

การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับอัลกอริทึม
แอนนิไลเซอร์ปิโคะนาโนไอตีกอลและคอลแลปส์โคนคอนไวลูชัน
ของการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณปอดด้วยฟิสิกส์พลังงาน 6
และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช่ตัวกรองปรับเรียบ



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยจฬรณเรศวร เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
หลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
มิถุนายน 2562
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยจฬรณเรศวร

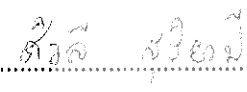
วิทยานิพนธ์ เรื่อง “การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับอัลกอริทึม
แอนนิไลเซอร์ปิโคนาโนไลติคอลและคอลแลปส์โคนคอนโวลูชันของการฉายรังสีร่วมฟักัดบริเวณปอด
ด้วยโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ”

ของนางสาวสิรินทรา คล้ายใจตรง

ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

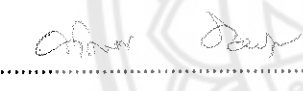
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(รองศาสตราจารย์ศิวลี สุริยาปี)

.....ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ดร.จิตพงษ์ แก้วเหล็ก)

.....กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อู่อติ)

.....กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภัสสุรีย์ ชีพสมนต์)

อนุมัติ

(ศาสตราจารย์ ดร.ไพศาล มณีสว่าง)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

๖ ๑ ๕๖ ๖๖๖

ประกาศคุณูปการ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณเป็นอย่างสูงในความกรุณาของ ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้อุทิศสละเวลาอันมีค่ามาเป็นທີ່ปรึกษา พร้อมทั้งให้คำแนะนำตลอดระยะเวลาในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ และขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการวิทยานิพนธ์ อันประกอบไปด้วย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. นันทวัฒน์ อุดี กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ รองศาสตราจารย์ ศิวลี สุริยาปี ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภัสสรีย์ ชีพสมนธ์ กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์ด้วยความเอาใจใส่ จนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างสมบูรณ์และทรงคุณค่า

กราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์จรรยา ตันนายนนท์ คุณแสงอุทิศ ทองสวัสดิ์ และบุคลากรนักฟิสิกส์การแพทย์ทุกท่านของหน่วยงานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์เป็นอย่างสูง ที่ได้กรุณาให้ความอนุเคราะห์อุปกรณ์ สถานที่ในการทำวิจัย และอำนวยความสะดวกแก่ผู้วิจัยเป็นอย่างดีในการเข้าไปทำวิจัยและเก็บข้อมูล ขอขอบพระคุณ และเงินทุนสำหรับการทำการวิจัยในครั้งนี้

เหนือสิ่งอื่นใดขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา ของผู้วิจัยที่ให้กำลังใจและให้การสนับสนุนในทุก ๆ ด้านอย่างดีที่สุดเสมอมา

คุณค่าและคุณประโยชน์อันพึงจะมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอบและอุทิศแด่ผู้มีพระคุณทุก ๆ ท่าน ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่า งานวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์ที่แสดงให้เห็นถึงความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในตัวกลางที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกันของทั้งสองอัลกอริทึมและผู้ที่สนใจบ้างไม่มากก็น้อย

สิรินทรา คล้ายใจตรง

ชื่อเรื่อง	การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับ อัลกอริทึมแอนนิไลเซอร์ปิอะนาไลติคอลและคอลแลปส์โคนคอน โวลูชันของการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณปอดด้วยโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ
ผู้วิจัย	สิรินทรา คล้ายใจตรง
ประธานที่ปรึกษา	ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. สาขาฟิสิกส์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2561
คำสำคัญ	เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา อัลกอริทึมการคำนวณแบบคอน แลปส์โคนคอนโวลูชัน อัลกอริทึมแอนนิไลเซอร์ปิอะนาไลติคอล หุ่นจำลองที่ไม่สมมูลเนื้อเยื่อ การรักษาด้วยรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณปอด

บทคัดย่อ

ในการฉายรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็ง เครื่องคอมพิวเตอร์ถูกนำมาใช้ในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสี เพื่อให้รังสีแพทย์พิจารณาถึงปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็ง และอวัยวะปกติได้รับอย่างถูกต้อง ความถูกต้องของอัลกอริทึมในการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีจึงมีความสำคัญอย่างมากในการวางแผนการรักษา วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมแอนนิไลเซอร์ปิอะนาไลติคอล (AAA) และคอลแลปส์โคนคอนโวลูชัน (CCC) สำหรับการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณปอด (Lung SBRT) ที่ระดับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบโดยทำการเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้กับปริมาณรังสีที่คำนวณได้ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในเงื่อนไขต่าง ๆ โดยแบ่งการทดสอบเป็น 3 ส่วน คือ 1) การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดสำหรับการคำนวณรังสีในตัวกลางแบบเนื้อเยื่อเดียวกัน 2) การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณรังสีในตัวกลางแบบเนื้อเยื่อต่างกัน และ 3) การทดสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสีของการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณปอดโดยการวัดด้วยฟิล์มในหุ่นจำลองทรวงอก และอีกทั้งประเมินแผนการรักษาที่คำนวณด้วยสองอัลกอริทึมของผู้ป่วย 17 ราย ตามมาตรฐาน RTOG 0813 จากผลการศึกษาความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีของสองอัลกอริทึมสำหรับปริมาณรังสีแบบจุดในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันพบว่ามีความแตกต่างระหว่างการวัดและการคำนวณน้อยกว่าร้อยละ 2 สำหรับพื้นฉายรังสีแบบเปิดด้วยคอลลิเมเตอร์และร้อยละ 3 สำหรับแบบเปิดด้วยมัลติลีฟ

คอลลิเมเตอร์ ในทุกเงื่อนไขสำหรับอัลกอริทึม CCC และอัลกอริทึม AAA และการทดสอบในตัวกลางที่เนื้อเยื่อต่างกันมีค่าความแตกต่างของการคำนวณที่เปรียบเทียบกับการวัดน้อยกว่าร้อยละ 3 สำหรับบริเวณที่อยู่ภายในลำรังสี และน้อยกว่าร้อยละ 4 สำหรับบริเวณขอบของลำรังสีในทุกเงื่อนไข และสำหรับการทดสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสีของการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณปอดโดยการวัดด้วยฟิล์มในหุ่นจำลองทรวงอกของอัลกอริทึมทั้งสองมีค่าร้อยละการผ่านของเกมมา มากกว่าร้อยละ 90 สำหรับเกณฑ์ 3/3 มิลลิเมตร และเมื่อประเมินแผนการรักษาสำหรับการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณปอดทั้งหมดที่อ้างอิงตาม RTOG 0813 พบว่าแผนการรักษาที่คำนวณด้วยอัลกอริทึมคอลแลปส์โคนคอนไวลูชันเป็นไปตามเกณฑ์มาตรฐานของ RTOG 0813 มากกว่าเมื่อเทียบกับแผนการรักษาที่คำนวณใหม่ด้วยอัลกอริทึมแอนนิไลโทรปีคอะนาไลติคอลจากการศึกษาในครั้งนี้แสดงให้เห็นว่าอัลกอริทึมคอลแลปส์โคนคอนไวลูชัน ให้ความใกล้เคียงกับการวัดจริงมากกว่าเมื่อเทียบกับการคำนวณด้วยอัลกอริทึมแอนนิไลโทรปีคอะนาไลติคอลทั้งในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อเดียวกัน มีเนื้อเยื่อต่างกัน และประสิทธิภาพของแผนการรักษาสำหรับการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณปอดที่อยู่ในมาตรฐานของ RTOG 0813



Title VERIFICATION OF DOSIMETRIC ACCULACY FOR
ANISOTROPIC ANALYTICAL AND COLLAPSED CONE
CONVOLUTION ALGORITHMS IN LUNG STEREOTACTIC
BODY RADIOTHERAPY TREATMENT WITH 6 AND 10 MV
FLATTENING FILTER FREE PHOTON BEAMS

Authors Sirintha Khaijaitrong

Advisor Titipong Kaewlek, Ph.D.

Academic Paper Thesis M.S. in Medical Physics, Naresuan University, 2018

Keywords Treatment planning system: TPS Collapsed cone convolution
algorithm Anisotropic analytical algorithm Heterogeneity
phantom Lung stereotactic body radiotherapy treatment

ABSTRACT

In radiation therapy, computer treatment planning is used to calculate dose distribution in order to consider the radiation dose at tumors and 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 anisotropic analytical algorithm (AAA) and collapsed cone convolution algorithm (CCC) for lung stereotactic body radiotherapy (SBRT) treated with flattening filter free beam (FFF). To verify accuracy of TPS, dose measurement was compared with TPS calculation. Verification was performed in three conditions as follows: 1) accuracy of point dose in homogeneity media, 2) accuracy of point dose in inhomogeneity media and 3) accuracy of dose distribution in IMRT Thorax Phantom. In addition, a plan quality was evaluated by RTOG 0813 protocol. The results were found that the accuracy of point dose for CCC and AAA algorithms in homogeneous media were less than 2% for simple radiation field, and less than 3% for Multileaf collimator shaped fields in all condition for CCC and AAA algorithms. The dose difference between calculations and measurements were less than 3% for central axis position and 4% for off-axis position for CCC and AAA algorithms in inhomogeneous media. The dose distribution difference evaluated with gamma analysis

was more than 90 % gamma passing rates at criteria of 3%, 3mm. Plan quality was evaluated based on RTOG 0813 suggestions indicated that CCC algorithm was superior to AAA algorithm. This study shows CCC algorithm provides the closest match of dose calculation in both of homogeneity and heterogeneity media as compared with dose measurement, and a plan quality of CCC algorithm was superior to AAA algorithm.



