถูกสะสม (Energy deposition) ภายในกรวยจะถูกยุบเข้าสู่ศูนย์กลางของแนวรังสีในแต่ละโคนทำให้การคำนวณปริมาณรังสีเร็วขึ้นและเพิ่มความละเอียดในการคำนวณอิเล็กตรอนทุติยภูมิในแนวด้านข้างและบริเวณโดยรอบของการเกิดอันตรกิริยากับตัวกลางมากขึ้น^{3,16} อย่างไรก็ตาม เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับการฉายรังสีได้ถูกต้องในการวิจัยครั้งนี้จึงเห็นความสำคัญของการตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในกรณีวัตถุตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน (Homogeneity media) และกรณีวัตถุตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน (Heterogeneity media) ก่อนที่จะนำไปใช้งานทางคลินิกต่อไป

วัตถุประสงค์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึมแบบคอนแลปส์คอนคอนโวลูชัน ในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน และเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน

วิธีการศึกษา

การศึกษานี้ทำโดยการเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้กับปริมาณรังสีที่คำนวณได้ด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาด้วยเครื่องที่ผลิตจากบริษัท RaySearch Medical Laboratories AB, (Stockholm, Sweden) ในเงื่อนไขต่างๆ โดยแบ่งการทดสอบเป็น 2 ส่วน คือ 1) การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อเดียวกัน ทำโดยวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันที่เทียบเท่ากับน้ำ 2) การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกันโดยการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองทรวงอก

การสร้างภาพ 3 มิติของหุ่นจำลองสำหรับวางแผนการรักษา

การวิจัยนี้ใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รุ่น Brilliance Big Bore (Philips Medical system, Andover, MA) ในการสร้างภาพ 3 มิติของหุ่นจำลอง แล้วส่งเข้าไปในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา เพื่อคำนวณ ซึ่งการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันทำโดยการสแกนหุ่นจำลองชนิด Solid water slab phantom (PTW, Freiburg, Germany) ที่มีขนาดดังรูปที่ 1 ด้วยความหนาของสไลด์เท่ากับ 0.3 เซนติเมตร ในขณะที่การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกันทำโดยการสแกนหุ่นจำลองทรวงอกชนิด CIRS Model 002LFC IMRT Thorax Phantom (CIRS Inc., Norfolk, VA) แสดงดังรูปที่ 2 ด้วยความหนาของสไลด์เท่ากับ 0.3 เซนติเมตร

แผนการรักษาสำหรับตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณ

วางแผนการรักษาด้วยคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาด้วยเครื่องมือเครื่องหมายความการคำนวณที่พลังงานโฟตอน 6 เมกะโวลต์ 10 เมกะโวลต์ 15 เมกะโวลต์ 6 เมกะโวลต์แบบไม่มีตัวกรองปรับเรียบ และ 10 เมกะโวลต์แบบไม่มีตัวกรองปรับเรียบ ของเครื่องฉายรังสีรุ่นทรูบีม (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) โดยการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อเดียวกัน กำหนดให้เงื่อนไขและจีโอเมตรีของแผนการรักษาอ้างอิงตามข้อตกลงของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ ฉบับเลขที่ 430 (International Atomic Energy Agency, Technical Report Series No. 430 : IAEA TRS 430)⁶ โดยมีรายละเอียดดังแสดงในตารางที่ 1 และลักษณะของพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC ดังแสดงในรูปที่ 3

ตารางที่ 1 ลักษณะของการทดสอบความถูกต้องของเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาสำหรับตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน

	วัตถุประสงค์การทดสอบ	การทดสอบ
ลักษณะของพื้นที่ฉายรังสี	ตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัส (Square field) พื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular field) พื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วยก้างแบบซี่ (Multileaf collimator: MLC)	พื้นที่ฉายรังสี: 5x5, 10x10, 20x20 และ 40x40 ซม. ² พื้นที่ฉายรังสี: 5x30 และ 30x5 ซม. ² พื้นที่ฉายรังสี: Concave, Convex, Block up, Block Rt, T-shape
ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงตัวกลาง (Source surface distance: ตัวย่อ SSD)	ตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่มีระยะทางจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวตัวกลาง 110 ซม.	พื้นที่ฉายรังสีที่ระยะ SSD 110 ซม.
Patient shape	ตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่ลำรังสีกระทบในแนวเฉียง 30°	พื้นที่ฉายรังสีขนาด 20x20 ซม. ²

สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน กำหนดให้เงื่อนไขจีโอเมตรี และตำแหน่งการวัดของแผนการรักษาอ้างอิงตามข้อตกลงของทบวงการพลังงาน

ปรมาณูระหว่างประเทศฉบับ IAEA-TECDOC-1583⁴ โดยมีรายละเอียดดังแสดงในตารางที่ 2 และแสดงการกระจายปริมาณรังสีในรูปที่ 4

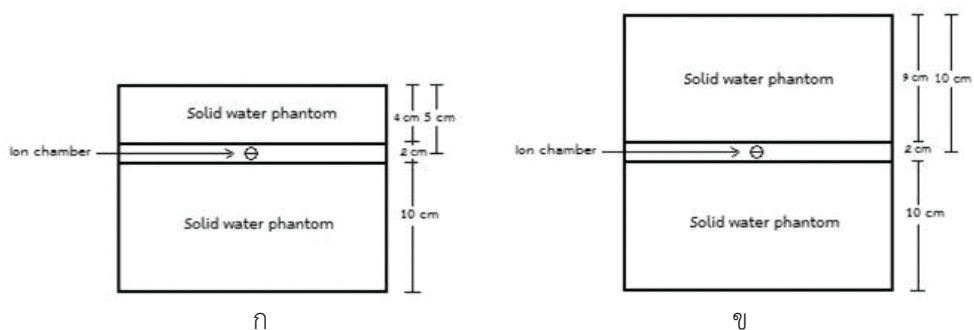
ตารางที่ 2 เงื่อนไขการทดสอบความถูกต้องของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน

