



**การประเมินความถูกต้องการคำนวณปริมาณรังสีในหุ่นจำลองทรวงอก
ของอัลกอริทึมคอลแลปโคนคอนโวลูชันและมอนติคาร์โลสำหรับแผนรังสีตัดขวาง
แบบเกลียวหมุนและรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร**

**Accuracy Evaluation of Collapsed Cone Convolution and Monte Carlo Dose
Calculation Algorithms for Helical Tomotherapy Planning and Volumetric
Modulated Arc Therapy Planning in a Thorax Phantom**

ภาริณี โกสียาภรณ์^{1*}, พิชญาภรณ์ กลั่นกลิ่น¹, สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์¹
Parinee Kosiyaporn^{1*}, Pitchayaponne Klunklin¹, Somsak Wanwilairat¹

(Received: June 26, 2020; Revised: August 11, 2020; Accepted: August 24, 2020)

บทคัดย่อ

ความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ก่อนมะเร็งและอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับการฉายรังสีจะขึ้นอยู่กับอัลกอริทึมที่ใช้คำนวณปริมาณรังสี งานวิจัยนี้ได้ประเมินความถูกต้องการคำนวณปริมาณรังสีโฟตอนของอัลกอริทึมคอลแลปโคนคอนโวลูชัน สำหรับการฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนและอัลกอริทึมมอนติคาร์โลสำหรับการฉายรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร โดยเปรียบเทียบผลการคำนวณของอัลกอริทึมทั้งสองกับการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองรูปทรวงอกที่มีความหนาแน่นแตกต่าง ในการทดลองได้วางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนและวางแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร สำหรับรอยโรคของมะเร็งปอดสามลักษณะในหุ่นจำลองรูปทรวงอก ได้แก่ รอยโรคตำแหน่งเดียวในเนื้อปอด รอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอด และรอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณกลางทรวงอก จากนั้นทำการทวนสอบสองขั้นตอน ขั้นตอนแรกวัดปริมาณรังสีแบบจุดด้วยหัววัดรังสีแบบประจุแตกตัวและขั้นตอนที่สองวัดการกระจายปริมาณรังสีด้วยหัววัดไดโอดเรียงตัวรูปทรงกระบอก ผลการทวนสอบปริมาณรังสีแบบจุดพบว่าค่าเฉลี่ยความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณของอัลกอริทึมคอลแลปโคนคอนโวลูชันและอัลกอริทึมมอนติคาร์โล มีค่าเท่ากับร้อยละ 4.14 (ร้อยละ -0.25 ถึง -5.63) และร้อยละ 1.11 (ร้อยละ 0.87 ถึง -1.81) ตามลำดับ มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สำหรับการ

¹คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

¹Faculty of Medicine, Chiang Mai University

*Corresponding Author: ko.parinee@gmail.com



ทวนสอบการกระจายปริมาณรังสีที่เกณฑ์อัตราผ่านเกมมา 3%-3 มิลลิเมตร พบว่าอัลกอริธึมคอลแลปโคนคอนโวลูชันและอัลกอริธึมมอนติคาร์โลมีอัตราผ่านค่าเกมมาเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 95.8 และ 99.9 ตามลำดับ ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ จากผลการวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่าการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่างของอัลกอริธึมมอนติคาร์โลกับอัลกอริธึมคอลแลปโคนคอนโวลูชันมีความถูกต้องไม่แตกต่างกัน แต่การคำนวณปริมาณรังสีแบบจุดของอัลกอริธึมมอนติคาร์โลมีความถูกต้องมากกว่าอัลกอริธึมคอลแลปโคนคอนโวลูชันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

คำสำคัญ: คอลแลปโคนคอนโวลูชัน มอนติคาร์โล การคำนวณปริมาณรังสี รังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน รังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร

Abstract

The accuracy of the radiation dose delivery to the tumor and organ at risk depends on the radiation dose calculation algorithm. This study evaluated the photon dose calculation accuracy of the Collapsed cone convolution for Helical tomotherapy planning and the Monte Carlo algorithm for the Volumetric modulated arc therapy planning. The computational results of the two algorithms were compared with the radiation dose measurements in a heterogeneity thorax phantom. In the experiment, the Helical tomotherapy plan and the Volumetric modulated arc therapy were planned. The three lesions of lung cancer in the thorax phantom were single lung lesion, multiple lung lesions and single mediastinal lesion. Then a two-step verification was performed. The first step, the points dose were measured with an ionization chambers and the second step the dose distribution were measured with a cylindrical diode array detectors (ArcCHECK). The results of the points dose verification showed that the mean different between measurement and calculation dose of the Collapsed cone convolution algorithm and the Monte Carlo algorithm were 4.14% (-0.25% to -5.63%) and 1.11% (0.87% to -1.81%), respectively, with statistically significant differences. For the verification of the radiation dose distribution at the 3% -3 mm gamma index threshold, it was found that the Collapsed cone algorithm and the Monte Carlo algorithm gamma passing rate were 95.8% and 99.9%, respectively, with no statistically significant difference. The results of this study showed that there was no statistically significant difference of the dose distribution calculation accuracy in a heterogeneity medium between the Monte Carlo algorithm and the Collapsed cone convolution



algorithm. However, the points dose calculation of the Monte Carlo algorithm was significantly more accurate than the Collapsed convolution algorithm.

Keywords: Collapsed cone convolution, Monte carlo, Dose calculation algorithms, Helical Tomotherapy, Volumetric modulated arc therapy

บทนำ

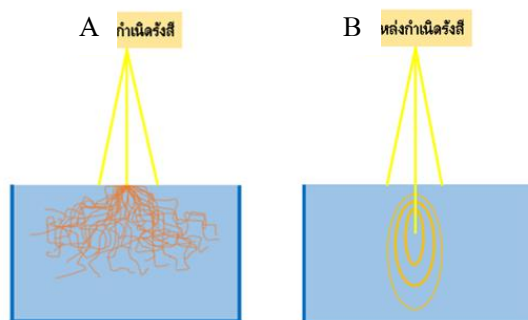
มะเร็งปอดเป็นมะเร็งที่พบได้บ่อยและเป็นสาเหตุหลักการเสียชีวิตของประชากรไทย (National Cancer Institute, 2015) รังสีรักษาเป็นหนึ่งในวิธีการรักษามาตรฐานของโรคมะเร็งปอด สามารถใช้รักษาเพื่อให้หายขาดหรือประคับประคอง การรักษาด้วยรังสีจะขึ้นกับขอบเขต ตำแหน่ง และระยะของโรค รวมถึงความพร้อมของเครื่องมือและความสามารถด้านเทคนิคและซอฟต์แวร์ (Juretic, Frobe, Brozic, Bilic, & Koretic, 2017) เทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้มแบบภาพนำ (IGRT) กำลังได้รับความนิยมเนื่องจากช่วยเพิ่มการเข้าสู่ของปริมาณรังสีโดยเฉพาะในรอยโรคที่มีรูปร่างไม่แน่นอนการฉายรังสีเทคโนโลยีสมัยใหม่นี้จำเป็นต้องใช้อัลกอริทึมการคำนวณปริมาณรังสีที่มีความถูกต้องและแม่นยำ (Ardu, Broggi, Cattaneo, Mangili, & Calandrino, 2011)