สารบัญ

บทที่	หน้า
1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาของปัญหา	1
จุดมุ่งหมายของการวิจัย.....	2
ขอบเขตของการวิจัย	2
สมมติฐานของการวิจัย	2
2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	3
ทฤษฎีพื้นฐาน	3
มะเร็งปอดชนิดเซลล์ตัวโต (Non-small cell lung cancer หรือ NSCLC).....	3
การฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ (Stereotactic radiotherapy)	3
ลำรังสีในช่วงพลังงานเมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	4
อัลกอริทึมสำหรับการคำนวณปริมาณรังสี	6
อัลกอริทึมแอนนิไลเซอร์ปิคโนนาไลติคอลล (AAA)	12
อัลกอริทึมคอลลแลปส์โคนคอนไวลูชัน (CCC).....	16
การวิเคราะห์ผลด้วยค่าดัชนีแกมมา (Gamma passing rate)	18
งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	20
3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	24
ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง.....	24
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	24
การเก็บรวบรวมข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล	31

สารบัญ

บทที่	หน้า
4 ผลการวิจัย.....	54
ผลการศึกษาข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งระยะแรกของผู้ป่วยที่ ผ่านการรักษาด้วยเทคนิค SBRT และมีการคำนวณปริมาณรังสีด้วย อัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอิดลิปส์.....	54
ผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) สำหรับ อัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอิดลิปส์และอัลกอริทึม CCC ในระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชันในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อเดียวกัน และมีเนื้อเยื่อต่างกัน	56
การตรวจสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสี (Dose distribution) ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA เทียบกับการวัด ด้วยฟิล์มชนิดภาพโครมิกในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน	64
ผลการประเมินแผนการรักษาระหว่างการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของผู้ป่วย 17 รายตามมาตรฐาน RTOG 0813	67
5 บทสรุป.....	73
สรุปผลการวิจัย	73
อภิปรายผลการวิจัย.....	74
บรรณานุกรม.....	79
ภาคผนวก.....	87
อภิธานศัพท์.....	97
ประวัติผู้วิจัย.....	100

สารบัญตาราง

ตาราง

หน้า

1	ประสิทธิภาพในการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมต่าง ๆ ที่แก้ไข ความต่างของเนื้อเยื่อ โดยที่ (+) และ (-) แสดงถึงระดับประสิทธิภาพของ อัลกอริทึม	18
2	วัสดุอ้างอิงที่ผ่านการรับรองสำหรับความหนาแน่นที่อยู่ในคู่มือการใช้ งานของหุ่นจำลองทรวงอก (IMRT CIRS Phantom)	25
3	ตัวอย่างการศึกษาข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอดชนิดเซลล์ โตของผู้ป่วยที่ทำการรักษาด้วยเทคนิค SBRT ณ โรงพยาบาลจุฬารัตน์.....	32
4	ลักษณะของการทดสอบความถูกต้องของระบบคอมพิวเตอร์วางแผน การรักษาสำหรับตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันตามมาตรฐาน TRS 430	34
5	เงื่อนไขสำหรับการวางแผนการรักษาสำหรับการทดสอบในตัวกลางที่มี เนื้อเยื่อต่างกันตามมาตรฐาน IAEA TECDOC 1583	44
6	เกณฑ์การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในระบบ คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาสำหรับตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน	45
7	ค่าการยอมรับของเกณฑ์การประเมินแผนการรักษาของของโปรโตคอล RTOG 0813.....	52
8	ค่าการยอมรับของปริมาณรังสีและปริมาณจำกัดสำหรับอวัยวะเสี่ยงของ โปรโตคอล RTOG 0813.....	53
9	ข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอดชนิดเซลล์โตของผู้ป่วยที่ทำการ รักษาด้วยเทคนิค SBRT ณ โรงพยาบาลจุฬารัตน์.....	55
10	ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีทั้งสองอัลกอริทึมที่วิเคราะห์ ด้วยร้อยละอัตราความผ่านเกมมา สำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ.....	65

สารบัญตาราง (ต่อ)

ตาราง

หน้า

- 11 ปริมาณรังสีเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของก้อนมะเร็งในผู้ป่วยทั้งหมด
สำหรับแผนการรักษาที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA.. 68
- 12 จำนวนความเบี่ยงเบน (Deviation) ที่พิจารณาตามเกณฑ์ RTOG
0813 สำหรับแผนการรักษาของผู้ป่วย 17 ราย ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม
CCC และ AAA 69
- 13 ปริมาณรังสีเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของอวัยวะปกติของผู้ป่วย
ทั้งหมดสำหรับแผนการรักษาที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC
และ AAA 72



สารบัญภาพ

ภาพ	หน้า
1 (ก) ลักษณะการวางแผนการรักษาสำหรับการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณปอด และ(ข) ลักษณะของการกระจายปริมาณรังสีในแนวภาคตัดขวาง.....	4
2 (ก) โดอะแกรมของตำแหน่งตัวกรองปรับเรียบและโปรไฟล์ของลำรังสีที่ใช้ ตัวกรองปรับเรียบ และ (ข) สำหรับลำรังสีที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	6
3 หลักการคำนวณปริมาณรังสีตามแบบจำลอง Model based algorithms.....	6
4 การกระจายปริมาณรังสีของ Point-spread kernel ที่จุด r_i จากการทำ อันตรกิริยาที่จุด r_i	8
5 ลักษณะของ Point kernels และ pencil-beam kernels จากการเกิด อันตรกิริยาที่จุดเริ่มต้นของรังสีปฐมภูมิ.....	8
6 (ก) และ (ค) ฟลูเอนซ์และการกระจายปริมาณรังสีของโฟตอนพลังงานเดี่ยว 5 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ที่ขนาดพื้นที่ฉายรังสี 5x5 ตารางเซนติเมตรใน หุ่นจำลอง Water phantom และ (ข) และ (ง) หุ่นจำลองที่ใส่วัสดุที่เทียบเท่า กับปอด	10
7 (ก) กราฟของปริมาณรังสีตามความลึกใดๆ (depth-dose curve) ในพื้นที่ ที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันและมีซับซ้อน เช่น ในกรณีพลังงานสูง ขนาด พื้นที่ฉายรังสีขนาดเล็ก และความหนาแน่นต่ำ และ (ข) ผลของการเกิดความ ไม่สมดุลทางอนุภาคประจุที่เกิดจากบริเวณใกล้เคียงต่อของตัวกลางที่มี ความหนาแน่นต่างกันขนาดพื้นที่ฉายรังสีและช่วงของอิเล็กตรอนเท่ากัน...	11
8 แบบจำลองการกระจายปริมาณรังสีแบบ Density scaling for photon Scatter	15
9 แบบจำลองเชิงมุมของเคอร์เนลแบบจุด (Sphere point kernel Discretization).....	18
10 แผนภาพแนวคิดทฤษฎีเกี่ยวกับวิธีการประเมินค่าเกมมา	19
11 (ก) หุ่นจำลอง IMRT Thorax phantom รุ่น Inc model 002LFC และ (ข) ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่แสดงตำแหน่งต่าง ๆ	25

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพ	หน้า
12 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา รุ่น Brilliance Big Bore ยี่ห้อ Philip 16 slices	26
13 เครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBeam (Varian Medical Systems).....	27
14 หัววัดไอออนไนซ์เซชันแชมเบอร์ชนิดเวลโฮเฟอร์ฟาร์มเมอร์เอฟซี 65 จี (Scanditronix / Wellhofer Farmer Type Chamber FC65-G)	27
15 (ก) ลักษณะภายในนอก และ (ข) โครงสร้างภายในของฟิล์มชนิดภาพโครมิก อียิปที 3 (Gafchromic film EBT3).....	28
16 เครื่องสแกนไมโครเทค Microtek ScanMaker 9800XL flatbed scanner.....	28
17 (ก) ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาใช้ห่ออิลลิปส์เวอร์ชัน 13.6 และ (ข) ระบบวางแผนการรักษาใช้ห่อเรย์สเตชันเวอร์ชัน 6.....	29
18 หุ่นจำลองที่เป็นเนื้อเดียวกัน (Solid water phantom)	30
19 ลักษณะของการเปิดพื้นที่ฉายรังสีและลักษณะการกระจายปริมาณรังสีของ ตัวอย่างของการเปิดพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC (ก) แบบคอนเคฟ (Concave) (ข) แบบคอนเวกซ์ (Convex) (ค) แบบบล็อกด้านขวาด้วย MLC (Block Right) (ง) แบบบล็อกด้านบนด้วย MLC (Block up) และ (จ) เปิดพื้นที่ ฉายรังสีรูปตัวที (T-shape)	35
20 (ก) การติดตั้งการจำลองหุ่นจำลองที่เป็นเนื้อเดียวกัน (Solid water phantom) สำหรับที่ระยะ 5 เซนติเมตร และ (ข) สำหรับที่ระยะ 10 เซนติเมตรจากผิวของหุ่นจำลองถึงหัววัดรังสี.....	35
21 ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง (central plane) สำหรับ การทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิง 10x10 ตารางเซนติเมตร.....	37
22 ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง (ก) และ ตัวอย่าง BEV (ข) สำหรับกรณีพื้นที่ฉายรังสีมีบล็อกเฉพาะบริเวณมุม.....	38
23 ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง (central plane) สำหรับกรณีเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบ 4 ทิศทาง.....	39

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพ	หน้า
24 (ก) ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง และ (ข) ตัวอย่าง BEV สำหรับกรณีทาบลิ้นที่ฉายรังสีด้วย MLC ตามการเปิดพื้นที่การฉายรังสีด้วยจอร์.....	41
25 (ก) ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง และ (ข) ตัวอย่าง BEV สำหรับกรณีการฉายรังสีในมุมเฉียงบนพื้นที่ฉายรังสีแบบ Irregular และแบบบล็อกบริเวณกึ่งกลางของพื้นที่ฉายรังสี	42
26 ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง (central plane) สำหรับกรณีการฉายรังสีด้วยลำรังสีที่ไม่ได้อยู่ในแนวระนาบเดียวกันด้วยการหมุนเพียงและคอลลิเมเตอร์	43
27 (ก) ตำแหน่งของการวัดในหุ่นจำลอง IMRT thorax และการกระจายปริมาณรังสีในการทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิง 10x10 ตารางเซนติเมตร (ข) การบล็อกบริเวณมุมของพื้นที่ฉายรังสี (ค) การกำหนดพื้นที่ฉายรังสีแบบ 4 ทิศทางในแนวซ้าย ขวา หน้า หลัง (ง) การกำหนดบล็อกของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC (จ) การกำหนดพื้นที่ฉายรังสีรูปตัวแอลโดยลำรังสีตกกระทบแบบเฉียง (ฉ) การกำหนดพื้นที่ฉายรังสีโดยที่ลำรังสีไม่ได้อยู่ในระนาบ	46
28 (ก) ตำแหน่งที่ 5 ของฟิล์มของหุ่นจำลองสำหรับการวัดการกระจายปริมาณรังสี และ(ข) การกระจายปริมาณรังสีในแนวภาคตัดขวางในหุ่นจำลอง IMRT thorax	48
29 (ก) การติดฟิล์มในตำแหน่งที่ 5 ของหุ่นจำลอง IMRT thorax (ข) การติดตั้งหุ่นจำลองด้วย Laser ในตำแหน่งที่ 5 ของการติดฟิล์ม (ค) ตำแหน่งการวางฟิล์มที่ได้รับการฉายรังสีลงบนเครื่องสแกนฟิล์ม	48

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพ	หน้า
30 ตัวอย่างหน้าต่างของโปรแกรมแมปเช็คโดยที่ (ก) การกระจายปริมาณรังสีที่วัดได้จากฟิล์ม (ข) การกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณจากระบบวางแผนการรักษา(ค) และ (ง) ค่าความแตกต่างของการกระจายปริมาณรังสีระหว่างการวัดจากฟิล์มและระบบวางแผนการรักษาด้วยเกณฑ์อัตราการผ่านเกมมา และ โปรไฟล์ใน แนวแกนกลาง ตามลำดับ.....	49
31 (ก) กราฟค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการวัดและการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัสโดยขยายระยะการฉายรังสีจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวของตัวกลางเป็นระยะทาง 110 เซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ข) สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	58
32 (ก) กราฟค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการวัดและการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัสโดยขยายระยะการฉายรังสีจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวของตัวกลางเป็นระยะทาง 110 เซนติเมตร ที่ความลึก 10 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ข) สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	60
33 กราฟค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการวัดและการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องด้วยลำรังสี 4 ทิศทางสำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	62
34 กราฟค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการวัดและการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องด้วยลำรังสี 4 ทิศทางสำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	64

สารบัญภาพ (ต่อ)