การทดสอบที่	วัตถุประสงค์	ลักษณะของการทดสอบ	ตำแหน่งการวัด	เกณฑ์การประเมิน (%)
1	ทดสอบเงื่อนไขอ้างอิงที่ขึ้นอยู่กับข้อมูลบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์	พื้นที่ฉายรังสีอ้างอิงขนาด 10x10 ซม. ² ด้วยมุมแกนทรี 0°, มุมคอลลิเมเตอร์ 0°, SSD 100 ซม. กำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ที่ตำแหน่งที่ 3	1	2
			3*	2
			5	2
			9	4
			10	3
2	ตรวจสอบปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีแบบขนานเส้นสัมผัสของตัวกลางโดยลำรังสีตกกระทบในแนวเฉียง	พื้นที่ฉายรังสี Tangential Field ขนาด 15x10 ซม. ² ด้วยมุมแกนทรี 90° และมุมของคอลลิเมเตอร์ที่ขึ้นอยู่กับทิศทางของเวดจ์, เทคนิค Source to axis distance: ด้วยอ SAD ที่ใช้ซึ่งตำแหน่งของ Isocentre และกำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ ที่ตำแหน่งที่ 1	1*	3
3	ตรวจสอบปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่ใช้กำบังแบบซี บังบริเวณมุมของพื้นที่ฉายรังสี	กำหนดพื้นที่การฉายรังสีขนาด 14x14 ซม. ² หมุนคอลลิเมเตอร์ไปที่มุม 45° แล้วกำหนดพื้นที่ฉายรังสีขนาด 10x10 ซม. ² ด้วยกำบังแบบซี (MLC) กำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ ที่ตำแหน่งที่ 3 เทคนิค SSD	3*	3
4	ตรวจสอบปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่มีลักษณะเป็นกล่องประกอบด้วยลำรังสี 4 ทิศทาง	เทคนิค SAD ที่ตำแหน่งที่ 5 โดยเปิดพื้นที่ฉายรังสีด้านหน้า-หลัง (10x15 ซม. ² , แกนทรี 0°), ด้านข้างซ้าย (8x15 ซม. ² , แกนทรี 90°), ด้านหลัง-หน้า (10x15 ซม. ² , แกนทรี 180°), ด้านข้างขวา (8x15 ซม. ² , แกนทรี 270°) กำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ ที่ตำแหน่งที่ 5	5* 0°	2
			90°	3
			270°	3
			180°	3
			6* 0°	4
			90°	3
			270°	4
			180°	3
			10* 0°	3
			90°	4
			270°	3
			180°	4
5	ตรวจสอบปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC	กำหนดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 ซม. ตามแนวยาวของตำแหน่งที่ 2 และขยายขอบเขตออกไป 1 ซม. ด้วย MLC ในทุกทิศทาง เทคนิค SAD ที่ isocenter ที่ตำแหน่งที่ 2 มุมแกนทรีและคอลลิเมเตอร์ 0° กำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ ที่ตำแหน่งที่ 2	2*	3
			7	4

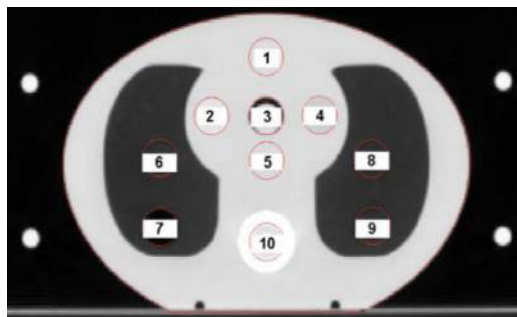
ตารางที่ 2 (ต่อ)

การทดสอบที่	วัตถุประสงค์	ลักษณะของการทดสอบ	ตำแหน่งการวัด	เกณฑ์การประเมิน (%)
6	ตรวจสอบปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีรูปตัวแอล (L) โดยลำรังสีตกกระทบแบบเฉียง	กำหนดพื้นที่ฉายรังสีแบบ Irregular fields ด้วย MLC กำบังตรงกลางพื้นที่ฉายรังสี โดย Isocentre จะอยู่ตำแหน่งที่ 5 ขนาดพื้นที่ฉายรังสี 20x10 ซม. ² มุมแกนทรี 45° และมุมของคอลลิเมเตอร์ 90° ซึ่ง Irregular fields กำหนดเป็นรูปตัวแอล (L-shaped) ที่สร้างด้วยกำบังหรือ MLC ขนาด 6x12 ซม. ² กำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ ที่ตำแหน่งที่ 3	3* 7 10	3 5 5
7	ตรวจสอบปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่มีลักษณะไม่สมมาตร พร้อมทั้งใส่เวดจ์	เทคนิค SAD ที่ isocenter ที่ตำแหน่งที่ 3 ด้านหน้า-หลัง (12x10 ซม. ² แกนทรี 0°), ด้านข้างซ้าย (6 asymm x 10 ซม. ² แกนทรี 90°, เวดจ์ 30°), ด้านข้างขวา (6 asymm x 10 ซม. ² แกนทรี 270°, เวดจ์ 30°) กำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ ที่ตำแหน่งที่ 5	5*) 0° 90° 270	2 4 4
8	ตรวจสอบปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่ลำรังสีไม่ได้อยู่ในแนวระนาบ	เทคนิค SAD ที่ isocenter ที่ตำแหน่งที่ 5 สำหรับลำรังสีที่ไม่ได้อยู่ในระนาบ (4x4 ซม. ² แกนทรี 30°, เติง 270°), ด้านข้างซ้าย (4x16 ซม. ² แกนทรี 90° คอลลิเมเตอร์ 30°), ด้านข้างขวา (4x16 ซม. ² แกนทรี 270° คอลลิเมเตอร์ 330°) กำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ ที่ตำแหน่งที่ 5	5*) 0° 90° 270	3 3 3

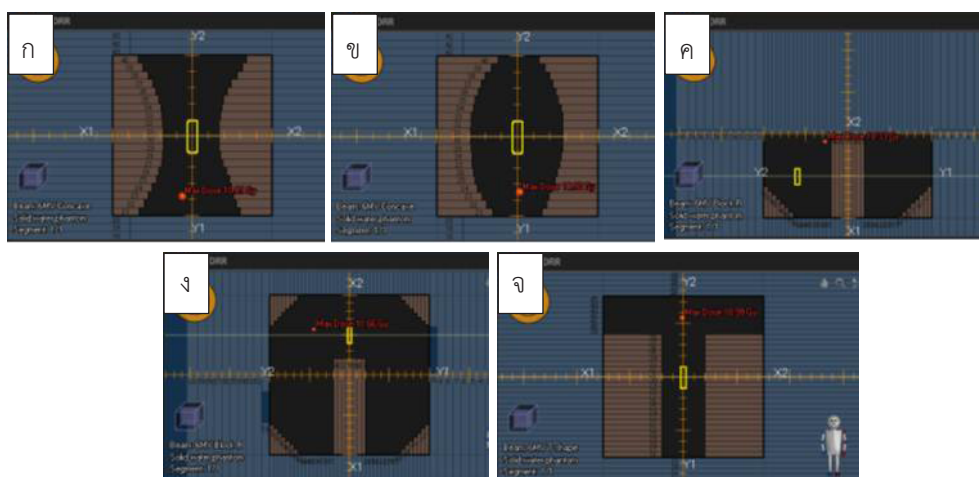
หมายเหตุ * หมายถึงตำแหน่งดังกล่าวเป็นตำแหน่ง Isocenter



รูปที่ 1 ก) การติดตั้งหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน (Solid water phantom) สำหรับความลึก 5 ซม. และ ข) ความลึก 10 ซม. จากผิวหุ่นจำลองถึงหัววัดปริมาณรังสี