อัลกอริทึมการคำนวณปริมาณรังสีที่แม่นยำต้องสามารถคำนึงถึงความหนาแน่นของตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันรวมถึงสถานะสมดุลของอิเล็กตรอนทุกชนิดที่เกิดขึ้นจากอนุภาคโฟตอนพลังงานสูงและการเคลื่อนที่ของอิเล็กตรอนทุกชนิดที่รอยต่อระหว่างตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน (Ardu et al., 2011; Kim et al., 2016) การคำนวณปริมาณรังสีที่ถูกต้องในสถานะเหล่านี้ขึ้นอยู่กับความสามารถของอัลกอริทึมที่ใช้คำนวณปริมาณรังสี

การคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึมมอนติคาร์โลเป็นที่ยอมรับว่าสามารถคำนวณปริมาณรังสีได้ถูกต้องที่สุดโดยเฉพาะในบริเวณตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่าง (Sterpin, Salvat, Olivera, & Vynckier, 2009) เนื่องจากอัลกอริทึมดังกล่าว คำนวณด้วยการจำลองเส้นทางของรังสีโฟตอนที่เกิดอันตรกิริยาทางฟิสิกส์กับสสารในตัวกลางระหว่างการเคลื่อนที่และใช้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้นรวม (Total linear attenuation coefficient) ในการสุ่มอันตรกิริยาที่เกิดขึ้น (Reynaert, March, Schaart, Zee, Tomsej & Vroegindeweij, 2016) แสดงในภาพที่ 1 ในปัจจุบันมีอัลกอริทึมที่ใช้วิธีเก็บข้อมูลจากการทดลองเพื่อหาค่าการกระจายปริมาณรังสีในวัตถุทรงกลมที่เป็นเนื้อเดียวกันโดยวิธีนี้ใช้วิธีการทางคณิตศาสตร์ที่เรียกว่า คอนโวลูชันซูเปอร์โพลิสัน ในการรวมค่าพลังงานที่ปลดปล่อยทั้งหมดต่อหน่วยมวล (Total energy released per unit mass) กับค่าการกระจายของพลังงานแบบจุด (Point-Spread kernels) แสดงในภาพที่ 1 (Lo, 2015; Alghamdi, & Tajalde, 2019; Mackie, Scrimger, &



Battista, 1985) เช่น อัลกอริทึมคอลแลปโคนคอนโวลูชัน (Collapsed cone convolution algorithm) ซึ่งใช้วิธีการนี้ในการคำนวณ (Ahnesjo, 1989; Khajajitrong, Thongsawad, Kaewlek, Masa-Nga, & Tannanonta, 2019) และมีการใช้งานสำหรับฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนที่หน่วยงานรังสีรักษาโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2555 โดยวิธีการนี้มีจุดอ่อนในการคำนวณปริมาณรังสีให้ถูกต้องในบางกรณี เช่น บริเวณตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่าง หรือพื้นที่ลำรังสีขนาดเล็ก (Zhao, Mackenzie, Kirby, & Fallone, 2008) ซึ่งอาจทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่ไม่ถูกต้อง



ภาพที่ 1 แสดงการคำนวณปริมาณรังสีด้วยวิธีมอนติคาร์โล (A ซ้าย) และการคำนวณปริมาณรังสีด้วยวิธีคอลแลปโคนคอนโวลูชัน (B ขวา)

งานวิจัยนี้ต้องการประเมินความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสีโฟตอนของอัลกอริทึมคอลแลปโคนคอนโวลูชันและอัลกอริทึมมอนติคาร์โลซึ่งใช้สำหรับการฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนและรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรตามลำดับ โดยใช้วิธีวัดปริมาณรังสีแบบจุดและวัดการกระจายปริมาณรังสีเปรียบเทียบกับผลการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมทั้งสอง

วัตถุประสงค์

เพื่อประเมินความถูกต้องการคำนวณปริมาณรังสีโฟตอนของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาที่ใช้ อัลกอริทึมคอลแลปโคนคอนโวลูชันสำหรับการฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนและอัลกอริทึมมอนติคาร์โลสำหรับการฉายรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร โดยเปรียบเทียบการคำนวณกับการวัดในหุ่นจำลองทรวงอกที่มีความหนาแน่นแตกต่าง



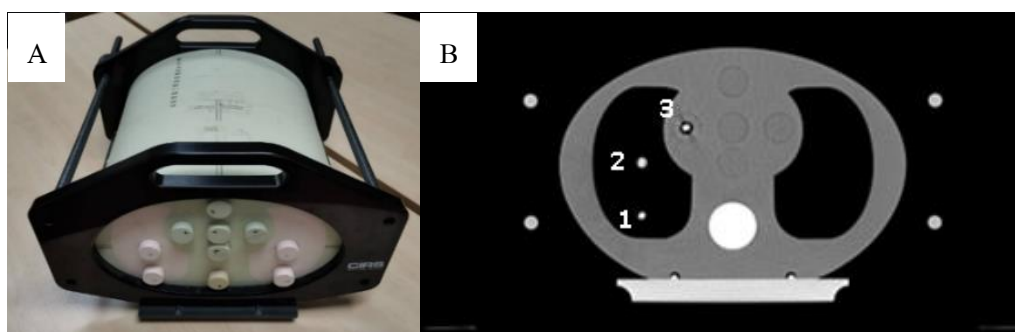
วิธีการวิจัย

การสร้างภาพรังสีตัดขวางของหุ่นจำลองทรวงอกและการวาดรอยโรค

ถ่ายภาพรังสีตัดขวางของหุ่นจำลองทรวงอกรุ่น 002LFC (CIRS Inc., U SA) ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการฉายรังสี (SOMATOM Definition AS, Siemens) โดยหุ่นจำลองทรวงอกบรรจุหัววัดรังสีชนิดประจุแตกตัวรุ่น CC13 (IBA, Germany) ขนาด 0.13 ลูกบาศก์เซนติเมตร ตำแหน่งที่ 1 และ 3 และบรรจุหัววัดรังสีรุ่น FC65P (IBA, Germany) ขนาด 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตรตำแหน่งที่ 2 (ภาพที่ 2) แล้วส่งข้อมูลภาพไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์วาดรอยโรค (Oncentra, Elekta, UK) เพื่อกำหนดตำแหน่งและรูปร่างของรอยโรคในหุ่นจำลองทรวงอกโดยวาดรอยโรคทั้งหมดสามลักษณะได้แก่