ภาพ	หน้า
35 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึม AAA ที่วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีเกมมาร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	65
36 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึม CCC ที่วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีเกมมาร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	66
37 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึม AAA ที่วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีเกมมาร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	66
38 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึม CCC ที่วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีเกมมาร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	67
39 (ก) ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยใน แนว Axial และ (ข) ตัวอย่างกราฟ Dose Volume Histograms (DVH) ของเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหุ่นเรย์สเตชัน	68
40 (ก) และ (ข) ตำแหน่งของก้อนมะเร็งของผู้ป่วยที่มีผลต่อการเกิด Major deviation สำหรับ R _{50%} ของผู้ป่วยรายที่ 1 (ค) สำหรับผู้ป่วยรายที่ 3 (ง) สำหรับผู้ป่วยรายที่ 6 (จ) สำหรับผู้ป่วยรายที่ 7 (ฉ) สำหรับผู้ป่วยรายที่ 15	70
41 ตำแหน่งของก้อนมะเร็งของผู้ป่วยรายที่ 10 ที่มีผลต่อการเกิด Major deviation สำหรับ V _{20%} ของปริมาณรังสีที่ปอด	71
42 (ก) การวางฟิล์มบน Solid water phantom ที่ระยะ SSD 100 เซนติเมตร (ข) การติดตั้งหุ่นจำลอง Solid water phantom สำหรับการฉายรังสีบนฟิล์ม.	95
43 (ก) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณรังสีและค่าความดำบนฟิล์ม (OD) ของพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ข) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณรังสีและค่าความดำบนฟิล์ม (OD) ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ	96

อักษรย่อ

CCC	=	Collapsed Cone Convolution algorithm
AAA	=	Anisotropic Analytical Algorithm
TPS	=	Treatment Planning System
MLC	=	Multileaf Collimator
FFF	=	Flattening Filter Free
MV	=	Megavoltage
SBRT	=	Stereotactic body radiotherapy
NSCLC	=	Non-small cell lung cancer
FS	=	Field size
TPS 430	=	Technical Report Series 430 Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer
Gy	=	Gray (SI : Joule/Kilogram)
VMAT	=	Volumetric modulated arc radiotherapy
RTOG 0813	=	Radiation therapy oncology group 0813
SSD	=	Source to surface distance
SAD	=	Source axis distance
BEV	=	Beam eye view
DVH	=	Dose volume histogram
IC	=	Ionization chamber
PTV	=	Planning target volume
OAR	=	Organ at risk
MU	=	Monitor unit

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาของปัญหา

ในปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งปอดด้วยการฉายรังสีได้นำมาใช้กันอย่างแพร่หลาย โดยเฉพาะอย่างยิ่งเทคนิคที่เรียกว่าการฉายรังสีร่วมพิสัยบริเวณลำตัว (Stereotactic body radiotherapy: SBRT) ซึ่งเป็นเทคนิคการฉายรังสีปริมาณสูง 6-30 เกรย์ ต่อ 1-5 ครั้ง ที่บริเวณรอยโรคทำให้การควบคุมรอยโรคได้ดีใกล้เคียงกับการผ่าตัด เหมาะสำหรับมะเร็งปอดที่มีขนาดไม่เกิน 5 เซนติเมตร ที่มีขอบเขตของรอยโรคชัดเจน เช่น ในการรักษามะเร็งปอดชนิดเซลล์ตัวโต (Non-small cell lung cancer: NSCLC) [1] ซึ่งการรักษาด้วยเทคนิคดังกล่าวมีการใช้ระดับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (Flattening filter free: FFF) [7] เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาสามารถให้อัตราปริมาณรังสีสูง (High dose rate) ทำให้ลดระยะเวลาในการฉายรังสีให้กับผู้ป่วย นอกจากนี้เทคนิค SBRT เป็นการฉายรังสีบนพื้นที่ฉายรังสี (Field size) ที่มีขนาดเล็กกว่า 10x10 ตารางเซนติเมตร ซึ่งทำให้ผู้ป่วยได้รับผลข้างเคียงจากรังสีน้อยลง อย่างไรก็ตามบริเวณปอดมีความหนาแน่นของอวัยวะรอบในเนื้อเยื่อที่ต่างกันค่อนข้างมาก จึงเป็นปัญหาที่พบในการคำนวณปริมาณรังสีของระบบวางแผนการรักษาที่มีผลต่อความถูกต้องของการกระจายของอวัยวะรอบอวัยวะในการคำนวณปริมาณรังสี ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาอัลกอริทึมสำหรับการคำนวณปริมาณรังสีในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในบริเวณที่มีความซับซ้อนดังกล่าวและใช้กันเป็นส่วนใหญ่ คืออัลกอริทึม Anisotropic analytical algorithm (AAA) ของระบบวางแผนการรักษาอิกลิปส์ และด้วยสถาบันที่ใช้ในการศึกษาวิจัยในครั้งนี้ได้ติดตั้งระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาใหม่คือระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชัน โดยใช้อัลกอริทึม Collapsed cone convolution (CCC) ซึ่งจำเป็นต้องทราบความถูกต้องของอัลกอริทึมดังกล่าว ก่อนนำไปใช้ในการวางแผนการรักษากับผู้ป่วย ขอบเขตงานของการวิจัยครั้งนี้จึงได้ทำการศึกษาข้อมูลย้อนหลังเกี่ยวกับตำแหน่งและขนาดของก้อนมะเร็งระยะแรกของผู้ป่วย ที่ทำการรักษาด้วยเทคนิค SBRT ที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA จากนั้นจึงทำการทดสอบความถูกต้องของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเรย์สเตชันก่อนการใช้ในทางคลินิก (Commissioning treatment planning system) โดยการเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษาและการวัดโดยใช้หัววัดรังสีไอออนไนซ์ชนิด FC65G ในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันและมีเนื้อเยื่อต่างกัน ซึ่งวิเคราะห์ผลจากความต่างของปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) อ้างอิงจาก

TPS 430 และ IAEA TECDOC 1583 ตามลำดับ จากนั้นได้เพิ่มการทดสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีที่คำนวณจากทั้ง 2 อัลกอริทึมเทียบกับการวัดปริมาณรังสีในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน (IMRT thorax phantom) ด้วยฟิล์มชนิดกราฟโครมิกที่ประเมินด้วยอัตราการผ่านแกมมา ร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร ที่ระดับร้อยละอัตราการผ่านแกมมา 90 [53] และประเมินแผนการรักษาหว่านคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC ในผู้ป่วย 17 ราย และการคำนวณใหม่ด้วยอัลกอริทึม AAA โดยกำหนดลักษณะการปิดเปิดของวัตถุกำบังรังสี (multileaf collimator, MLC) และใช้มอนิเตอร์ยูนิต (MU) เพื่อทำการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC ประเมินด้วยมาตรฐาน RTOG 0813

จุดมุ่งหมายของการวิจัย

เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึม AAA และ CCC สำหรับการฉายรังสีร่วมพิภคบริเวณปอด (Lung SBRT) ที่ระดับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

ขอบเขตของการวิจัย

1. ศึกษาข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งระยะแรกของผู้ป่วยที่ทำการรักษาด้วยเทคนิค SBRT และมีการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอีคลิปส์ (Eclipse Treatment Planning System: Eclipse TPS) ในปี 2553-2559
2. ตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีสำหรับอัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอีคลิปส์และอัลกอริทึม CCC ในระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชั่น (Commissioning Treatment Planning System) ในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันและมีเนื้อเยื่อต่างกันโดยวัดปริมาณรังสีแบบจุดด้วยหัววัดไอออนไนซ์เซชันแบบออร์ซินิดเวลโฮเฟอร์ฟาเมอร์เอฟซี 65 จี
3. ตรวจสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณจากสองอัลกอริทึมด้วยเทคนิค VMAT เทียบกับปริมาณรังสีที่วัดด้วยฟิล์มชนิดกราฟโครมิกในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน
4. ประเมินแผนการรักษาที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของผู้ป่วย 17 ราย อ้างอิงเกณฑ์ตามมาตรฐาน RTOG 0813

สมมติฐานของการวิจัย

การคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมชนิด AAA และ CCC สำหรับการฉายรังสีร่วมพิภคบริเวณปอดที่พลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบอยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ทฤษฎีพื้นฐาน

มะเร็งปอดชนิดเซลล์ตัวโต (Non-small cell lung cancer หรือ NSCLC)

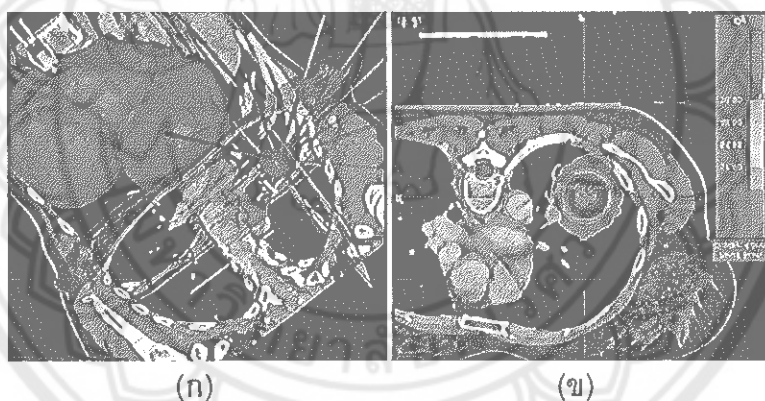
มะเร็งปอดชนิดเซลล์ตัวโตเป็นมะเร็งปอดชนิดที่เกิดจากเซลล์เยื่อเมือกของหลอดลมในปอด ซึ่งเป็นมะเร็งที่จัดอยู่ในกลุ่มมะเร็ง Carcinoma และเป็นมะเร็งปอดชนิดที่พบได้บ่อยที่สุด โดยพบได้ประมาณร้อยละ 80-90 ของมะเร็งปอดทุกชนิด โดยมะเร็งปอดชนิดเซลล์ตัวโตเป็นโรคมะเร็งที่มักพบในอายุตั้งแต่ 35 ปีขึ้นไป พบในผู้ชายสูงกว่าในผู้หญิงประมาณ 2-3 เท่า มะเร็งปอดชนิดเซลล์ตัวโตเป็นมะเร็งที่พบได้บ่อยทั่วโลก โดยมีสถิติแตกต่างกันไปขึ้นกับแต่ละประเทศคือประมาณ 1 ถึงมากกว่า 100 รายต่อประชากร 1 แสนคน ทั้งนี้ในประเทศไทยไม่มีรายงานแยกชนิดของมะเร็งปอด แต่เป็นรายงานรวมมะเร็งปอดทุกชนิด โดยในปี พ.ศ. 2544 - 2546 ในผู้ชายพบได้ 24.9 รายต่อประชากร 1 แสนคน ในผู้หญิงพบได้ 9.7 รายต่อประชากร 1 แสนคน [2]

การฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ (Stereotactic radiotherapy)

การฉายรังสีร่วมฟิสิกส์เป็นวิธีการฉายรังสีชนิดหนึ่ง ซึ่งจะรวมลำรังสีไปยังก้อนเนื้ออกหรือมะเร็งเป้าหมายโดยต้องอาศัยการใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และ/หรือเครื่องวินิจฉัยด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MRI) เพื่อกำหนดตำแหน่งเป้าหมายการฉายรังสี วิธีนี้ต้องมีการจัดตำแหน่งการรักษาที่แม่นยำเพื่อลดความคลาดเคลื่อน ซึ่งการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์แบ่งได้ดังนี้