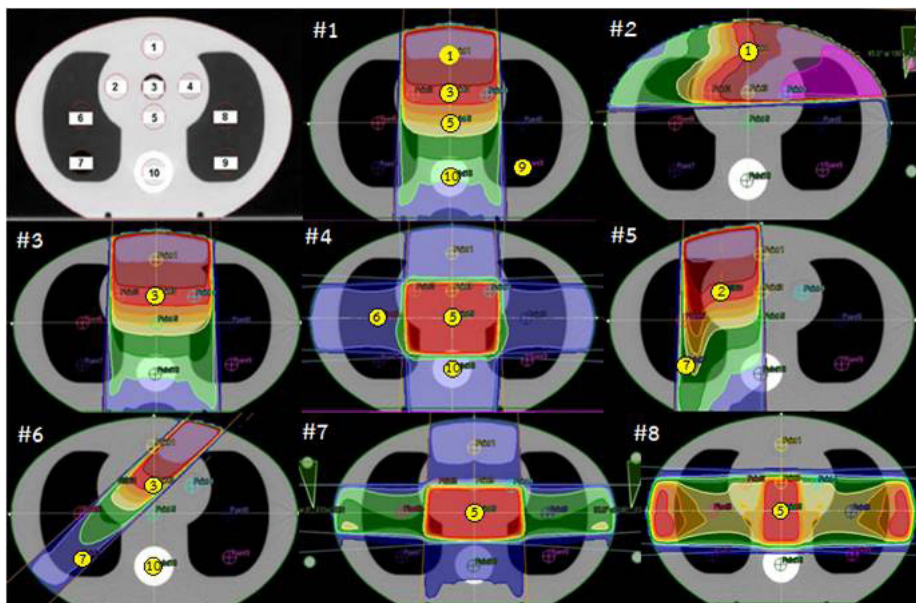


รูปที่ 2 ตำแหน่งของช่องสำหรับการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง CIRS phantom
ช่องที่ 1, 2, 3, 4, และ 5 เป็นวัสดุที่มีความหนาแน่นเทียบเท่ากับเนื้อเยื่อ
ช่องที่ 6, 7, 8, และ 9 เป็นวัสดุที่เทียบเท่ากับปอด และ
ช่องที่ 10 เป็นวัสดุที่มีความหนาแน่นเทียบเท่ากับกระดูก⁴



รูปที่ 3 ลักษณะรูปร่างของพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC

- ก) แบบเว้า (Concave)
- ข) แบบนูน (Convex)
- ค) แบบกำบังบริเวณมุมของจอและตรงกลางของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC ฝั่งขวา: X1 (Block Rt.)
- ง) แบบกำบังบริเวณมุมของจอด้วย MLC ฝั่งขวา และ ฝั่งซ้าย: X1 และ X2 และกำบังตรงกลางพื้นที่ฉายรังสีขึ้นไป 2 ซม. (Block up)
- จ) พื้นที่ฉายรังสีรูปตัวที (T-shape)



รูปที่ 4 ตำแหน่งของการวัดและลักษณะการกระจายปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง CIRS thorax phantom ทั้ง 8 การทดสอบ

- #1 การทดสอบสำหรับเงื่อนไขอ้างอิงที่ขึ้นกับข้อมูลบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
- #2 การทดสอบพื้นที่ฉายรังสีแบบขนานเส้นสัมผัสของตัวกลางโดยลำรังสีตกกระทบในแนวเฉียง
- #3 การทดสอบพื้นที่ฉายรังสีที่ถูกกำบังบริเวณมุมด้วย MLC
- #4 การทดสอบพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องประกอบด้วยลำรังสี 4 ทิศทาง
- #5 การทดสอบพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดด้วย MLC
- #6 การทดสอบพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดเป็นรูปตัวแอล (L) โดยลำรังสีตกกระทบแบบเฉียง
- #7 การทดสอบพื้นที่ฉายรังสีแบบไม่สมมาตรพร้อมทั้งใส่เวดจ์
- #8 การทดสอบพื้นที่ฉายรังสีโดยที่ลำรังสีไม่ได้อยู่ในระนาบ

การฉายรังสีและวัดปริมาณรังสี

สำหรับการวัดปริมาณรังสีในงานวิจัยนี้เป็นแบบจุด (Absolute point dose) โดยใช้หัววัดไอออนไนซ์เซชันแฮมเบอร์ชนิดฟาเมอร์เอฟซี 65 จี (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) ซึ่งจะวัดซ้ำทั้งหมด 5 ครั้งเพื่อความคงที่ของประจุนับวัดในแต่ละพลังงานทั้ง 2 ตัวกลาง⁵ และฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาครุ่นทรูบีม โดยที่การตรวจสอบการคำนวณในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันจะ

ฉายรังสีด้วยค่ามอนิเตอร์ยูนิตเท่ากับ 100 มอนิเตอร์ยูนิต (Monitor Unit: MU) ในทุกพลังงานโดยวัดที่ความลึก 5 และ 10 ซม. ในส่วนการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกันทำการฉายรังสีด้วยค่ามอนิเตอร์ยูนิตที่ขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่กำหนดดังแสดงในตารางที่ 2 โดยคำนวณได้จากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเรย์สเตชัน สำหรับการวัดในแต่ละการทดสอบจะวัดซ้ำทั้งหมด 5 ครั้ง

การประเมินความถูกต้องของการคำนวณ

สำหรับการประเมินความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน โดยการหาร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณจากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ดังสมการที่ 1 และ

$$\text{ร้อยละความคลาดเคลื่อน} = \frac{D_{\text{cal}} - D_{\text{meas}}}{D_{\text{meas}}} \times 100 \quad (1)$$

เมื่อ D_{cal} คือ ค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (TPS)

D_{meas} คือ ค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดจริง

สำหรับการประเมินความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในกรณีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน โดยการหาร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณจากคอมพิวเตอร์

กำหนดให้ค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนไม่เกินร้อยละ 2 สำหรับพื้นที่ฉายรังสีปกติและน้อยกว่าร้อยละ 3 สำหรับพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดด้วยวัตถุกำบังรังสี โดยอ้างอิงตาม TRS 430 (IAEA (International Atomic Energy Agency): Technical Report Series 430)

วางแผนการรักษา ดังสมการที่ 2 และกำหนดให้ค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนขึ้นอยู่กับตำแหน่งการวัดและความยากของการคำนวณดังแสดงในส่วนเกณฑ์การประเมินของตารางที่ 2

$$\text{ร้อยละความคลาดเคลื่อน} = \frac{D_{\text{cal}} - D_{\text{meas}}}{D_{\text{meas(Ref)}}} \times 100 \quad (2)$$

เมื่อ D_{cal} คือ ค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (TPS)

D_{meas} คือ ค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากการวัดที่ตำแหน่งนั้นๆ ของการทดสอบ