- รอยโรคตำแหน่งเดียวในเนื้อปอดปริมาตรรอยโรคเท่ากับ 87.10 ลูกบาศก์เซนติเมตร
- รอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอดรอยโรคตำแหน่งที่ 1 ปริมาตรเท่ากับ 44.92 ลูกบาศก์เซนติเมตร และรอยโรคตำแหน่งที่ 2 ปริมาตรเท่ากับ 87.10 ลูกบาศก์เซนติเมตร
- รอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณกลางทรวงอกปริมาตรรอยโรคเท่ากับ 320.02 ลูกบาศก์เซนติเมตร

ส่งข้อมูลภาพรังสีตัดขวางของหุ่นจำลองทรวงอกที่ได้วาดโครงร่างเป้าหมายจากเครื่องคอมพิวเตอร์วาดรอยโรค ไปยังเครื่องวางแผนรังสีรักษารุ่นโทโมแพลน (Tomotherapy, USA) และเครื่องวางแผนรังสีรักษารุ่นโมนาโค (Elekta, UK)



ภาพที่ 2 หุ่นจำลองทรวงอก (A) และภาพรังสีตัดขวางที่บรรจุหัววัดรังสีรุ่น CC13 ที่ตำแหน่ง 1 กับ 3 และบรรจุหัววัดรังสีรุ่น FC65-P ที่ตำแหน่ง 2 (B)

การวางแผนรังสีรักษา

วางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนด้วยเครื่องวางแผนรังสีรักษารุ่นโทโมแพลน โดยตั้งค่าตัวแปรของการวางแผนได้แก่ เทคนิคการฉายรังสีเป็นแบบ TomoHelical ค่า Field Width เท่ากับ 2.51



เซนติเมตร การเปิดปิดพื้นที่รังสี (Jaw Mode) เป็นแบบ Dynamic ค่า Pitch เท่ากับ 0.287 และค่า Modulation Factor เท่ากับ 2.50 เครื่องวางแผนรังสีรักษาหุ่นโทโมเพลนคำนวณปริมาณรังสีด้วย อัลกอริทึมคอลแลบโคนคอนไวลูชัน ประเมินแผนรังสีรักษาด้วยกราฟ Dose volume histogram (DVH) ข้อมูลสถิติปริมาณรังสี (Dose statistic) และการกระจายปริมาณรังสีตามเกณฑ์ ICRU83 (International Commission on Radiation Units and Measurements, 2010) ดังนี้

- ปริมาณรังสีที่ปริมาตรเป้าหมายร้อยละ 50 ได้รับ (D_{50}) ต้องมากกว่าหรือเท่ากับปริมาณรังสีที่รังสีแพทย์กำหนด: $D_{50} \geq 60$ เกรย์

- ปริมาณรังสีที่ปริมาตรเป้าหมายร้อยละ 98 ได้รับ (D_{98}) ต้องมากกว่าหรือเท่ากับปริมาณรังสีร้อยละ 95 ของปริมาณรังสีที่รังสีแพทย์กำหนด: $D_{98} \geq 57$ เกรย์

- ปริมาณรังสีที่ปริมาตรเป้าหมายร้อยละ 2 ได้รับ (D_2) ต้องน้อยกว่าหรือเท่ากับปริมาณรังสีร้อยละ 107 ของปริมาณรังสีที่รังสีแพทย์กำหนด: $D_2 \leq 64.2$ เกรย์

วางแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรด้วยเครื่องวางแผนรังสีรักษาหุ่นโมนาโคโดยกำหนด constraint cost function ของเป้าหมาย เช่น Target penalty quadratic under dose หรือ Underdose DVH เพื่อให้เป้าหมายได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนด เครื่องวางแผนรังสีรักษาหุ่นโมนาโคคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึมมอนติคาร์โลและการประเมินแผนรังสีรักษาใช้เกณฑ์เดียวกับแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

การวัดปริมาณรังสีแบบจุดในหุ่นจำลองทรวงอก

การวัดปริมาณรังสีแบบจุดของแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน ทำโดยจัดตำแหน่งของหุ่นจำลองทรวงอกให้ตรงจุดศูนย์ร่วมเสมือน (virtual isocenter) ของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนรุ่น Hi-Art (Tomotherapy, USA) แล้วใส่หัววัดรังสีตามตำแหน่งในแผนรังสีรักษาจากนั้นสร้างภาพรังสีตัดขวางระดับสกีไฟฟ้าเมกะโวลต์ (MVCT) และจัดตำแหน่งหัววัดรังสีให้อยู่ตำแหน่งเดียวกันกับภาพรังสีตัดขวางอ้างอิงทั้งสามระนาบ แล้วฉายรังสีและบันทึกค่าประจุจากเครื่องวัดประจุไฟฟ้าวัดปริมาณรังสีตำแหน่งละ 3 ครั้ง

การวัดปริมาณรังสีแบบจุดของแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร ทำโดยจัดตำแหน่งของหุ่นจำลองทรวงอกโดยอ้างอิงจุดศูนย์ร่วมของเครื่องฉายรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรรุ่น Synergy (Elekta, UK) และใส่หัววัดรังสีตามตำแหน่งในแผนรังสีรักษา จากนั้นสร้างภาพรังสีตัดขวางระดับสกีไฟฟ้ากิโวลต์ (CBCT) และจัดตำแหน่งหัววัดรังสีให้อยู่ตำแหน่งเดียวกันกับภาพรังสีตัดขวางอ้างอิงแล้วฉายรังสีและบันทึกค่าประจุจากเครื่องวัดประจุไฟฟ้าวัดปริมาณรังสีตำแหน่งละ 3 ครั้งนำข้อมูลประจุไฟฟ้าที่วัดได้คำนวณหาปริมาณรังสีแบบจุดและเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่ได้จากการ