1. รังสีศัลยกรรมร่วมฟิสิกส์ (Stereotactic Radiosurgery: SRS) เป็นการฉายรังสีแบบครั้งเดียวโดยให้ปริมาณรังสีสูงมากเพียงครั้งเดียวที่ก้อนเนื้อมะเร็งบริเวณศีรษะ หรือไขสันหลัง
2. รังสีร่วมฟิสิกส์ (Stereotactic radiotherapy: SRT) การฉายรังสีปริมาณสูงที่ก้อนเนื้อมะเร็งบริเวณศีรษะ หรือไขสันหลังเช่นเดียวกับ SRS แต่ให้ปริมาณรังสีสูงต่อการฉายรังสี 1-5 ครั้ง
3. รังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณลำตัว (Stereotactic body radiation therapy: SBRT) เป็นการฉายรังสีปริมาณสูงที่ก้อนมะเร็งบริเวณลำตัวโดยลักษณะทิศทางทางเข้าลำรังสีแสดงดังแสดงในภาพ 1(ก) และการกระจายปริมาณรังสีแสดงดังภาพ 1(ข) โดยใช้การฉายรังสี 6-30 เกรย์ต่อ 1-5 ครั้ง [3] การฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ชนิด SBRT เหมาะสำหรับเนื้องอกขนาดเล็ก โดยแพทย์ใช้ภาพ CT หรือ MRI ในการประเมินตำแหน่งที่ต้องการฉาย และมีอุปกรณ์จัดทำผู้ป่วย เพื่อให้มีการเคลื่อนไหวน้อยที่สุดในขณะฉายรังสี หรือเครื่องฉายรังสีอาจสามารถปรับช่วงการฉายแสงตามการ

เคลื่อนไหวของผู้ป่วย เช่น การหายใจ จากเทคนิคเหล่านี้ทำให้แพทย์สามารถให้ปริมาณรังสีต่อครั้งในปริมาณสูงแก่ผู้ป่วยด้วยการฉายรังสีเพียง 1-5 ครั้ง ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบกับ การฉายรังสีแบบปกติที่ต้องใช้เวลารักษาหลายสัปดาห์ ซึ่งข้อดีของ SBRT คือสามารถฉายรังสีปริมาณสูงที่ก้อนเนื้อมะเร็งภายในระยะเวลาสั้นกว่าการฉายรังสีแบบปกติ นอกจากนี้ยังเป็นการฉายรังสีที่มีความถูกต้อง แม่นยำสูง และมีความคลาดเคลื่อนต่ำ ผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงจึงน้อยกว่าการฉายรังสีปกติ การฉายรังสีร่วมพิกัด ประกอบด้วย 1) การใช้ลำรังสีขนาดเล็กหลาย ๆ ลำ 2) เนื้อมะเร็งที่ต้องการฉายมีขนาดเล็กและขอบเขตชัดเจน 3) มีเครื่องช่วยจัดทำผู้ป่วยระหว่างฉายรังสีเพื่อลดการเคลื่อนไหวขณะฉายรังสี และ 4) ปริมาณรังสีต่อครั้งสูงในขณะที่จำนวนครั้งในการฉายรังสีน้อย เช่น บริเวณทรวงอก ช่องท้อง หรืออวัยวะที่เคลื่อนไหวได้ หรือรักษาด้วยการฉายรังสีแบบปกติไม่ได้ รวมทั้งมะเร็งที่มีการแพร่กระจายมายังปอดหรือตับ อย่างไรก็ตามการใช้การฉายรังสีร่วมพิกัดจำเป็นต้องพิจารณาความเหมาะสม โดยพิจารณาถึงประโยชน์และความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้น [4]



ภาพ 1 (ก) ลักษณะการวางแผนการรักษาสำหรับการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณปอด และ (ข) ลักษณะของการกระจายปริมาณรังสีในแนวภาคตัดขวาง [5]

ลำรังสีในช่วงพลังงานเมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

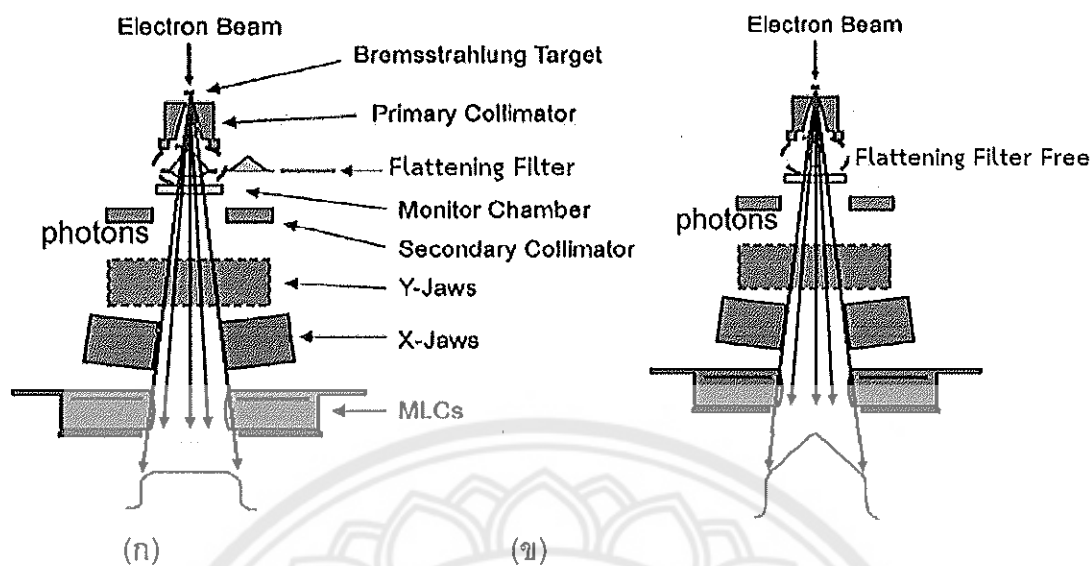
ลำรังสีโฟตอนเกิดจากการระดมยิงเป้าหมายที่มีเลขอะตอมสูงด้วยอิเล็กตรอนพลังงานสูง ซึ่งผลของลำรังสี megavoltage bremsstrahlung แสดงผลในรูปทรงระฆังที่มีความเข้มสูงสุดที่ตรงกลาง โดยความเข้มที่มีความสม่ำเสมอตลอดทั้งพื้นที่ฉายรังสีในเครื่องเร่งอนุภาคโดยทั่วไปนั้น ได้มาจากการวางตัวกรองแบบเรียบ (Flattening filter) เข้าไปในลำรังสี อย่างไรก็ตามการรักษาด้วยรังสีสมัยใหม่ในปัจจุบันใช้เทคนิคการปรับความเข้มของลำรังสี เพื่อให้การกระจายปริมาณครอบคลุมก้อนมะเร็งมากขึ้น ในกรณีเช่นนี้ตัวกรองแบบเรียบจะไม่จำเป็นในกระบวนการผลิต

ลำรังสีสำหรับพื้นที่ฉายรังสีขนาดเล็ก (Small field) เช่น ใช้กับเทคนิค Stereotactic เนื่องจากลักษณะลำรังสีสำหรับ Small field ค่อนข้างเรียบเหนือศูนย์กลางเพียงไม่กี่เซนติเมตร ดังนั้นไม่จำเป็นต้องมีตัวกรองแบบเรียบ

ลำรังสีที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบมีพลังงานที่มีประสิทธิภาพลดลงเช่นเดียวกับ Beam profile ที่มี peak ตรงกลางที่แตกต่างจากลำรังสีที่มีตัวกรองปรับเรียบ แต่รูปร่างโปรไฟล์กับ Output ที่เพิ่มขึ้น (เพิ่มขึ้น 2-4 เท่า) ส่งผลให้ลำรังสีที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ มีประสิทธิภาพมากในการรักษาเป้าหมายขนาดเล็กโดยใช้ Radiosurgery stereotactic (SRS) และ SBRT [6] ยิ่งไปกว่านั้นการนำตัวกรองแบบเรียบออกนำไปสู่การลดการรั่วไหลของรังสีที่หัวเครื่องเร่งอนุภาคเชิงเส้นมากกว่าครึ่งและส่งผลให้ปริมาณรังสีที่อยู่รอบนอกของตัวผู้ป่วยโดยรวมลดลง ซึ่งปริมาณรังสีรอบนอกจะมากขึ้นเมื่อพลังงานสูงขึ้น [7]

การใช้งานทางคลินิกของลำรังสีที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบนั้นถูกนำมาใช้เพื่อจะลดระยะเวลาในการฉายรังสีให้กับผู้ป่วยเป็นเวลานานของการรักษาด้วยเทคนิค SRS เนื่องจากการนำตัวกรองปรับเรียบออกจะช่วยเพิ่มอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) ทำให้ความเข้มเพิ่มขึ้น 2-4 เท่า จึงเป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับการฉายรังสีร่วมพิภักบริเวณศีรษะ และ หรือสำหรับการฉายรังสีร่วมพิภักบริเวณลำตัว (SBRT) เทคโนโลยีที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ถูกนำมาใช้งานในทางคลินิกมานานหลายปีแล้วโดยเริ่มจาก Scanditronix racetrack microtron MM50 [8, 9] นอกจากนี้ยังมีเครื่องเร่งอนุภาคความเร็วเชิงเส้นที่ตัดตัวกรองแบบเรียบออกไปคือ TomoTherapy รวมถึงเครื่อง CyberKnife [10, 11, 12] ดังนั้นเครื่องเร่งอนุภาคเชิงเส้นในปัจจุบันจึงมีพลังงานที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบรวมไว้เป็นมาตรฐานในเครื่องเร่งอนุภาค

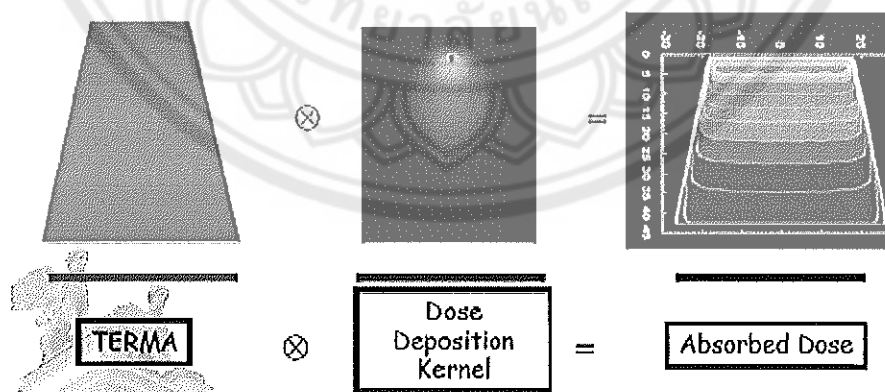
ลำรังสีที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบมีลักษณะที่แตกต่างกันค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับลำรังสีที่ใช้ตัวกรองแบบเรียบ คือมีลักษณะลำรังสี (Beam profile) ที่แตกต่างกันและอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) ที่สูงกว่า นอกจากนี้ยังมีสเปกตรัมของพลังงานโฟตอนและคุณสมบัติของ Scatter ที่หัวเครื่องเร่งอนุภาคมีความแตกต่างกัน รวมถึงคุณสมบัติของลำรังสีที่มีความคมชัดของเงามัว การกระจายของ Secondary electron จากหัวเครื่องเร่งอนุภาคน้อยกว่าและปริมาณรังสีที่อยู่นอกพื้นที่ฉายรังสีน้อยกว่าการตอบสนองของการวัดปริมาณรังสีที่เพิ่มการรวมตัวกันไอออน และอาจเป็นไปได้ในการช่วยในเรื่องของผลทางรังสีที่มีต่อสิ่งมีชีวิต (Radiobiology)