$D_{\text{meas (Ref)}}$ คือ ค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดจริงที่ตำแหน่งอ้างอิงของแต่ละการทดสอบ

ผลการศึกษา

การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน

ผลการตรวจสอบที่ความลึก 5 ซม. สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัสมีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 ซึ่งขนาดของพื้นที่ฉายรังสี 5x5 ซม.² มีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -1.74) ในขณะที่มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อย

ที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 20x20 ซม.² ของพลังงาน 15 เมกะโวลต์ (ร้อยละ -0.08) สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยพบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 5x30 ซม.² ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -1.71) และมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 30x5 ซม.² ของพลังงาน 6 เมกะโวลต์ (ร้อยละ -0.17) สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่มีระยะทางจากต้นกำเนิดรังสีถึง

ผิวตัวกลาง 110 ซม. พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยค่าความคลาดเคลื่อนที่มากที่สุดพบในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 10x10 ซม.² ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -1.86) และมีค่าความคลาดเคลื่อนที่น้อยที่สุดพบในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 5x5 ซม.² ของพลังงาน 15 เมกะโวลต์ (ร้อยละ -0.1) สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่ประกอบด้วยลำรังสีตกกระทบในแนวเฉียง 30 องศา พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 20x20 ซม.² ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -1.85) และมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยสุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 20x20 ซม.² ของพลังงาน 6 เมกะโวลต์ (ร้อยละ -0.78) สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 3 โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีที่ถูกกำบังทั้งหมดด้วย MLC ผังขวาและผังซ้าย: X1 และ X2 พร้อมกับกำบังพื้นที่ตรงกลางของพื้นที่ฉายรังสีขึ้นไป 2 ซม. (Block up) ของพลังงาน 6 เมกะโวลต์ (ร้อยละ 2.50) แต่มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -0.16) ทั้งหมดแสดงในรูปที่ 5

ผลการตรวจสอบที่ความลึก 10 ซม. สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัสมีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยพบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 20x20 ซม.² ของพลังงาน 6 เมกะโวลต์ (ร้อยละ 0.87) และมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด

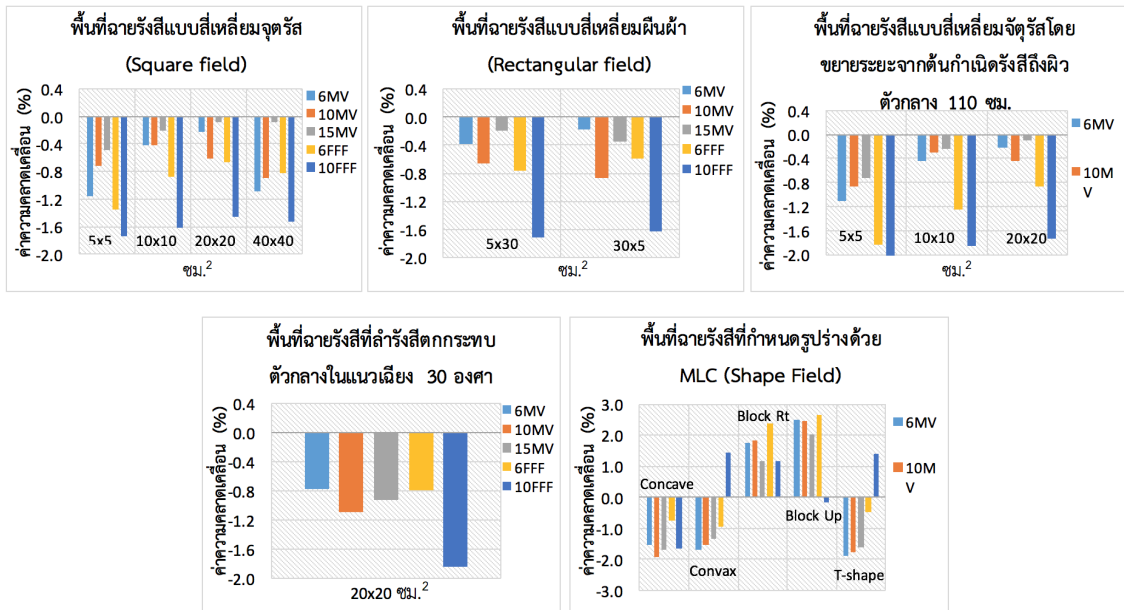
10x10 ซม.² และ 40x40 ซม.² ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ และ 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบตามลำดับ (ร้อยละ ± 0.01) สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้า มีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยพบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 5x30 ซม.² ที่พลังงาน 6 เมกะโวลต์ (ร้อยละ -1.29) และมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 5x30 ซม.² ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ (ร้อยละ -0.02) สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่มีระยะทางจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวตัวกลาง 110 ซม. พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยค่าความคลาดเคลื่อนที่มากที่สุดพบในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 5x5 ซม.² ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -1.39) และมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 5x5 ซม.² ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ (ร้อยละ -0.09) สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่ประกอบด้วยลำรังสีตกกระทบในแนวเฉียง 30 องศา พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีขนาด 20x20 ซม.² ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -1.00) และมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ 0.11) สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 3 โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดในพื้นที่ฉายรังสีแบบกำบังบริเวณมุมและกำบังตรงกลางของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC ผังขวา:

X1 (Block Rt.) ของพลังงาน 10 เมกะวัตต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -2.27) และ มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในพื้นที่ฉายรังสี แบบคอนเคฟ (Concave shape) ของพลังงาน 6 เมกะวัตต์ (ร้อยละ 0.1) ทั้งหมดดังแสดงในรูปที่ 6

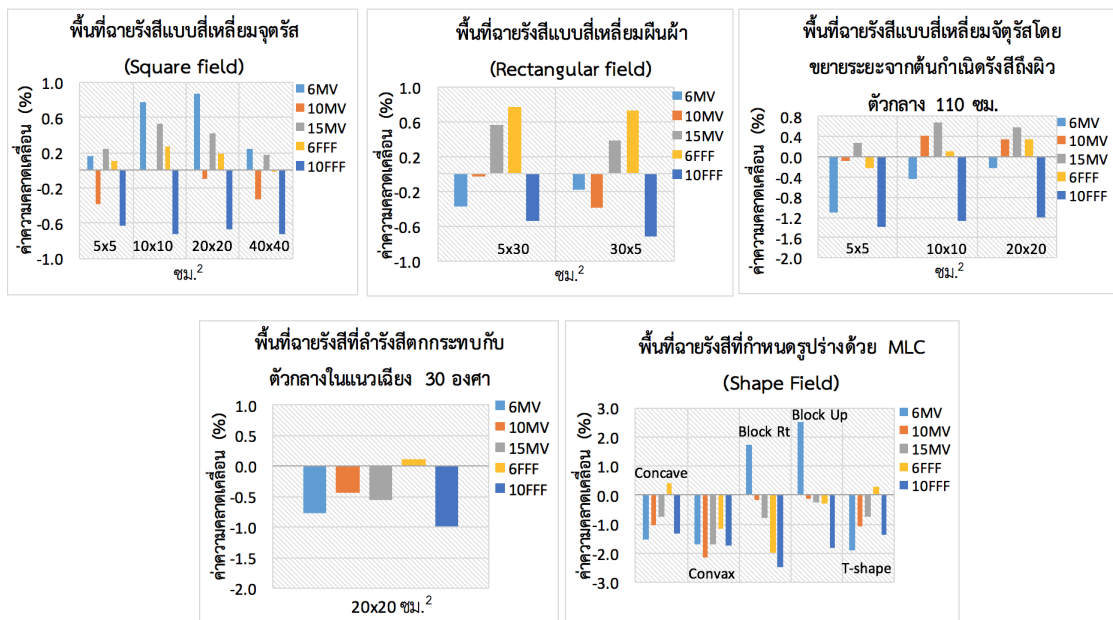
การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน

ผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสี ในแผนการรักษาแบบที่ 1 พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อน ของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณ ของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 3 โดยมีค่า ความคลาดเคลื่อนมากที่สุดพบในตำแหน่งการวัดที่ 10 บนหุ่นจำลองทรวงอกของพลังงาน 10 เมกะวัตต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -2.81) และมีค่า ความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในตำแหน่งการวัดที่ 1 ของพลังงาน 15 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -0.08) สำหรับ ผลของแผนการรักษาแบบที่ 2 พบว่ามีค่าความ คลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการ คำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยมี ค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดพบในตำแหน่งการวัดที่ 1 ของพลังงาน 10 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -1.27) ใน ขณะที่มีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในตำแหน่ง การวัดที่ 1 ของพลังงาน 6 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -0.65) สำหรับผลของแผนการรักษาแบบที่ 3 พบว่า มีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่าง การวัดและการคำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่า ร้อยละ 3 โดยที่ค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดพบ ในตำแหน่งการวัดที่ 3 ของพลังงาน 10 เมกะวัตต์ที่ ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -2.52) ในขณะที่ มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดสำหรับพลังงาน 6 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -0.36) ผลของแผนการรักษา แบบที่ 4 พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณ รังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงาน น้อยกว่าร้อยละ 3 สำหรับตำแหน่งการวัดที่ 5 และ น้อยกว่าร้อยละ 4 ในตำแหน่งการวัดที่ 6 และ

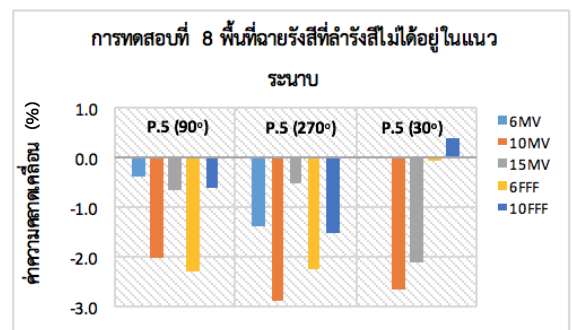
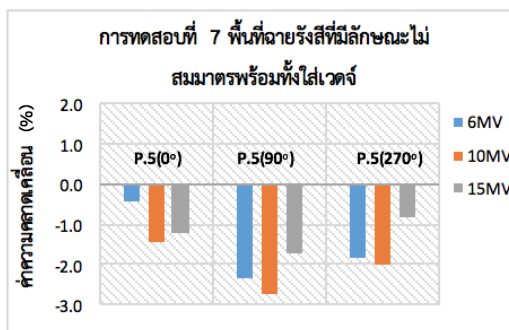
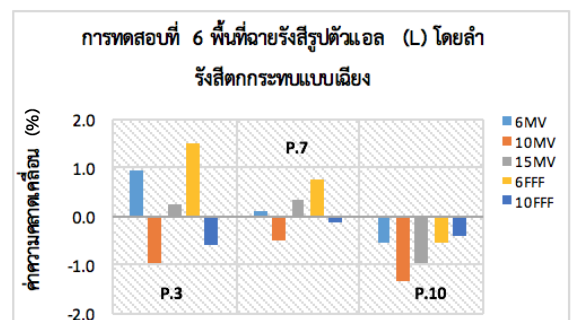
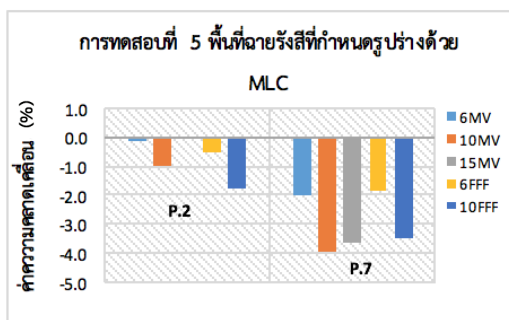
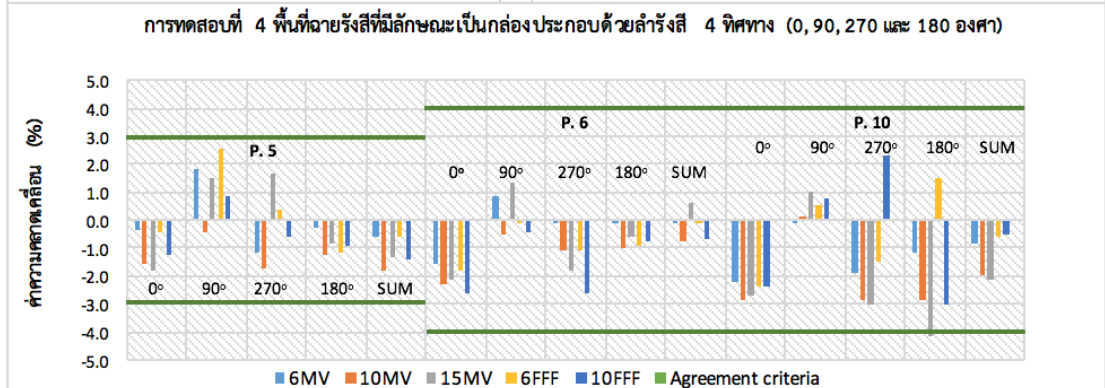
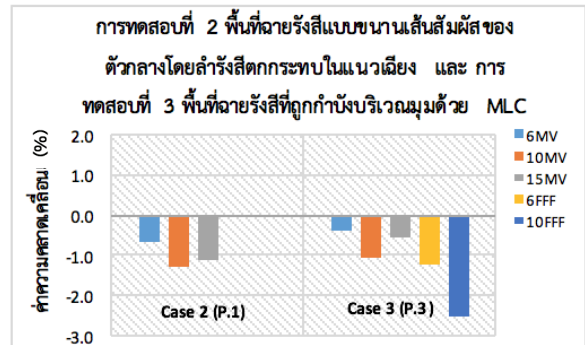
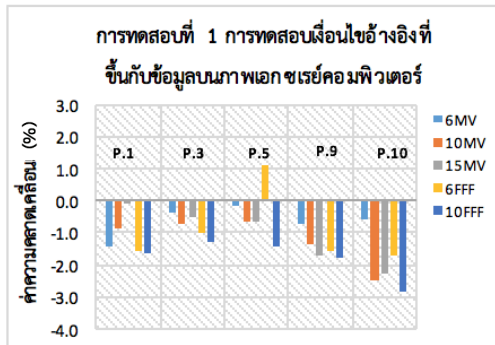
10 โดยพบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดใน ตำแหน่งการวัดที่ 10 ของพลังงาน 15 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -2.13) ในขณะที่มีความคลาดเคลื่อนน้อย ที่สุดในตำแหน่งการวัดที่ 6 ของพลังงาน 6 เมกะวัตต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -0.02) สำหรับ ผลของแผนการรักษาแบบที่ 5 พบว่ามีค่าความ คลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการ คำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 4 โดยค่า ความคลาดเคลื่อนที่มากที่สุดพบในตำแหน่งการวัดที่ 7 ของพลังงาน 10 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -3.93) และมี ค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดในตำแหน่งการวัดที่ 2 ของพลังงาน 15 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -0.07) สำหรับ ผลของแผนการรักษาแบบที่ 6 พบว่ามีค่าความ คลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการ คำนวณของทุกพลังงานน้อยกว่าร้อยละ 3 โดยมีค่า ความคลาดเคลื่อนมากที่สุดพบในตำแหน่งการวัดที่ 3 ของพลังงาน 6 เมกะวัตต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ร้อยละ -1.51) และมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด ในตำแหน่งการวัดที่ 7 ของพลังงาน 6 เมกะวัตต์ (ร้อยละ 0.08) สำหรับผลของแผนการรักษาแบบที่ 7 พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสี ระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงาน น้อยกว่าร้อยละ 3 โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนมาก ที่สุดในตำแหน่งการวัดที่ 5 ของพลังงาน 10 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -2.02) และมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด ในตำแหน่งการวัดที่ 5 ของพลังงาน 15 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -1.29) สำหรับผลของแผนการรักษาแบบ ที่ 8 พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสี ระหว่างการวัดและการคำนวณของทุกพลังงาน น้อยกว่าร้อยละ 3 โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนมาก ที่สุดในตำแหน่งการวัดที่ 5 ของพลังงาน 10 เมกะวัตต์ (ร้อยละ -2.48) ในขณะที่มีความคลาดเคลื่อน น้อยที่สุดสำหรับพลังงาน 6 เมกะวัตต์ และ 10 เมกะวัตต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบตามลำดับ (ร้อยละ -0.72) ทั้งหมดดังแสดงในรูปที่ 7