คำนวณของเครื่องวางแผนรังสีรักษาโดยหาค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีตามสมการ (1) (Ardu et al., 2011)

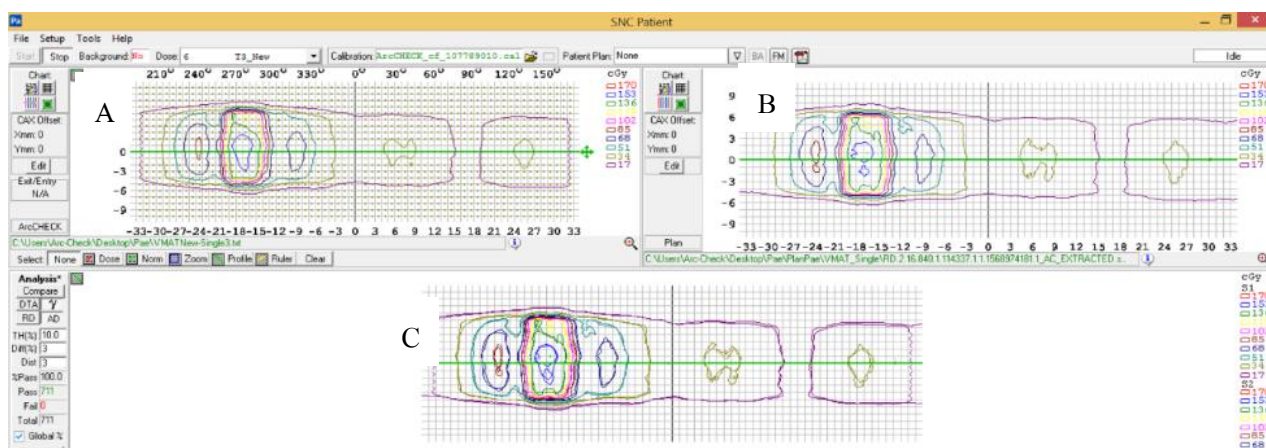
$$\% \Delta = 100 \times \frac{D_m - D_c}{D_c} \quad (1)$$

เมื่อ $\% \Delta$ เป็นค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณ D_m เป็นค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัด และ D_c เป็นค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณของเครื่องวางแผนรังสีรักษาที่ตำแหน่งเดียวกัน

การวัดการกระจายปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK

สร้างแผนทวนสอบแผนรังสีรักษาโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK (Sun Nuclear, USA) และวัดการกระจายปริมาณรังสีของแผนทวนสอบแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนด้วยอุปกรณ์ ArcCHECK โดยจัดตำแหน่งของอุปกรณ์ ArcCHECK กับจุดศูนย์กลางเสมือนบนเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนและถ่ายภาพรังสีตัดขวางระดับศักย์ไฟฟ้าเมกะโวลต์ (MVCT) ของอุปกรณ์ ArcCHECK นำมาซ้อนทับกับภาพรังสีตัดขวางอ้างอิงเพื่อปรับตำแหน่ง แล้วทำการฉายรังสีและเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของแผนรังสีรักษากับการวัดของ ArcCHECK ที่เกณฑ์ค่าดัชนีแกมมา 3%-2 มิลลิเมตร 3%-3 มิลลิเมตร และ 4%-3 มิลลิเมตรบันทึกข้อมูลด้วยโปรแกรม SNC PatientTM (Sun Nuclear, USA)

วัดการกระจายปริมาณรังสีของแผนทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรด้วยอุปกรณ์ ArcCHECK โดยเปิดระบบบันทึกและทวนสอบข้อมูลฉายรังสี Mosaiq (Elekta, UK) และจัดตำแหน่งของอุปกรณ์ ArcCHECK ให้ตรงกับจุดศูนย์กลางของเครื่องฉายรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรจากนั้นทำการฉายรังสีและเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของแผนรังสีรักษากับการวัดของ ArcCHECK ที่เกณฑ์ค่าดัชนีแกมมา 3%-2 มิลลิเมตร 3%-3 มิลลิเมตร และ 4%-3 มิลลิเมตรบันทึกข้อมูลด้วยโปรแกรม SNC PatientTM ดังภาพที่ 3



ภาพที่ 3 หน้าต่างโปรแกรม SNC Patient เปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีที่ Arc CHECK วัดได้ (A ซ้าย) กับการกระจายปริมาณรังสีของแผนรังสีรักษา (B ขวา) และซ้อนทับเส้นกราฟกระจายทั้งสอง (C ล่าง)

ผลการวิจัย

การวางแผนรังสีรักษามะเร็งปอด

การวางแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนและแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรของมะเร็งปอดทั้งสามแผน พบว่า ปริมาณรังสี D_{50} , D_{98} และ D_2 ที่ปริมาตรเป้าหมายได้รับเป็นไปตามเกณฑ์ ICRU83 (ICRU, 2010) ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ค่าปริมาณรังสีที่ปริมาตรเป้าหมายได้รับของแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนและแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร

ลักษณะรอยโรค	ตำแหน่งของ หัววัดรังสี	ปริมาณรังสี (เกรย์) ของแผนรังสี ตัดขวางแบบเกลียวหมุน			ปริมาณรังสี (เกรย์) ของแผนรังสี ปรับความเข้มเชิงปริมาตร		
		D_{50}	D_{98}	D_2	D_{50}	D_{98}	D_2
รอยโรคตำแหน่งเดียว ในเนื้อปอด	PTV (ตำแหน่งที่ 2)	61.36	60.01	62.24	61.51	60.31	62.45
รอยโรคสองตำแหน่ง ในเนื้อปอด	PTV1 (ตำแหน่งที่ 2)	61.24	60.09	62.10	61.57	60.05	62.94
	PTV2 (ตำแหน่งที่ 1)	61.49	59.57	62.86	61.59	59.79	63.44
รอยโรคตำแหน่งเดียว ที่บริเวณกลางทรวงอก	PTV (ตำแหน่งที่ 2 และ 3)	61.62	59.97	62.95	61.81	60.36	62.98