ภาพ 2 (ก) ไดอะแกรมของตำแหน่งตัวกรองปรับเรียบและโปรไฟล์ของลำรังสีที่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ และ (ข) สำหรับลำรังสีที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

อัลกอริทึมสำหรับการคำนวณปริมาณรังสี

การคำนวณปริมาณรังสีแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก ๆ คือ TERMA และ Dose kernels ซึ่งเป็นแบบจำลองในการคำนวณปริมาณรังสีดูดกลืน (Absorbed dose) ดังแสดงในภาพ 3 รวมถึงการแก้ค่าความไม่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกัน



ภาพ 3 หลักการคำนวณปริมาณรังสีตามแบบจำลอง Model based algorithms

พลังงานทั้งหมดต่อหน่วยมวล (Total energy released per unit mass: TERMA)

ปริมาณรังสีสะสม (Dose deposition) ของโฟตอนพลังงานเดี่ยวที่เป็นลำรังสีขนาดเล็ก ในทิศทางแกน z ของพลังงาน E ซึ่งฟลูเอนซ์ (Fluence) ที่ได้จะถูกจำลองอยู่ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneity media) โดยทั่วไปนิยมใช้ตัวกลางที่เทียบเท่ากับน้ำ โดยพลังงานของฟลูเอนซ์ (Ψ : energy fluence) ของโฟตอนปฐมภูมิถูกประมาณโดยค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืนรังสีโฟตอน $\mu(E)$ ในน้ำที่จุดของการเกิดอันตรกิริยาของโฟตอนปฐมภูมิที่ระยะ $\vec{r}$ ดังสมการที่ 1

$$\Psi(\vec{r}) = \Phi(\vec{r}_L, 0)Ee^{-\mu E} \quad (1)$$

เมื่อ $\vec{r}$ คือพิกัดที่ตั้งฉากกับทิศทางของลำรังสี โดยอัตราการเกิดอันตรกิริยาของโฟตอนปฐมภูมิในตัวกลางกำหนดเป็น TERMA : $T(\vec{r})$ คือพลังงานทั้งหมดต่อหน่วยมวลที่ปล่อยออกมาจาก radiation field ที่สัมพันธ์กับความหนาแน่นของตัวกลาง ณ จุดใด ๆ ที่ระยะ $\vec{r}$ ดังสมการที่ 2

$$T(\vec{r}) = \frac{\mu}{\rho}(\vec{r})\Psi(\vec{r}) \quad (2)$$

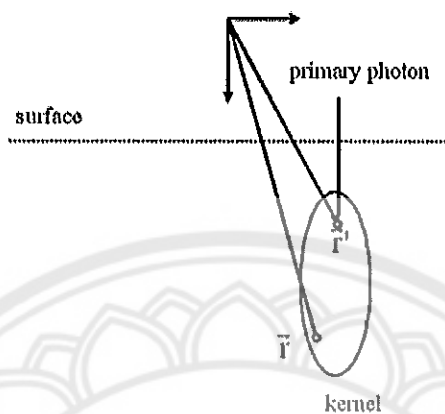
โดยพลังงานที่ปลดปล่อยออกมาเฉพาะใน Radiation field นี้จะส่งผ่านพลังงานจากจุดที่เกิดอันตรกิริยาที่ระยะ $\vec{r}$ ซึ่งอธิบายได้โดยแนวคิดของ Dose kernels

เคอร์เนล (Dose kernel)

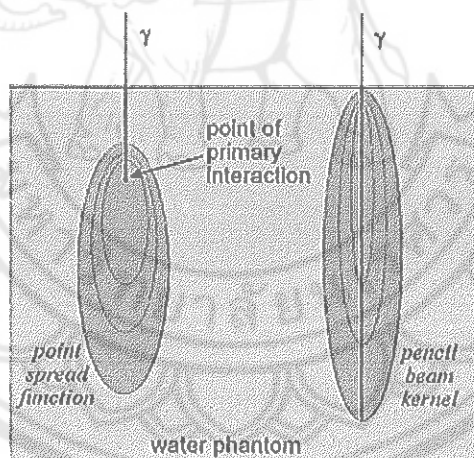
สำหรับเคอร์เนล $k(\vec{r}, \vec{r}', E)$ ที่ใช้โดยทั่วไปในการจำลองของอัลกอริทึมพื้นฐานประกอบ 2 รูปแบบ คือ Point-spread kernel และ Pencil kernel โดยส่วนใหญ่ Point-spread kernel ถูกใช้เป็นแบบจำลองพื้นฐานสำหรับอัลกอริทึม ที่แสดงการกระจายของพลังงานที่ถูกดูดกลืนในน้ำที่พิกัด $\vec{r}$ ณ จุดที่เกิดการทำอันตรกิริยาของโฟตอนปฐมภูมิที่พิกัด $\vec{r}'$ ซึ่งแสดงดังภาพที่ 4 โดยการสะสมปริมาณรังสีเคอร์เนลของพลังงานเดียวนั้น (Mono-energetic dose deposition kernels) ได้มาจากการจำลองด้วยวิธีมอนติคาร์โล

ในปัจจุบันลักษณะการจำลอง Dose kernel ที่นิยมนำมาประยุกต์ใช้ในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาคือ Pencil beam kernel ซึ่งเกิดจากการรวมกันของ Point-spread kernels ทั้งหมดตามเส้นทางของรังสีโฟตอนที่ผ่านมาในตัวกลาง ดังแสดงในภาพที่ 5 ซึ่งการจำลองปริมาณรังสีเคอร์เนลในน้ำตามแนวแกนกลางเป็นวิธีการสุ่มตัวอย่างหยาบของ Point-spread kernel ดังนั้นในบริเวณที่มีความซับซ้อนของเนื้อเยื่อจึงเป็นเรื่องยากสำหรับการคำนวณปริมาณรังสีที่ใช้เคอร์เนลชนิด Pencil-beam แต่ในทางกลับกันการใช้แบบจำลอง Pencil-beam

kernels ถือเป็นข้อดีที่แสดงให้เห็นว่าเวลาในการคำนวณปริมาณรังสีเร็วกว่าแบบจำลอง Point-spread kernel



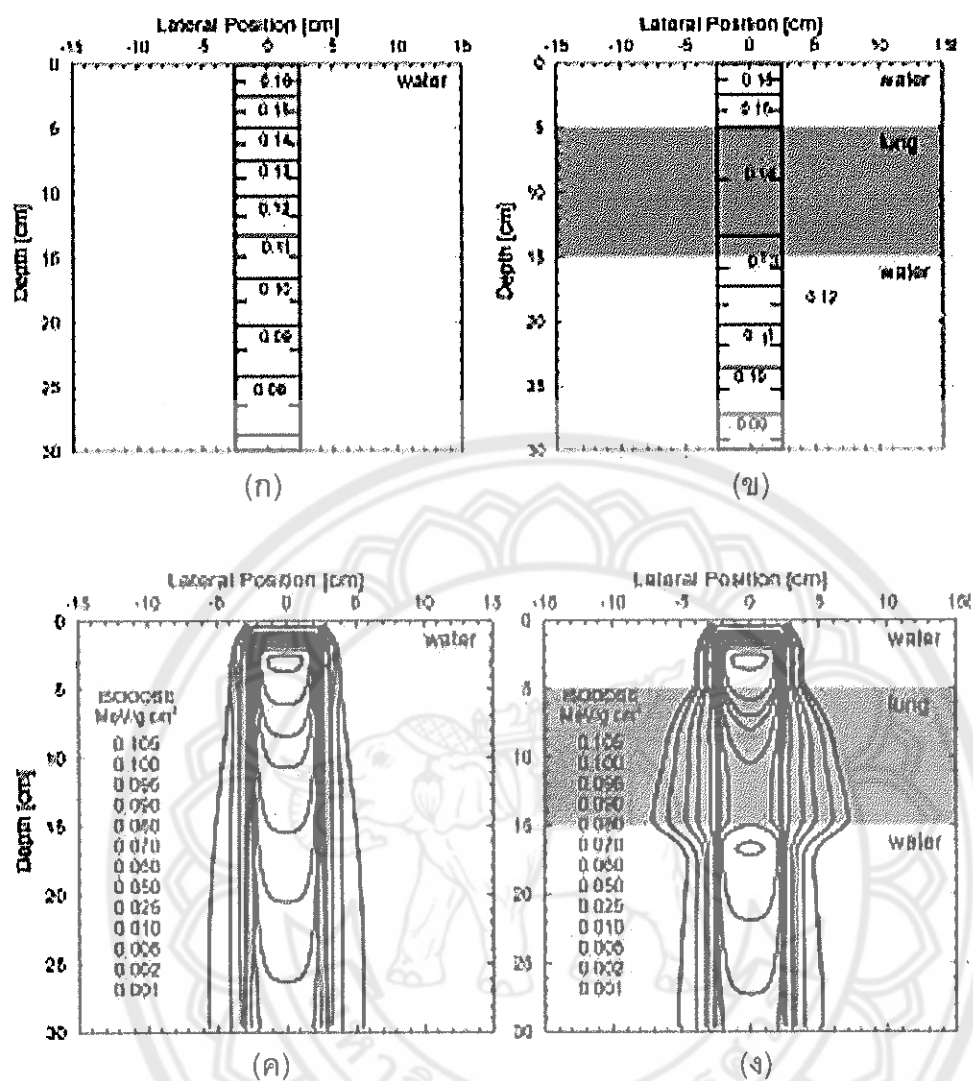
ภาพ 4 การกระจายปริมาณรังสีของ Point-spread kernel ที่จุด $\vec{r}$ จากการทำอันตรกิริยาที่จุด $\vec{r}'$ [35]