รูปที่ 5 ค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนระหว่างการวัดและการคำนวณปริมาณรังสีที่ความลึก 5 ซม. สำหรับการทดสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน ของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาด้วยเครื่องรุ่นเรย์สเตชัน



รูปที่ 6 ค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนระหว่างการวัดและการคำนวณปริมาณรังสีที่ความลึก 10 ซม. สำหรับการทดสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกัน ของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาด้วยเครื่องรุ่นเรย์สเตชัน



รูปที่ 7 ค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนระหว่างการวัดและการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับการทดสอบความถูกต้องในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน ของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาด้วยเครื่องรุ่นเรย์สเตชัน

อภิปรายผล

การทดสอบความถูกต้องของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาของเครื่องที่มีเครื่องหมายการค้าเรย์สเตชันในการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมคอนแลปส์คอนคอนโวลูชันสำหรับตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันในหุ่นจำลอง Solid water phantom ที่ความลึก 5 และ 10 ซม. ของทุกพลังงาน พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงร้อยละ -2.47 ถึง 2.65 สำหรับทุกเงื่อนไขของการทดสอบ ซึ่งพบว่าสอดคล้องกับงานวิจัยของ Mzenda และคณะ⁹

กรณีผลการทดสอบที่ความลึก 5 ซม. โดยเปรียบเทียบระหว่างพลังงานพบว่า ที่พลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ โดยส่วนใหญ่มีความคลาดเคลื่อนมากที่สุดจากการทดสอบที่ความลึก 5 ซม. ทั้งนี้อาจเกิดจาก Systematic error ของการวัดปริมาณรังสีในแต่ละเงื่อนไขอาจเกิดจากกระบวนการของการทดสอบในแต่ละพลังงานและเงื่อนไขสำหรับการทดสอบมีค่อนข้างมากจึงทำให้การวัดในแต่ละครั้งอาจมีปัจจัยในเรื่องของอุณหภูมิ ความดัน และการติดตั้งในแต่ละครั้งอาจมีความคลาดเคลื่อนจากครั้งแรกได้ และนอกจากนี้ลำรังสีแบบที่ไม่เรียบจะมีความไวต่อความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งของการวัดมากกว่าลำรังสีแบบเรียบ ซึ่งในการวัดปริมาณรังสีนั้นจะวัดปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) แต่อย่างไรก็ตามค่าก็อยู่ในเกณฑ์ยอมรับได้ การเปรียบเทียบในกรณีพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC ซึ่งเป็นแผนการรักษาที่มีความซับซ้อนมากที่สุด พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่มากที่สุดคือ ในพื้นที่ฉายรังสีแบบ Block Rt. และ Block Up ที่พลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ซึ่งอาจเกิดจากการวัดปริมาณรังสีในแผนการรักษาแบบ Block Rt. และ Block Up เป็นการวัดในตำแหน่งที่ไม่ได้อยู่กึ่งกลางพื้นที่ฉายรังสี (Radiation field) (ดังแสดงในรูปที่ 3) จึงมีความถูกต้องน้อยกว่าแบบอื่น โดยเฉพาะลำรังสี

แบบที่ไม่เรียบจะมีความไวต่อความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งของการวัดมากกว่าลำรังสีแบบเรียบ ยกตัวอย่างถ้ามีการวางตำแหน่งของหัววัดผิดไปจากตำแหน่งจริงเพียงเล็กน้อยในลำรังสีแบบไม่เรียบจะทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนมากกว่าลำรังสีแบบเรียบ ดังผลการทดสอบในแบบ Block Rt. และ Block Up ที่พลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