การทวนสอบปริมาณรังสีแบบจุดในหุ่นจำลองทรวงอกด้วยหัววัดรังสีแบบประจุแตกตัว

การวัดปริมาณรังสีแบบจุดเปรียบเทียบกับการคำนวณของอัลกอริธึมคอลแลบ โคนคอน โวลูชัน มีค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีอยู่ระหว่างร้อยละ -0.25 ถึง -5.63 โดยตำแหน่งที่ 2 ของทุกแผนมีค่าความแตกต่างมากกว่าร้อยละ 5 ในขณะที่ตำแหน่งที่ 1 และ 3 ของทั้งสามแผนมีค่าความแตกต่างน้อยกว่าร้อยละ 2

การวัดปริมาณรังสีแบบจุดเปรียบเทียบกับการคำนวณของอัลกอริธึมมอนติคาร์โลมีค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีอยู่ระหว่างร้อยละ 0.87 ถึง -1.81 ซึ่งทุกตำแหน่งมีค่าน้อยกว่าร้อยละ 2 โดยตำแหน่งที่ 2 ของแผนลักษณะรอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณกลางทรวงอกมีค่าความแตกต่างสูงที่สุดและค่าในตำแหน่งที่ 2 ของแผนลักษณะรอยโรคตำแหน่งเดียวในเนื้อปอดมีค่าความแตกต่างต่ำที่สุด

การเปรียบเทียบค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีแบบจุดจากการวัดและการคำนวณของทั้งสองอัลกอริธึม พบว่า ค่าร้อยละมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งสามลักษณะรอยโรคทดสอบด้วยวิธี Pair T-Test พิจารณาความสัมพันธ์ที่ค่าความมีนัยสำคัญทางสถิติ $p < 0.05$ ด้วยโปรแกรม SPSS รุ่น 22.0 ดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณที่ตำแหน่งต่าง ๆ ของอัลกอริธึม คอลแลบ โคนคอน โวลูชันและอัลกอริธึมมอนติคาร์โล

ลักษณะรอยโรค	ตำแหน่งของหัววัดรังสี	% Δ ของอัลกอริธึมคอลแลบ โคนคอน โวลูชัน	% Δ ของอัลกอริธึมมอนติคาร์โล	P-value
รอยโรคตำแหน่งเดียวในเนื้อปอด	ตำแหน่งที่ 2	-5.13	-0.75	0.000
รอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอด	ตำแหน่งที่ 1	-1.33	-0.77	0.021
	ตำแหน่งที่ 2	-5.09	-1.01	0.000
รอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณกลางทรวงอก	ตำแหน่งที่ 2	-5.63	-1.81	0.000
	ตำแหน่งที่ 3	-0.25	0.87	0.006
ค่าเฉลี่ย (rms)		4.14 $\pm$ 2.50	1.11 $\pm$ 0.97	0.000



$\% \Delta$ = ค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณ

$$\text{ค่าเฉลี่ยกำลังสอง (root mean square, rms)} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_N^2}{N}}$$

การทดสอบการกระจายปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK

การวัดการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึมคอลแลบ โคนคอน ไวลูชันพบว่าค่าอัตราผ่านเกมมาที่เกณฑ์ 3% - 3 มิลลิเมตร มากกว่าร้อยละ 90 โดยมีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ 93.5 ถึง 99 และการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึมมอนติคาร์โลมีค่าอัตราผ่านเกมมาที่เกณฑ์ 3% - 2 มิลลิเมตร มากกว่าร้อยละ 95 มีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ 99.7 ถึง 100 โดยแผนรังสีรักษารอยโรคตำแหน่งเดียวในเนื้อปอดมีค่าอัตราผ่านเกมมาของทุกเกณฑ์สูงสุดและแผนรังสีรักษารอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอดมีค่าอัตราผ่านเกมมาของทุกเกณฑ์ต่ำที่สุด

การเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยอัตราผ่านเกมมาของทั้งสองอัลกอริทึมพบว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติทั้งสามลักษณะรอยโรคทดสอบด้วยวิธี Pair T-Test พิจารณาความสัมพันธ์ที่ค่าความมีนัยสำคัญทางสถิติ $p < 0.05$ ด้วยโปรแกรม SPSS รุ่น 22.0 ดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แสดงค่าอัตราผ่านเกมมาของอัลกอริทึมคอลแลบ โคนคอน ไวลูชันและอัลกอริทึมมอนติคาร์โล

ลักษณะรอยโรค	%อัตราผ่านเกมมาของอัลกอริทึม คอลแลบ โคนคอน ไวลูชัน			%อัตราผ่านเกมมาของอัลกอริทึม มอนติคาร์โล			P- value
	3%-2 มม.	3%-3 มม.	4%-3 มม.	3%-2 มม.	3%- 3 มม.	4%-3 มม.	
รอยโรคตำแหน่งเดียวในเนื้อปอด	97	99	99.8	100	100	100	0.235
รอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอด	74	93.5	95.7	99.4	99.7	100	0.218
รอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณ กลางทรวงอก	76.8	94.8	97.4	99.6	100	100	0.249
ค่าเฉลี่ย	82.6±12.5	95.8±2.9	97.6±2.1	99.7±0.3	99.9±0.2	100	0.232

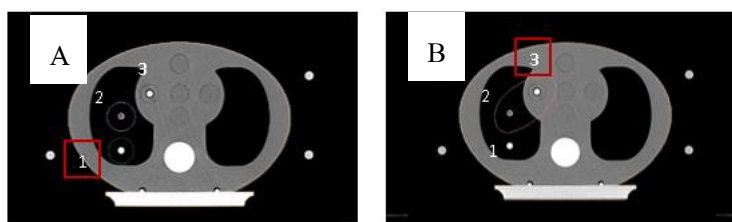
อภิปรายผล

การวัดปริมาณรังสีแบบจุดของแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนพบว่า ค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณมีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ -0.25 ถึง -5.63 โดยตำแหน่งที่ 2 ของทุกแผนรังสีรักษาซึ่งเป็นตำแหน่งในเนื้อปอดที่มีความหนาแน่นใกล้เคียงอากาศและใช้หัววัดรังสีขนาด 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตร รุ่น FC-65P Farmer มีค่าความแตกต่างมากกว่าร้อยละ 5 โดยมีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ -5.09 ถึง -5.63 ในขณะที่ตำแหน่งที่ 1 ซึ่งเป็นตำแหน่งในเนื้อปอดเช่นเดียวกันแต่ใช้หัววัดรังสี