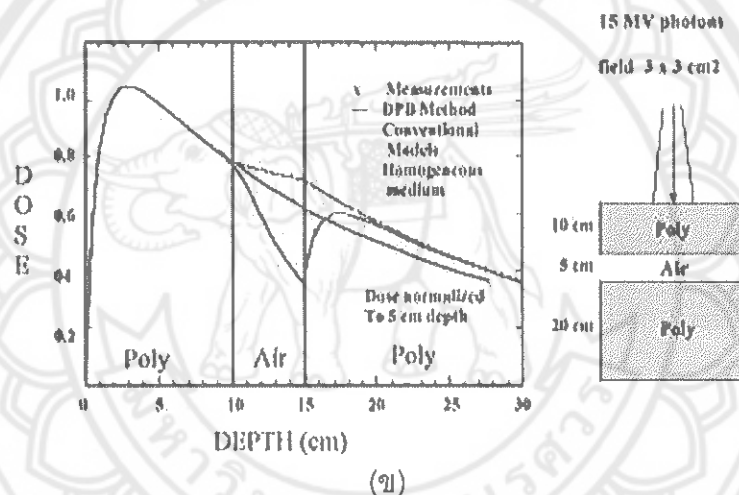
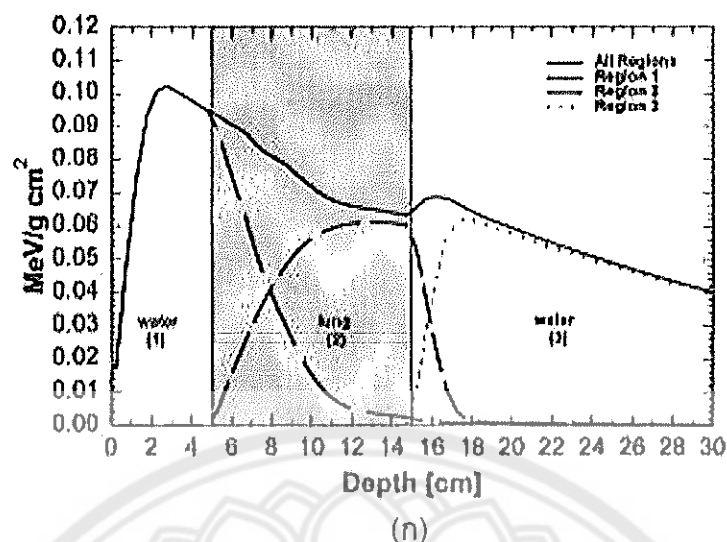
ภาพ 5 ลักษณะของ Point kernels และ Pencil-beam kernels จากการเกิดอันตรกิริยาที่จุดเริ่มต้นของรังสีปฐมภูมิ [13]

อิทธิพลของความหนาแน่นของเนื้อเยื่อและเลขอะตอม (Influence of Tissue Density and Atomic Number) ที่ส่งผลต่อความถูกต้องของปริมาณรังสี [58]

อิทธิพลของความหนาแน่นของอิเล็กตรอนต่อฟोटอนฟลูเอนซ์และปริมาณรังสีแสดงให้เห็นอย่างเป็นอิสระในหุ่นจำลองที่มีความหนาแน่นต่ำสำหรับค่าฟोटอนพลังงานเดี่ยว 5 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ ดังแสดงในภาพ 5 ซึ่งการเปลี่ยนแปลงการส่งผ่านฟोटอนนั้นสามารถคำนวณได้อย่างง่ายโดยใช้สเกลความหนาแน่นของแต่ละชั้น ดังแสดงในภาพ 6 (ก) และ 6 (ค) แต่ช่วงของอิเล็กตรอนที่มีระยะการหยุดตัวนั้นมีความสำคัญต่อการส่งผ่านอิเล็กตรอนซึ่งจะถูกปล่อยออกมาในตัวกลางหนึ่งและถูกดูดกลืนในตัวกลางที่แตกต่างกัน โดยจะเริ่มจากการ "build-up" ของปริมาณรังสีในน้ำจากนั้นจะเกิดการ "build-down" ในบริเวณที่มีความหนาแน่นต่ำ และจะเริ่มกลับมา "rebuild-up" เมื่อเข้าสู่บริเวณที่มีความหนาแน่นเท่ากับน้ำดังแสดงในภาพ 6 (ข) และ 6 (ง) เมื่อพิจารณาเส้นกราฟของปริมาณรังสีตามความลึกใด ๆ (depth-dose curve) ในพื้นที่ที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันและมีซับซ้อน เช่น ในกรณี พลังงานสูง ขนาดพื้นที่ฉายรังสีขนาดเล็ก และความหนาแน่นต่ำ การแก้ไขความไม่เป็นเนื้อเดียวกันของฟोटอนฟลูเอนซ์หรือการลดทอนอาจไม่เพียงพอ ดังแสดงในภาพ 7 (ก) และ 7 (ข) และนอกจากจะแสดงให้เห็นผลกระทบของความหนาแน่นที่ค่าแกนกลางของฟोटอนฟลูเอนซ์และปริมาณรังสีแล้ว ความหนาแน่นยังสามารถส่งผลต่อ Beam penumbra ในเนื้อเยื่อเนื่องจากการสูญเสียความสมดุลของอนุภาคประจุชั่วคราวในแนวด้านข้าง (Transient charge particle equilibrium) ของขอบพื้นที่ฉายรังสี ดังนั้นขอบของลำรังสีจะเบลอในบริเวณที่มีความหนาแน่นต่ำเนื่องจากการเคลื่อนที่ในแนวด้านข้างของอนุภาคประจุเพิ่มขึ้นดังที่แสดงในภาพ 6



ภาพ 6 (ก) และ (ค) ฟลักเอนซ์และการกระจายปริมาณรังสีของไฟตอนพลังงานเดี่ยว 5 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ที่ขนาดพื้นที่ฉายรังสี 5x5 ตารางเซนติเมตร ในหุ่นจำลอง Water phantom และ (ข) และ (ง) หุ่นจำลองที่ใส่วัสดุที่เทียบเท่ากับปอด [58]



ภาพ 7 (ก) กราฟของปริมาณรังสีตามความลึกใดๆ (depth-dose curve) ในพื้นที่ที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันและมีซับซ้อน เช่น ในกรณี พลังงานสูง ขนาดพื้นที่ฉายรังสีขนาดเล็ก และความหนาแน่นต่ำ และ (ข) ผลของการเกิดความไม่สมดุลทางอนุภาคประจุที่เกิดจากบริเวณใกล้เคียงต่อของตัวกลางที่มีความหนาแน่นต่างกัน ในขนาดพื้นที่ฉายรังสีและช่วงของอิเล็กตรอนเท่ากัน [58]

อัลกอริทึมสำหรับการคำนวณปริมาณรังสีในบริเวณที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน มีการพัฒนาเพื่อลดความผิดพลาดของการคำนวณปริมาณรังสีในบริเวณดังกล่าวเนื่องจากมีปัญหาในการคำนวณที่บริเวณรอยต่อของเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นของอิเล็กตรอนที่ต่างกัน หรือบริเวณที่มีความหนาแน่นต่ำ (Low density) เช่น ปอด ซึ่งบริเวณนี้ส่งผลทำให้เกิดการขาดสมดุลทางอิเล็กตรอนิกส์

(Loss of electronic equilibrium) ทำให้การคำนวณปริมาณรังสีมีความยากและซับซ้อน จึงมีการพัฒนาอัลกอริทึมที่สามารถคำนวณปริมาณรังสีในบริเวณที่มีความหนาแน่นต่างกันได้อย่างถูกต้องมากขึ้น ซึ่งอัลกอริทึมที่นิยมใช้ในปัจจุบันสำหรับการคำนวณปริมาณรังสีในบริเวณที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกันคือ Anisotropic analytical algorithm (AAA) ซึ่งอยู่ในระบบวางแผนการรักษาของอิกลิปส์และ Collapsed cone convolution algorithm (CCC) ซึ่งอยู่ในทั้งระบบวางแผนการรักษาของเรย์สเตชัน ระบบวางแผนการรักษาพินนาเคิล และระบบวางแผนการรักษาของ Tomotherapy เป็นต้น

1. อัลกอริทึมแอนนิสोटโรปีคอะนาไลติคอลล (AAA)

อัลกอริทึม AAA เป็นอัลกอริทึมแบบ 3D pencil beam superposition-convolution algorithm ซึ่งคำนวณปริมาณรังสีด้วยการจำลองโฟตอนปฐมภูมิและการกระเจิงของโฟตอน (Primary and scattered extra-focal photons) ตลอดจนการกระเจิงของอิเล็กตรอนที่เกิดจากคอสมิเคเตอร์ด้วยวิธีการมอนติคาร์โล โดยในอัลกอริทึมนี้ได้นำหลักการของฟังก์ชันเลขชี้กำลังหกในแบบจำลองเพื่อคำนวณการกระจายปริมาณรังสีในแนวด้านข้าง นอกจากนี้ยังใช้อัลกอริทึม Analytical convolution ในการลดเวลาของการคำนวณปริมาณรังสี [14]

ในทางคลินิกอัลกอริทึม AAA นั้นถูกแบ่งออกเป็นสององค์ประกอบย่อย: การกำหนดค่าและการคำนวณปริมาณรังสี ส่วนแรกถูกออกแบบมาเพื่อรับพารามิเตอร์พื้นฐานที่จำเป็นของลำรังสี เช่น สเปกตรัมพลังงานโฟตอนและอิเล็กตรอนซึ่งจะถูกใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นจริงในภายหลัง เพื่ออธิบายองค์ประกอบที่ซับซ้อนของลำรังสี อัลกอริทึม AAA ได้ใช้หลายแหล่งกำเนิดรังสีเพื่อจำลองลำรังสีโดยมีเพียงโฟตอนหลักเท่านั้นที่ถูกพิจารณาว่าเป็นแหล่งกำเนิดรังสีปฐมภูมิ และในส่วนของ การกระเจิงของโฟตอนพร้อมกับอิเล็กตรอนจะถือว่าเป็นแหล่งกำเนิดรังสีทุติยภูมิที่แยกต่างหาก

สำหรับการสร้างแบบจำลองแหล่งกำเนิดรังสีปฐมภูมิ (Primary source) อัลกอริทึม AAA ได้ใช้แบบจำลอง phase space ที่ใช้พารามิเตอร์ทางกายภาพที่ได้รับในระหว่างกระบวนการ Commissioning ซึ่งในการกำหนด Energy spectrum อัลกอริทึมนี้จะคำนึงถึงคุณลักษณะของ Flattening filter และพลังงานเฉลี่ยของลำรังสีที่ขึ้นอยู่กักระยะรัศมีจากแกนกลาง (Central axis) สำหรับแบบจำลองแหล่งกำเนิดรังสีทุติยภูมิจะมีแหล่งกำเนิดรังสีเสมือนที่อยู่ Exit point ของ Flattening filter และรวมถึง Energy spectrum ที่ถูกปรับอัตราส่วนเพื่อให้ได้พลังงานเฉลี่ยเฉพาะ (Specified mean energy) โดยที่ไม่มีการแปรผันที่บริเวณนอกแกน (Off-axis) มาเกี่ยวข้อง

เคอร์เนลแรกเริ่ม (Original scatter kernels) ได้จากข้อมูลที่คำนวณล่วงหน้าจาก Monte Carlo โดย Scatter kernels ให้ข้อมูลเกี่ยวกับลักษณะการกระเจิงของลำรังสีที่แตกต่างกัน

เนื่องจากลำรังสีที่เกิดขึ้นจริงนั้นเป็น Polyenergetic จึงมีการคำนวณเป็น Multiple monoenergetic kernels ในน้ำด้วยวิธีมอนติคาร์โลจาก Polyenergetic kernel ที่เป็นผลรวมค่าถ่วงน้ำหนักเฉพาะของ kernels เหล่านี้ ซึ่งในการคำนวณปริมาณรังสีจริงนั้น จะคำนึงถึงความแตกต่างระหว่างความหนาแน่นของน้ำและความหนาแน่นที่ได้จากการจำลองภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT) โดยลำรังสีทางคลินิกแบ่งออกเป็นลำรังสีขนาดจำกัดที่มีขนาดเล็ก (Beamlets) ด้วย Multiple convolutions จากแหล่งกำเนิดแหล่งรังสีปฐมภูมิและหัตถภูมิ และในขั้นตอนสุดท้ายของการคำนวณปริมาณรังสี 3 มิติจะเสร็จสมบูรณ์โดยการวางซ้อนทับกัน (Superposition) ของ Beamlets กลายเป็นปริมาณรังสี 3 มิติ (Final 3D dose calculation) [14]