กรณีผลการทดสอบที่ความลึก 10 ซม. โดยเปรียบเทียบระหว่างพลังงานพบว่า ที่พลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ มีค่าความคลาดเคลื่อนมากสำหรับการทดสอบที่ความลึก 10 ซม. ทั้งนี้อาจเกิดจากสาเหตุเดียวกับการวัดปริมาณรังสีที่ความลึก 5 ซม. เช่นเดียวกัน กรณีการเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของแต่ละเงื่อนไข พบว่าค่าคลาดเคลื่อนที่มากที่สุดอยู่เงื่อนไขของการกำหนดรูปร่างของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC แบบ Block Rt. และ Block Up ในพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ กรณีดังกล่าวอาจเกิดจากการวัดในแผนการรักษาแบบ Block Rt. และ Block Up เป็นการวัดในตำแหน่งที่ไม่ได้อยู่กึ่งกลางของพื้นที่ฉายรังสี (ดังแสดงในรูปที่ 3) จึงมีความถูกต้องน้อยกว่าแบบอื่น โดยเฉพาะลำรังสีแบบที่ไม่เรียบจะมีความไวต่อความคลาดเคลื่อนในตำแหน่งของการวัดมากกว่าลำรังสีแบบเรียบ เช่น ตัวอย่างถ้ามีการวางตำแหน่งของหัววัดผิดไปจากตำแหน่งจริงเพียงเล็กน้อยในลำรังสีแบบไม่เรียบจะทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนมากกว่าลำรังสีแบบเรียบดังแสดงในผลการทดสอบแบบ Block Rt. และ Block Up ที่พลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

เมื่อเปรียบเทียบผลของค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนระหว่างความลึก 5 และ 10 ซม. ของแต่ละเงื่อนไขพบว่าที่ความลึก 5 ซม. มีช่วงค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนที่มากกว่าความลึก 10 ซม. ในทุกเงื่อนไขโดยเฉพาะพื้นที่ฉายรังสีขนาดเล็ก 5x5 ซม.² และความซับซ้อนของการทดสอบในพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC สำหรับกรณีของการ

ทดสอบในพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่มีความลึก 5 ซม. มีช่วงค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ -1.74 ถึง -0.08 และร้อยละ -0.72 ถึง 0.87 ที่ความลึก 10 ซม. กรณีพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่มีความลึก 5 ซม. มีช่วงค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ -1.71 ถึง -0.17 และที่ความลึก 10 ซม. มีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ -0.72 ถึง 0.78 กรณีของการทดสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัสที่ขยายระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวตัวกลาง 110 ซม. ของความลึก 5 ซม. มีช่วงค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ -2.03 ถึง -0.1 และร้อยละ -1.39 ถึง 0.67 ที่ความลึก 10 ซม. สำหรับการทดสอบในพื้นที่ฉายรังสีที่ลำรังสีตกกระทบตัวกลางในแนวเฉียง 30 องศาที่ความลึก 5 ซม. มีช่วงค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ -1.85 ถึง -0.78 และร้อยละ -1.00 ถึง 0.11 ที่ความลึก 10 ซม. และกรณีของพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC (Shape Field) สำหรับความลึก 5 ซม. มีช่วงค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ -1.91 ถึง 2.65 และร้อยละ -2.47 ถึง 2.5 ที่ความลึก 10 ซม. ซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนมากในทุกเงื่อนไขเกิดขึ้นที่พลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบทั้งนี้อาจเกิดจากที่ความลึก 10 ซม. เป็นระยะที่ปริมาณการกระเจิงของอนุภาคในลักษณะ full backscatter มากกว่าที่ความลึก 5 ซม. จึงทำให้ค่าความเคลื่อนของปริมาณรังสีน้อยกว่าสำหรับความลึก 10 ซม.

การทดสอบความถูกต้องของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาของเครื่องที่มีเครื่องหมายการค้าเรย์สเตชันในการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมคอนแลปส์โคนคอนโวลูชันสำหรับตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกันในหุ่นจำลอง CIRS phantom ด้วยหัววัดไอออนซ์เซชันแฮมเบอร์ชนิดฟาเมอร์เอฟซี 65 จี สำหรับ 8 การทดสอบ ที่พลังงาน 6 เมกะโวลต์ 10 เมกะโวลต์ 15 เมกะโวลต์ 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบและ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบพบว่าผ่านเกณฑ์การประเมินในทุกการทดสอบสำหรับทุกพลังงาน โดยร้อยละความคลาดเคลื่อน

ของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณในการทดสอบที่ 1 ให้ผลที่มีแนวโน้มไปในทางเดียวกันกับงานวิจัยของ Asnaashari และคณะ¹¹ และ Golestani A และคณะ⁸ คือบริเวณตำแหน่งในการวัดเทียบเท่ากับเนื้อเยื่อพบว่ามีความต่างน้อยกว่าร้อยละ 2 และบริเวณที่เทียบเท่ากับปอดน้อยกว่าร้อยละ 4 เช่นเดียวกันทั้ง 2 ผลงานสำหรับทดสอบความถูกต้องของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาแบบ ISO gray TPS ที่ใช้หลักการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึมคอนแลปส์โคนคอนโวลูชัน (Collapsed cone convolution algorithm) ที่โฟตอนพลังงาน 6 และ 15 เมกะโวลต์ของงานของ Asnaashari และคณะ และ 6 เมกะโวลต์ สำหรับการวิจัยของ Golestani A และคณะ⁸ สำหรับผลการทดสอบที่ 2 และ 3 แสดงผลไปในทางเดียวกันคือ น้อยกว่าร้อยละ 3 ซึ่งเป็นบริเวณที่เทียบเท่ากับเนื้อเยื่อ สำหรับผลการทดสอบที่ 4 ได้ผลไปในทางเดียวกับงานวิจัยของ Asnaashari ในบริเวณที่เทียบเท่ากับกระดูกที่ไม่ผ่านเกณฑ์ร้อยละ 4 ซึ่งในผลงานวิจัยเรามีค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ -4.16 ของโฟตอนพลังงาน 15 เมกะโวลต์ที่มุม 180 องศา ซึ่งสำหรับงานวิจัยของ Asnaashari แสดงผลค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ -6.5 (ค่าผลรวมจากทุกมุม) ของพลังงาน 15 เมกะโวลต์ โดยงานวิจัยดังกล่าวให้ความเห็นว่าค่าความคลาดเคลื่อนจะลดลงเมื่อความลึกมากขึ้นและเป็นโฟตอนพลังงานต่ำ (6 เมกะโวลต์) เนื่องจากในการคำนวณจะขึ้นกับความสมดุลของอิเล็กตรอน (Electron equilibrium) ไม่ขึ้นกับการกระเจิงของโฟตอน (Photon scattering) ซึ่งเมื่อพลังงานสูงขึ้นและบริเวณที่เทียบเท่ากับกระดูกมีเลขอะตอมที่สูงก็อาจจะส่งผลต่อการกระเจิงของโฟตอนที่สูงขึ้นและมีผลต่อความคลาดเคลื่อนที่มากตามไปด้วย แต่ค่าร้อยละความต่างจากผลรวมของเราพบว่าผ่านเกณฑ์การประเมินน้อยกว่าร้อยละ 3 ในทุกพลังงาน ส่วนผลการทดสอบที่ 5 ผ่านเกณฑ์การประเมินสำหรับ