ขนาด 0.13 ลูกบาศก์เซนติเมตร รุ่น CC13 และปริมาตรเป้าหมายเล็กมีขนาด 42.18 ลูกบาศก์เซนติเมตร มีค่าความแตกต่างเท่ากับร้อยละ -1.33 ซึ่งต่ำกว่าร้อยละ 2 ค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดทั้งสองจุดของแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนที่ใช้หัววัดคนละขนาดมีค่าที่แตกต่างกันมาก สาเหตุมาจากเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนเป็นการฉายรังสีด้วยพื้นที่ลำรังสีรูปพัดขนาดเล็กลทำให้เกิดการสูญเสีย LCPE (Lateral charged-particle equilibrium) ในกรณีที่รัศมีของพื้นที่ลำรังสีมีขนาดสั้นกว่า maximum range ของอิเล็กตรอนทุติยภูมิ (secondary electrons) ซึ่งขนาดของหัววัดจะต้องสัมพันธ์กับขนาดพื้นที่ลำรังสีตามทฤษฎีเควิตี (Podgorsak, 2005) ดังนั้นการเลือกใช้หัววัดรังสีแบบประจุแตกตัวที่มีขนาดใหญ่อาจไม่เหมาะสมกับการวัดปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีขนาดเล็ก เช่น Farmer type (International Atomic Energy Agency, 2017)

พิจารณาการคำนวณปริมาณรังสีอัลกอริธึมคอลแลบโคนคอนโวลูชันของเครื่องวางแผนรังสีรักษาโทโมเพลน โดยเปรียบเทียบตำแหน่งที่ 1 ในแผนรังสีรักษาลักษณะรอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอดและตำแหน่งที่ 3 ในแผนรังสีรักษาลักษณะรอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณกลางทรวงอกตามภาพที่ 4 ทั้งสองตำแหน่งนี้ใช้หัววัดรังสีขนาดเดียวกัน แต่วัดในความหนาแน่นของตัวกลางและขนาดของปริมาตรเป้าหมายที่แตกต่างกันพบว่าตำแหน่งที่ 1 ซึ่งเป็นตำแหน่งในเนื้อปอดมีค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีมากกว่าตำแหน่งที่ 3 เนื่องจากอัลกอริธึมคอลแลบโคนคอนโวลูชันมีข้อจำกัดในการคำนวณปริมาณรังสีบริเวณที่มีความหนาแน่นแตกต่างการคำนวณปริมาณรังสีใช้วิธีเฉลี่ย (interpolation) ด้วยการสเกลค่า (scaling) ระหว่าง voxels ทำให้การคำนวณบริเวณที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันสูงเกิดความคลาดเคลื่อนโดยเฉพาะบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อและปอดทำให้เกิดการลดลงของปริมาณรังสีอย่างรวดเร็วเนื่องจากค่า Mass stopping power ที่แตกต่างกันของทั้งสองตัวกลาง (Ahnesjo, 1989) การคำนวณปริมาณรังสีด้วยวิธีนี้มีการสร้างต้นแบบ (Model) จากข้อมูลที่วัดปริมาณรังสีในมุมมองที่แตกต่างกัน โดยเก็บข้อมูลทั้งหมด 51 มุมต่อการหมุนหนึ่งรอบ ทำให้ได้ข้อมูลปริมาณรังสีแบบจุดทุก ๆ 7 องศา ซึ่งการเก็บข้อมูลมาใช้ในการคำนวณนี้ส่งผลต่อความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งแหล่งกำเนิดรังสีได้ (Zhao et al., 2008)



ภาพที่ 4 ภาพรังสีตัดขวางของหุ่นจำลองทรวงอก โดยภาพ A เป็นตำแหน่งที่ 1 ของแผนรังสีลักษณะรอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอดและภาพ B เป็นตำแหน่งที่ 3 ของแผนรังสีลักษณะรอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณกลางทรวงอก

ในงานวิจัยนี้ผลการวัดปริมาณรังสีในตำแหน่งที่ 1 และตำแหน่งที่ 3 ของแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนมีค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีเท่ากับร้อยละ -1.33 และ -0.25 ตามลำดับ ซึ่งมีค่าน้อยกว่างานวิจัยของ Ardu et al. (2011) ที่มีค่าความแตกต่างอยู่ระหว่างร้อยละ 2.6 ถึง -2.9 ในตำแหน่งรอยโรคในเนื้อปอด เนื่องจากงานวิจัยนี้เลือกใช้หุ่นจำลองทรวงอกในขณะที่งานวิจัยของ Ardu et al. (2011) เลือกใช้หุ่นจำลองที่ออกแบบเองและใช้หัววัด Exradin A1SL ขนาด 0.06 ลูกบาศก์เซนติเมตร (Standard Imaging, Middleton, WI) ส่วนงานวิจัยของ Zhao et al. (2008) ซึ่งทำการวัดปริมาณรังสีแบบจุดในหุ่นจำลองทรวงอกโดยสร้างแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนลักษณะรอยโรคกลางทรวงอก พบว่า การวัดด้วยหัววัด A1SL และการคำนวณด้วยอัลกอริธึมคอลเลบโคนคอนวอลูชันของตำแหน่งรอยโรคในเนื้อปอดมีค่าความแตกต่างเท่ากับร้อยละ 0.09 โดยมีค่าน้อยกว่างานวิจัยนี้ เนื่องจากใช้หัววัดรังสีที่มีขนาดแตกต่างกัน ในขณะที่ค่าความแตกต่างของตำแหน่งรอยโรคกลางทรวงอกมีค่าเท่ากับร้อยละ -1.76 สอดคล้องกับค่าที่วัดได้จากงานวิจัยนี้เนื่องจากแผนรังสีรักษาลักษณะคล้ายคลึงกัน วัดในหุ่นจำลองทรวงอกเหมือนกัน และใช้หัววัดรังสีที่มีขนาดใกล้เคียงกันคือ 0.13 กับ 0.06 ลูกบาศก์เซนติเมตร