พลังงาน 6 เมกะโวลต์ ในทุกตำแหน่งซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Rutonjski และคณะ⁷ และสำหรับผลการทดสอบที่ 7 และผลการทดสอบที่ 8 แสดงผลที่ผ่านเกณฑ์อยู่ภายในร้อยละ 4 และน้อยกว่าร้อยละ 3 ทั้ง 2 พลังงานซึ่งสอดคล้องกับผลของงานวิจัยของ Golestani และคณะ แต่ผลนี้ไม่สอดคล้องกับผลงานวิจัยของของ Asnaashari ที่พบว่าร้อยละความต่างของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณถึงร้อยละ 8 ทั้ง 2 พลังงาน และเนื่องจากหุ่นจำลองทรวงอกที่ใช้มีข้อจำกัดในเรื่องของตำแหน่งในการวัดอาจจะมีผลต่อการนับวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดไอออนซ์เซชันที่ขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่เราเลือกให้บริเวณนั้นได้รับปริมาณรังสีที่กำหนดจากตำแหน่งทั้งหมดในหุ่นจำลองทรวงอก ทำให้เกิดค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนในบางตำแหน่งที่อยู่ขอบพื้นที่ฉายรังสี และจากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าส่วนใหญ่ปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาให้ผลลัพธ์ที่น้อยกว่าเมื่อเทียบกับการวัด (Underestimate dose) ซึ่งอาจจะนำไปสู่การที่ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีจากการฉายรังสีมากกว่าการคำนวณ (Overdose to target) และจากที่ศึกษางานวิจัยก่อนหน้านี้ โดยส่วนใหญ่ทำการศึกษาเฉพาะโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และ 15 เมกะโวลต์ ซึ่งเป็นโฟตอนพลังงานต่ำ และโฟตอนพลังงานสูงตามลำดับ แต่สำหรับงานวิจัยเราได้ศึกษาทั้งหมด 5 พลังงานดังที่กล่าวไปข้างต้นซึ่งเพิ่มพลังงานที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบคือ 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ซึ่งพลังงานที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบมีประโยชน์ในการช่วยลดเวลาในการฉายรังสีและลดปริมาณรังสีที่อวัยวะปกติที่ผู้ป่วยได้รับ อีกทั้งเหมาะสำหรับการรักษามะเร็งในระยะเริ่มต้น เช่น มะเร็งปอดชนิดเซลล์โต (Non small cell lung cancer) และส่วนใหญ่ปัจจุบันจะใช้ในเทคนิคการรักษาด้วยรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณลำตัวหรือศีรษะ เป็นต้น ดังนั้นงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นถึงผลของการทดสอบความ

ถูกต้องของปริมาณรังสีที่ครอบคลุมในทุกพลังงานของรังสีเอกซ์ทั้งในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันและตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างชนิดกันซึ่งครอบคลุมสำหรับการใช้งานในทางคลินิกมากขึ้น

สรุปผล

การตรวจสอบความถูกต้องของคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาของเครื่องที่มีเครื่องหมายการค้าเรย์สเตชันในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึมการคำนวณแบบคอนแลปส์โคนคอนโวลูชัน (Collapsed cone convolution) ในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันและมีเนื้อเยื่อต่างชนิดกัน ที่ให้ความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อชนิดเดียวกันเมื่อเทียบกับการวัดน้อยกว่าร้อยละ 2 สำหรับตำแหน่งของการวัดที่กึ่งกลางพื้นที่ฉายรังสีและน้อยกว่าร้อยละ 3 สำหรับตำแหน่งของการวัดที่ไม่อยู่กึ่งกลางลำรังสีและความซับซ้อนของพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC และในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกันน้อยกว่าร้อยละ 3 สำหรับตำแหน่งของการวัดที่อยู่กึ่งกลางลำรังสีและน้อยกว่าร้อยละ 4 สำหรับตำแหน่งของการวัดที่อยู่ขอบลำรังสี ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาสำหรับการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึมแบบคอนแลปส์โคนคอนโวลูชันมีความถูกต้องตามเกณฑ์มาตรฐานสากล TRS 430 และ IAEA TECDOC 1583 ทั้งในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันและตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณเจ้าหน้าที่นักฟิสิกส์การแพทย์ งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารามราชวิทยาลัยจุฬาราม ทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลืออนุเคราะห์ข้อมูลการศึกษา และอุปกรณ์ในการศึกษาครั้งนี้ และอีกทั้งได้รับทุนอุดหนุนการวิจัยจากคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

References

1. Ahnesjö A, Aspradakis MM. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Phys Med Biol* 1999;44:R99-155.
2. Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study. *Radiother Oncol* 2009;89:338-46.
3. Ahnesjö A. Collapse cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989;16(4):577-92.
4. IAEA (International Atomic Energy Agency): Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques. Vienna: IAEA; 2008. TECDOC 1583.
5. IAEA (International Atomic Energy Agency): Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna: IAEA; 2000. Technical Report Series 398.
6. IAEA (International Atomic Energy Agency): Technical Report Series 430 Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Vienna: IAEA; 2005.
7. Rutonjski L, Petrović B, Baucal M, et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems in Serbia: national audit. *Radiat Oncol* 2012;7:155.
8. Golestani A, Houshyari M, Mostaar A, et al. Evaluation of Dose Calculation Algorithms of Isogray Treatment Planning System Using Measurement in Heterogeneous Phantom. *Rep Radiother Oncol* 2015;2(3):e5320.
9. Mzenda B, Mugabe KV, Sims R, et al. Modeling and dosimetric performance evaluation of the RayStation treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys* 2014;15(5):29-46.
10. Smilowitz JB, Chair, Das IJ, Feygelman V, et al. Commissioning and QA of Treatment Planning Dose Calculations Megavoltage Photon and Electron Beams. *J Appl Clin Med Phys* 2015;16(5):14-34.
11. Asnaashari K, Nodehi MRG, Mahdavi SR, et al. Dosimetric comparison of different inhomogeneity correction algorithms for external photon beam dose calculations. *J Med Phys* 2013;38(2):75-81.
12. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys* 2010;37(8):4078-101.
13. Nisbet A, Beange I, Vollmar HS, et al. Dosimetric verification of a commercial collapsed cone algorithm in simulated clinical situations. *Radiother Oncol* 2004;73(1):79-88.
14. Weber L, Nilsson P. Verification of dose calculations with a clinical treatment planning system based on a point kernel dose engine. *J Appl Clin Med Phys* 2002;3(2):73-87.

15. Arnfield MR, Siantar CH, Siebers J, et al. The impact of electron transport on the accuracy of computed dose. *Med Phys* 2000;27(6):1266-74.
16. Wieslander E. Verification of Dose Calculation Algorithms in Treatment Planning Systems for External Radiation Therapy: A Monte Carlo Approach [dissertation]. SE-221 85 Lund: Lund University; 2006.