สำหรับการวัดปริมาณรังสีแบบจุดของแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร พบว่า ทุกตำแหน่งที่ทำการวัดปริมาณรังสีแบบจุดของทุกแผนมีค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณอยู่ระหว่างร้อยละ 0.87 ถึง -1.81 ซึ่งค่าไม่เกินร้อยละ 2 เนื่องจากเครื่องวางแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรรุ่นโมนาโคใช้อัลกอริธึมมอนติคาร์โลในการคำนวณปริมาณรังสี โดยอัลกอริธึมมอนติคาร์โลมีการคำนวณด้วยการติดตามการเคลื่อนที่ของลำรังสีด้วยข้อมูลการเกิดอันตรกิริยาทางฟิสิกส์ของลำรังสีและเป็นอัลกอริธึมที่มีการยอมรับมากที่สุดในแง่ความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสีในเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันทำให้ไม่มีข้อจำกัดในการคำนวณปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีความหนาแน่นต่ำ (Sterpin et al., 2009) เมื่อเปรียบเทียบตำแหน่งที่ 1 ในแผนรังสีรักษาลักษณะรอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอดและตำแหน่งที่ 3 ในแผนรังสีรักษาลักษณะรอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณกลางทรวงอก ซึ่งใช้



ห้ววัดรังสีรุ่น CC13 เหมือนกัน พบว่า ตำแหน่งที่ 1 มีค่าร้อยละความแตกต่างน้อยกว่าตำแหน่งที่ 3 เล็กน้อย ซึ่งความแตกต่างของทั้งสองตำแหน่งมีค่าน้อยกว่าแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน แสดงถึงการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริธึมมอนติ-คาร์โลในตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันมีความแม่นยำกว่าอัลกอริธึมคอลแลบ โคนคอน วอลูชัน ผลการวัดปริมาณรังสีแบบจุดทุกตำแหน่งของแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรมีค่าความแตกต่างต่ำกว่าร้อยละ 2 สอดคล้องกับงานวิจัยของ Narayanasamy, Saenz, Defoor, Papanikolaou, & Stathakis (2017) และ Snyder, Hyer, Flynn, Boczkowski, & Wang (2019) ซึ่งทำการตรวจสอบเครื่องวางแผนรังสีรักษา รุ่นโมนาโคและฉายรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ภายในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นแตกต่าง

ค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณมาจากการอ่านกราฟ DVH ของห้ววัดที่จุดหนึ่งและค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดเป็นค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีในปริมาตรของห้ววัด ซึ่งค่าเฉลี่ยอาจมากกว่าหรือน้อยกว่าค่าปริมาณรังสีจากการคำนวณที่จุดหนึ่งของกราฟ DVH ในการวิจัยนี้ค่าปริมาณรังสีจากการคำนวณที่อ่านจากกราฟ DVH ส่วนมากมีค่าสูงกว่าค่าปริมาณรังสีจากการวัด

การวัดการกระจายปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์ ArcCHECK ในงานวิจัยนี้ใช้การคำนวณค่าดัชนีแกมมาแบบ Global พบว่าแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนมีอัตราผ่านค่าแกมมาที่เกณฑ์ 3%-3 มิลลิเมตรอยู่ระหว่างร้อยละ 93.5 ถึง 99.0 โดยมีเพียงแผนรังสีรักษารอยโรคตำแหน่งเดียวในเนื้อปอดที่ผ่านเกณฑ์ประเมินการทวนสอบ (action level) ของหน่วยงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ซึ่งมีค่าเท่ากับร้อยละ 95.25 (Bunsong, Chitapanarux, & Wanwilairat, 2017) ในขณะที่แผนรังสีรักษารอยโรคสองตำแหน่งในเนื้อปอดและแผนรังสีรักษารอยโรคตำแหน่งเดียวที่บริเวณกลางทรวงอกไม่ผ่านเกณฑ์ประเมินการทวนสอบของหน่วยงาน แต่ยังผ่านเกณฑ์การทวนสอบของ AAPM Task Group 148 ที่กำหนดอัตราผ่านค่าความมากกว่าร้อยละ 90 (Langen et al., 2010) ผลการวัดการกระจายของปริมาณรังสีด้วยฟิล์ม EDR2 และฟิล์ม EBT2 ของแผนรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนในงานวิจัยของ Ardu et al. (2011) ได้อัตราผ่านค่าที่เกณฑ์ 3% - 3 มิลลิเมตร อยู่ระหว่างร้อยละ 89 ถึง 96 และร้อยละ 81 ถึง 98 ตามลำดับ โดยอัตราผ่านค่าของงานวิจัย Ardu et al. (2011) มีค่าต่ำกว่าเล็กน้อย เนื่องจากอุปกรณ์ที่ใช้วัดการกระจายปริมาณรังสีเป็นฟิล์มซึ่งมีความละเอียดมากกว่าอุปกรณ์ ArcCHECK

ส่วนการวัดการกระจายปริมาณรังสีของแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรอัตราผ่านค่าที่เกณฑ์ 3% - 3 มิลลิเมตร มีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ 99.7 ถึง 100 ผ่านค่าเกณฑ์การทวนสอบ (action level) ของหน่วยงานรังสีรักษาโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ซึ่งมีค่าเท่ากับร้อยละ 92.74 (Sudloy, Tharavichitkul, & Wanwilairat, 2019) และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Narayanasamyc et al. (2017) ซึ่งมีการทวนสอบแผนรังสีรักษาด้วยอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น Delta4 ในแผนรังสีรักษาผู้ป่วยมะเร็งปอดพบว่า



อัตราผ่านค่าที่เกณฑ์ 3% - 3 มิลลิเมตร อยู่ระหว่างร้อยละ 92.5 ถึง 96.7 ซึ่งมีค่าที่ต่ำกว่างานวิจัยนี้เล็กน้อยเนื่องจากอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัดการกระจายของปริมาณรังสีมีความแตกต่างกัน และแผนรังสีรักษาที่ใช้ทวนสอบมีความซับซ้อนแตกต่างกัน ในขณะที่งานวิจัยของ Snyder et al. (2019) มีการทวนสอบแผนรังสีรักษาด้วยอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK และใช้แผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร SBRT (Stereotactic body radiation therapy) พบว่ามีอัตราผ่านค่าเกมมาเฉลี่ยที่เกณฑ์ 3% - 2 มิลลิเมตร เท่ากับร้อยละ 98 ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยนี้ที่มีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 99.67

สรุป

การคำนวณปริมาณรังสีโฟตอนของอัลกอริธึมคอลแลบ โคนคอน วัลูชันและมอนติคาร์โล สำหรับการฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนและรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรในตัวกลางที่มีความหนาแน่นแตกต่าง เมื่อเปรียบเทียบค่าที่ได้จากการคำนวณกับการวัดปริมาณรังสีแบบจุดอัลกอริธึมมอนติคาร์โลมีความถูกต้องมากกว่าอัลกอริธึมคอลแลบ โคนคอน วัลูชันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) ในขณะที่ความถูกต้องในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีของทั้งสองอัลกอริธึมไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.232$) ดังนั้นการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริธึมมอนติคาร์โลมีความถูกต้องมากกว่าอัลกอริธึมคอลแลบ โคนคอน วัลูชันในกรณีที่ตัวกลางมีความหนาแน่นแตกต่าง

ข้อเสนอแนะ

การวัดปริมาณรังสีแบบจุดเพื่อทวนสอบการคำนวณปริมาณรังสีโฟตอนของโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาควรเลือกหัววัดรังสีที่เหมาะสมกับขนาดพื้นที่ลำรังสีเพื่อให้ผลการวิจัยถูกต้องแม่นยำ เนื่องจากการฉายรังสีปรับความเข้มใช้ลำรังสีขนาดเล็ก จึงควรเลือกใช้หัววัดรังสีที่มีขนาดสัมพันธ์กัน

เครื่องวางแผนรังสีรักษารุ่นโทโมเพลนที่ใช้อัลกอริธึมคอลแลบ โคนคอน วัลูชันในงานวิจัยนี้ คำนวณค่าปริมาณรังสีเป็นปริมาณรังสีในน้ำ (Dose to water) ถึงแม้บริเวณที่คำนวณจะอยู่ในปอดหรือกระดูก ขณะที่เครื่องวางแผนรังสีรักษารุ่นโมนาโคใช้อัลกอริธึมมอนติคาร์โลซึ่งคำนวณเป็นปริมาณรังสีในตัวกลาง (Dose to medium) การศึกษาเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้โดยตรงในตัวกลางต่าง ๆ จะทำให้ทราบความคลาดเคลื่อนเชิงระบบ (systematic error) ของอัลกอริธึมที่คำนวณปริมาณรังสีแบบปริมาณรังสีในน้ำ



รายการอ้างอิง (References)

- Ahnesjo, A. (1989). Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Medical Physics*, 16, 577-592.
- Alghamdi, S., & Tajaldein, A. (2019). Evaluation of dose calculation algorithms using different density materials for in-field and out-of-field conditions. *Experimental Oncology*, 41, 46-52.
- Ardu, V., Broggi, S., Cattaneo, G.M., Mangili, P., & Calandrino, R. (2011). Dosimetric accuracy of tomotherapy dose calculation in thorax lesions. *Radiation Oncology*, 6:14.
- Bunsong, C., Chitapanarux, I., & Wanwilairat, S. (2017). *Dosimetry Characteristics and Gamma Passing Rate of ArcCHECK for Helical Tomotherapy Verification*. (Masters dissertation). Chiang Mai University, Chiang Mai. (In Thai).
- International Atomic Energy Agency. (2017). *Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy Technical Reports Series No. 483*. Vienna: IAEA in Austria.
- International Commission on Radiation Units and Measurements. (2010). Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *Journal of the ICRU Report*, 83, 10(1).
- Juretic, A., Frobe, A., Brozic, J. M., Bilic, L.G., & Koretic, M.B. (2017). Dose Limitations for Radiotherapy of Lung Cancer. *Journal of Thoracic Oncology*, 12 (1S), 229-231.
- Khajjaitrong, S., Thongsawad, S., Kaewlek, T., Masa-Nga, Y., & Tannanonta, C. (2019). Verification of collapsed cone convolution algorithm for dose calculation by computer - based system in treatment planning. *Journal of Medicine and Health Science*, 26(3), 15-32.
- Kim, Y.L., Suh, T.S., Choe, B.Y., Choi, B.O., Chung, J.B., & Lee, J.W. (2016). Dose distribution evaluation of various dose calculation algorithms in inhomogeneous media. *International Journal of Radiation Research*, 14(4), 269-278.
- Langen, K.M., Papanikolaou, N., Balog, J., Crilly, R., Followill, D., & Goddu, S.M. (2010). QA for Helical Tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148. *Med Phys*, 37(9), 4817-53.
- Lof, V. (2015). *The Difference Between a Collapsed Cone Based and a Monte Carlo Based Dose Calculation Algorithm*. (Masters dissertation). KTH School of Engineering Sciences, Stockholm, Sweden.



- Mackie, T.R., Scrimger, J.W., & Battista, J.J. (1985). A convolution method of calculating dose for 15MV x-ray. *Medical Physics*, 12, 169-177.
- Narayanasamy, G., Saenz, D.L., Defoor, D., Papanikolaou, N., & Stathakis, S. (2017). Dosimetric Validation of Monaco treatment planning system on an ElektaVersaHD linear accelerator. *Medical Physics*, 18(6), 123-129.
- National Cancer Institute T. (2015). *Hospital-Based Cancer Registry Annual Report*. Pornsup Printing Co., LTD. Bangkok, Thailand. (In Thai).
- Podgorsak, E.B. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. IAEA, Vienna.
- Reynaert, N., Marck, S., Schaart, D., Zee, W., Tomsej, M., & Vroegindeweij, V.V. (2016). *Monte Carlo Treatment Planning: An Introduction Report 16 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry (NCS)*, Delft, Netherlands.
- Snyder, J.E., Hyer, D.E., Flynn, R.T., Boczkowski, A., & Wang, D. (2019). The commissioning and Validation of Monaco treatment planning system on an ElektaVersaHD linear accelerator. *Medical Physics*, 20(1), 184-193.
- Sterpin, E., Salvat, F., Olivera, G., & Vynckier, S. (2009). Monte Carlo evaluation of the convolution/superposition algorithm of Hi-Art™ tomotherapy in heterogeneous phantoms and clinical cases. *Medical Physics*, 36(5), 1566-1575.
- Sudloy, N., Tharavichitkul, E., & Wanwilairat, S. (2019). Dosimetry Characteristics and Gamma Passing Rate of ArcCHECK for Volumetric Modulated Arc Therapy Treatment Planning Verification. *Journal of Thai Association of Radiation Oncology*, 25(1), 43-57.
- Zhao, Y., Mackenzie, M., Kirby, C., & Fallone, B.G. (2008). Monte Carlo evaluation of treatment planning system for tomotherapy in an anthropomorphic heterogeneous phantom and for clinical treatment plans. *Medical Physics*, 35, 5366-5374.