การแก้ค่าความแตกต่างของตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน (Heterogeneity correction) ของอัลกอริทึม AAA ประกอบด้วย 2 ส่วนคือ Lateral scatter และ Depth-directed โดยการสร้างแบบจำลองขององค์ประกอบด้านข้างโดยใช้ฟังก์ชันเอ็กโพเนนเชียลเพื่อให้เกิดความถูกต้องของ Lateral scatter สภาพแวดล้อมที่แตกต่างกัน ส่วนองค์ประกอบ Depth-directed แสดงถึงพลังงานที่สะสมได้ทั้งหมด (Total deposited energy) ซึ่งคำนวณโดยใช้ฟังก์ชันของ Lateral scatter ในแต่ละระนาบ การ Convolution ของส่วนประกอบนี้คำนึงถึงผลที่เกิดจากต่อรอยต่อเนื้อเยื่อ (Tissue interface) ด้วยระยะทางที่เพียงพอจากรอยต่อของค่าความหนาแน่นสูงไปต่ำนั้นผลการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA นั้นเทียบได้กับการจำลองด้วยวิธีการมอนติคาร์โล และด้วยเทคนิคนี้มีข้อจำกัดบางประการในการวางแผนการรักษาในปอดที่มี Filled size ขนาดเล็กและพลังงานที่สูง เนื่องจากสูญเสียสมมูลทางอิเล็กทรอนิกส์ตามแนวแกนกลาง [15] จึงมีการปรับปรุงอัลกอริทึมการคำนวณปริมาณรังสี AAA ในพื้นที่ของแบบจำลองความแตกต่างของเนื้อเยื่อและความถูกต้องของ scattered dose calculation จึงทำให้อัลกอริทึม AAA เป็นหนึ่งในอัลกอริทึมพื้นฐานที่มีความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสีและยังเป็นที่นิยมใช้ในปัจจุบัน

สำหรับหลักการทางคณิตศาสตร์ของอัลกอริทึม AAA อธิบายได้โดยฟังก์ชันของการลดทอนของรังสีโฟตอนเป็นฟังก์ชันการสะสมพลังงานที่ขึ้นกับความหนาแน่น (Energy deposition density function: $I_p(z,p)$) และส่วนการกระเจิงของรังสีโฟตอนเป็นการกระจายตัวของเคอร์เนล ($K_p(x, y, z, p)$) ที่ได้จากการกระจายตัวของปริมาณรังสีในทิศทางด้านข้าง (Lateral dose) ซึ่งทั้งสองฟังก์ชัน I และ K ถูกกำหนดไว้ในแต่ละส่วนของ (Beamlet: β) นั้น ๆ ซึ่ง Dose distribution ที่เกิดจาก Beamlet: β ในพื้นที่ที่อยู่ ณ จุดที่เกิดอันตรกิริยาจะถูกคำนวณด้วยวิธีการที่เรียกว่า คอนโวลูชัน (Convolution) ดังสมการที่ 3

$$D_{\beta,ph}(\vec{X},\vec{Y},\vec{Z}) = \Phi_{\beta} \times I_{\beta}(z,\rho) \times \iint_{(u,v) \in \text{Area}(\beta)} K_{\beta}(u-x, v-y, z; \rho) du dv \quad (3)$$

สำหรับวิธีการคอนโวลูชัน เป็นการคำนวณที่ตำแหน่งพิกัดของ beamlet ที่เกิดจากอันตรกิริยาเริ่มต้น $(\vec{X}, \vec{Y}, \vec{Z})$ โดยฟลักซ์ของโฟตอน Φ_{β} สมมติจากพื้นที่ภาคตัดขวางของ beamlet: β พังก์ชันของการสะสมพลังงานตามความหนาแน่น $I_{\beta}(z, \rho)$ หมายถึงปริมาณรังสีในพื้นที่เหนือแนวระนาบตามขวางของ Pencil beam ที่ความลึก z โดยพังก์ชัน Polyenergetic $I_{\beta}(z, \rho)$ ขึ้นอยู่กับสเปกตรัมของลำรังสีโฟตอนที่ได้จากการสะสมพลังงานค่าเดียว (Monoenergetic) ด้วยวิธีการ superposition ที่คำนวณไว้ล่วงหน้า ซึ่งความหนาแน่นของพังก์ชันการสะสมพลังงาน $I(z, \rho)$ จะคำนึงถึงตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกันโดยใช้แนวความคิดในการปรับขนาดรังสี โดยกำหนดค่า $I(z, \rho) = I(z')$ เมื่อ z' คือความลึกของรังสี หาได้ดังสมการที่ 4

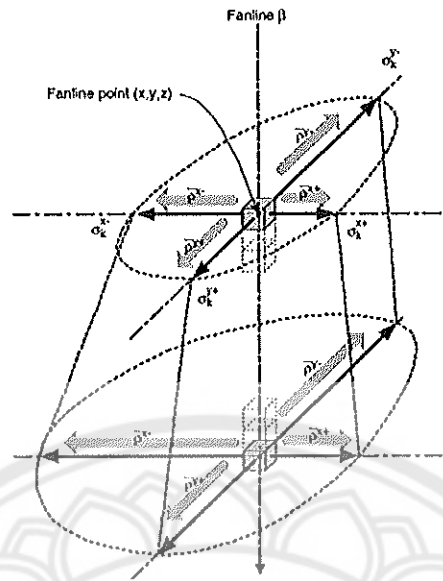
$$z' = \int_0^Z \frac{\rho(t)}{\rho_{\text{water}}} dt \quad (4)$$

เมื่อ ρ คือ ความหนาแน่นของอิเล็กตรอน

โดยเคอร์เนลของโฟตอน $K_{\beta}(x, y, z, \rho)$ ประกอบด้วยค่าผลรวมถ่วงน้ำหนักของสี่พังก์ชัน Gaussian ดังแสดงในสมการที่ 5

$$K_{\beta}(x, y, z, \rho) = \sum_{k=0}^3 c_k(z) \frac{1}{\pi \sigma_k^2(z)} \exp \left[-\frac{x^2 + y^2}{\sigma_k^2(z)} \right] \quad (5)$$

เคอร์เนลเกาส์เซียน (Gaussian kernels) เป็นเคอร์เนลที่กำหนดด้วย weighting ของสี่เคอร์เนลเกาส์เซียน โดยพารามิเตอร์ข้างต้นของการกระจายเคอร์เนล $K_{\beta}(x, y, z, \rho)$ จะถูกกำหนดโดยการใช้วิธีมอนติคาร์โลในการคำนวณการกระจายของเคอร์เนลและสเปกตรัมของลำรังสีโฟตอนพลังงานเดียว ซึ่งมีลักษณะเบี่ยงเบนมาตรฐาน σ_k ดังแสดงในภาพ 8



ภาพ 8 แบบจำลองการกระจายปริมาณรังสีแบบ Density scaling for photon scatter [16]

สำหรับการสเกลความหนาแน่นสำหรับเคอร์เนล (Density scaling for photon scatter kernels) ทำโดยการแยกตามทิศทางด้านข้างทั้งสี่ด้านที่ขึ้นกับความหนาแน่นเฉลี่ยและความลึกตามทิศทางดังกล่าว ซึ่งการกระจายของเคอร์เนล (σ_k) จะถูกกำหนดด้วยองค์ประกอบของตัวกลางที่เทียบเท่ากับน้ำ ซึ่งค่า σ_k ในตัวกลางที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกันในสมการที่ 8 จะถูกแทนที่ด้วยความหนาแน่นที่สเกลเป็นค่า σ_k^{-d} ($k \neq 0$) ในระหว่างการคำนวณการกระจายปริมาณรังสี σ_k ตามแนวเส้นผ่านศูนย์กลางจากระดับความลึก z_0 ถึง z_n ที่มีความหนาแน่นที่ต่างกัน แต่ระยะสั้นๆ σ_0 จะไม่ได้ถูกสเกล ซึ่งการสเกลค่าความหนาแน่นยังพิจารณาถึงความไม่เป็นเนื้อเดียวกันใน voxels ที่ใกล้กัน ดังนั้น σ_k จะถูกสเกลแยกจากกันสำหรับความหนาแน่นทั้งสี่ทิศทางหลักด้านข้าง ซึ่งถูกกำหนดด้วย $d \in \{+, x-, y+, y-\}$ ดังแสดงในภาพที่ 5 ค่าการกระจายของเคอร์เนล σ_k จะถูกสเกลตามค่าเฉลี่ยของความหนาแน่น p_d ที่คำนวณจากระยะทางที่มีผลต่อ σ_k ตามแนวทิศทางด้านข้าง d ในสมการที่ 6

$$\bar{\sigma}_k^d(z_n) = \sigma_k(z_n) \times \left(\frac{p_{\text{water}}}{p^{-d}(z_n)} \right) \text{ for } d \in \{x+, x-, y+, y-\} \quad (6)$$

ดังนั้นโดยภาพรวมแล้วโฟตอนที่กระจายอยู่ในบริเวณที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกันจึงถูกจำลองตามหลัก สรีรวิทยาโดยการสเกลขนาดของเคอร์เนลที่กระจายไปในทุกทิศทาง และลักษณะสำคัญของเคอร์เนลแบบแก๊สเซียน คือเป็นโมเดลที่สมบูรณ์และน่าเชื่อถือเนื่องจากแสดงผลรวมของ

ฟังก์ชันค่า ความผิดพลาด ซึ่งเคอร์เนลดังกล่าวจะช่วยให้วิธีการคอนโวลูชันสามารถลดเวลาในการคำนวณการกระจายตัวของปริมาณรังสีลงได้

2. อัลกอริทึมคอลแลปส์โคนคอนโวลูชัน (CCC)

จากปัญหาที่พบในวิธีการซ้อนทับ (Superposition method) คือใช้เวลาในการคำนวณปริมาณรังสีเป็นเวลานานซึ่งอาจใช้เวลาหลายชั่วโมงสำหรับเทคนิค IMRT ซึ่งเป็นเทคนิคที่ซับซ้อน แม้ว่าจะใช้เทคโนโลยีฮาร์ดแวร์อันทันสมัย (Schulze, 1995) ดังนั้นจึงมีการประมาณค่าต่าง ๆ เพื่อทำให้การคำนวณปริมาณรังสีในเทคนิคการซ้อนทับเร็วขึ้น ซึ่งวิธีหนึ่งที่น่าสนใจคือ เทคนิค collapsed cone-beam จากแนวคิดของ Ahnesjö (1989) เป็นวิธีการสุ่มตัวอย่างจำเพาะของ dose kernels นอกจากนี้ยังให้ความสำคัญที่แกนของ point-spread kernels ที่สอดคล้องกับรังสีโฟตอนเดิมที่ใช้ในการกำหนดค่า TERMA ภายในผู้ป่วย และจากงานวิจัยของ Ahnesjö 1989; Scholz et al., 2003b; Sharpe, & Battista, 1993 พบว่าเมื่อไม่มีการเอียงมุมของเคอร์เนลจะช่วยประหยัดเวลาในการคำนวณได้มากขึ้น (Sharpe, & Battista 1993; Liu et al., 1997) แต่ผลกระทบอื่นที่อาจเกิดขึ้นตามมา คือ hardening of the photon-energy แต่จากงานวิจัยของ Liu et al. (1997) และ Metcalfe et al. (1990) กล่าวว่าไม่มีผลในทางคลินิกค่อนข้างเล็กน้อย [17]

สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC ในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาถูกแบ่งเป็นสองขั้นตอน [18]

ขั้นตอนแรกคือการคำนวณค่า TERMA ซึ่งได้จาก Photon fluence ที่ปลดปล่อยออกมาผ่านผู้ป่วยตลอดจนการลดทอนพลังงานโฟตอนปฐมภูมิที่ถูกคำนวณตามแนวเส้นทางการผ่าน (Ray-trace) ของรังสีโฟตอนปฐมภูมิ รวมถึงตัวรับลำรังสีและอื่น ๆ โดยเรย์เทค (Ray-trace) ซึ่งค่าฟลูเอนซ์หาได้จากสมการที่ 7 และแสดงข้อมูลการเกิดอันตรกิริยาตั้งแต่โฟตอนตกกระทบตัวผู้ป่วยจนผ่านตัวผู้ป่วยไปหรือเรียกว่า Total Energy Release per unit mass: TERMA ดังแสดงในสมการที่ 8

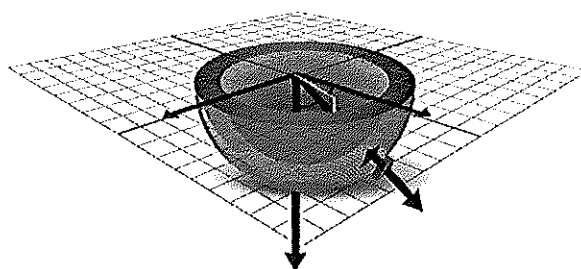
$$\Psi_{E_i}(\vec{r}') = \Psi_{0E_i} \times \frac{r'^2}{r'^2} \times \exp(-\mu_{0E_i}d(\vec{r}')) \quad (7)$$

$$\text{TERMA}(\vec{r}') = \frac{\mu(E_{\text{spectrum}}(\vec{r}'))}{\rho_m(\vec{r}')} \times \sum_{E_i} \Psi_{E_i}(\vec{r}') \quad (8)$$

ขั้นตอนที่สองเรียกว่า Superposition of point spread kernels (PSK) เป็นเคอร์เนลที่ถูกยุบตามแนวรัศมีของ Rays ในระบบพิกัดทรงกลมที่แบ่งย่อยเคอร์เนลแบบจุดออกเป็นแต่ละเชิงมุมโดยกำหนดค่าพารามิเตอร์สำหรับแต่ละส่วนของเชิงมุม (กรวย) ในการสะสมพลังงานต่อระยะรัศมีดังแสดงในภาพ 9 โดยคำนึงถึงบริเวณที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน และยังให้ความถูกต้องมากกว่า Pencil beam algorithm [44] และแสดงให้เห็นดังตารางที่ 1 ซึ่ง Point spread kernels ได้จากการคำนวณแบบ Pre-computed ด้วยวิธีมอนติคาร์โล EGSnrc simulation package ลักษณะเคอร์เนลนี้เป็นทรงกระบอกแบบสมมาตร ที่ถูกจัดเก็บไว้ใน Polar grid สองมิติที่มีรัศมีและมุมตามแนวแกนทั้งสอง $PSK(r, \theta, E)$ เมื่อถูกประยุกต์ใช้กับ Heterogeneous geometry ระยะรัศมีของตัวกลางถูกเปลี่ยนด้วย Radiological distance ซึ่งเคอร์เนลอธิบายถึงการกระจายปริมาณรังสีรอบ ๆ ตำแหน่งที่เกิดปฏิกิริยาของโฟตอนในน้ำ (First scatter, second scatter) การกระจายเชิงมุมของโฟตอนและอิเล็กตรอนทุติยภูมิจาก Compton scattering กระจายไปในทิศทางไปข้างหน้าของโฟตอนเริ่มต้น ที่บริเวณขอบของ Large field ไม่ได้ขนานกับแนวแกนกลางของลำรังสี (Central axis beam) สำหรับ Point spread kernels tracking ใน Raystation 6 เคอร์เนลทั้งหมดจะสอดคล้องกับแนวแกนกลางของลำรังสีโดยการไม่เอียงเคอร์เนล (Kernel tilt) หรือขนานกับแกนกลางของลำรังสี จะช่วยให้ประหยัดเวลาในการคำนวณมากขึ้น การประมาณนี้เป็นที่ยอมรับได้สำหรับทางคลินิกส่วนใหญ่ แต่สำหรับ Large fields และระยะ SSD ล้วนๆ การเอียงมุมจะส่งผลต่อค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่มากกว่าร้อยละ 3 ในแนวแกนกลาง (Overestimation) และที่บริเวณ Off-axis และนอกขอบ Field จะประมาณค่าต่ำกว่าความเป็นจริง (Underestimation) [21, 22, 23] นอกจากนี้ยังมีส่วนของการแก้ด้วย Inverse square law de-scaling ของ TEMA และ Rescaling ของปริมาณรังสีเพื่อลดความผิดพลาดลง [23]

ในขั้นตอนสุดท้ายค่า TERMA ถูกรวมกับ PSK ด้วยวิธีการ Superposition โดยที่ปรับค่าถ่วงน้ำหนักของเคอร์เนลให้เหมาะสมตามบริเวณที่มีเนื้อเยื่อต่างกันซึ่งมีค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนที่ต่างกัน โดยกำหนด Point kernel (hp) เป็นขนาดย่อย ๆ โดยคำนวณจากความหนาแน่นมวล (Mass density : ρ_0) ของตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน (ความหนาแน่นของอิเล็กตรอนระหว่างจุดที่ปลดปล่อยพลังงานและจุดที่มีการสะสมพลังงาน) ที่ได้มาซึ่งปริมาณรังสีดูดกลืน หาได้จากสมการที่ 9

$$D(\vec{r}) = \sum_i w_i TERMA(\vec{r}', ...) PSK(\vec{r} - \vec{r}', ...) \quad (9)$$



ภาพ 9 การแบ่งแยกย่อยเชิงมุมของเคอร์เนลแบบจุด (Sphere point kernel discretization) [20]

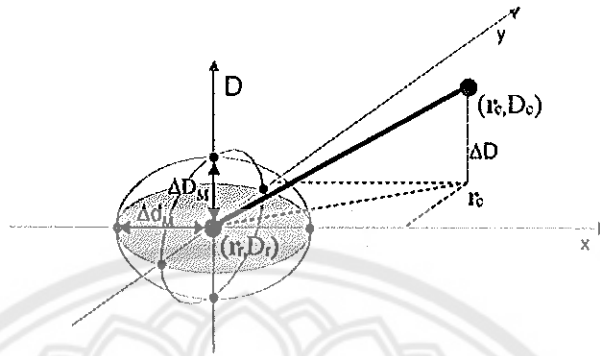
ตาราง 1 ประสิทธิภาพในการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมต่าง ๆ ที่แก้ไขความต่างของเนื้อเยื่อ โดยที่ (+) และ (-) แสดงถึงระดับประสิทธิภาพของอัลกอริทึม [24]

วิธีการคำนวณ	อัลกอริทึม	ส่วนประกอบของปริมาณรังสี			การแก้ค่าที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน	ความถูกต้องของการคำนวณ	ความเร็วในการคำนวณ
		โฟตอนปฐมภูมิ	การกระเจิงโฟตอน	อิเล็กตรอนปะปนอยู่			
Superposition Convolution	Pencil beam kernel (AAA)	+	+	+	3D	+++	++
	Point kernels (CCC)	+	+	++	3D	++++	++
LBT	AXB	+	+	+++	3D	++++	+
MC	MC	+	+	+++	3D	+++++	-

การวิเคราะห์ผลด้วยค่าดัชนีแกมมา (Gamma passing rate) [25]

ดัชนีแกมมาถูกใช้เพื่อหาค่าความแตกต่างระหว่างการกระจายตัวของปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดและการคำนวณในระบบวางแผนการรักษาด้วยหลักการดังนี้ วิธีการประเมินค่าแกมมาเป็นวิธีการเปรียบเทียบการกระจายตัวของปริมาณรังสีของการวัด ($D_v(r)$) ซึ่งใช้เป็นค่าอ้างอิง และ

การกระจายตัวของปริมาณรังสีจากการคำนวณที่เป็นค่าสำหรับการประเมิน ($D_c(r)$) ดังแสดงในภาพ 10



ภาพ 10 แผนภาพแนวคิดทฤษฎีเกี่ยวกับวิธีการประเมินด้วยค่าเกมมา [25]

โดยเกณฑ์การยอมรับจะแสดงด้วย ΔD_M สำหรับความแตกต่างของปริมาณรังสีและ Δd_M คือระยะทางที่ยอมรับได้ (Distance-to-agreement: DTA) สำหรับจุดอ้างอิงที่ตำแหน่ง r_r ที่ได้รับปริมาณรังสี D_r ที่ผิวแทนเกณฑ์การยอมรับบริเวณที่เป็นรูปทรงรีที่แสดงดังภาพที่ 10 โดยจากสมการที่ 10

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \quad (10)$$

เมื่อ $\Delta r = |r_r - r_c|$ คือระยะทางระหว่างจุดอ้างอิงและจุดเปรียบเทียบ

$\Delta D = |D_c(r_c) - D_r(r_r)|$ คือ ความต่างของปริมาณรังสีที่ตำแหน่ง r_c ที่สัมพันธ์กับปริมาณรังสีอ้างอิง D_r ในตำแหน่ง r_r สำหรับการเปรียบเทียบการกระจายตัวของปริมาณรังสีเพื่อให้สอดคล้องกับปริมาณรังสีอ้างอิงในตำแหน่ง r_r จะต้องมียังอย่างน้อยหนึ่งจุด (r_c, D_c) อยู่ภายในเครื่องหมายรูป ellipsoid ของการยอมรับ ซึ่งเป็นไปตามสมการที่ 11

$$\Gamma_r(r_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta d_M^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_M^2}} \leq 1 \quad (11)$$

ความถูกต้องของการวัดเชิงปริมาณจะถูกกำหนดโดยจุด (Point) ที่มีส่วเพียงบนน้อยที่สุดจากจุดอ้างอิงนั่นคือจุด $\Gamma_r(r_c, D_c)$ มีค่าน้อยที่สุด ค่าที่น้อยที่สุดนี้เรียกว่าดัชนีคุณภาพ $\gamma(r_r)$ ของจุดอ้างอิง ซึ่งเกณฑ์การผ่านและไม่ผ่านการยอมรับเป็นดังนี้

$y(r_r) \leq 1$ แสดงว่าผ่านเกณฑ์การยอมรับที่กำหนด

$y(r_r) > 1$ แสดงว่าไม่ผ่านเกณฑ์การยอมรับที่กำหนด

เมื่อผ่านเกณฑ์ที่กำหนด(ค่าความต่างของปริมาณรังสีและระยะที่ยอมรับได้) แสดงให้เห็นถึงคุณภาพของการคำนวณอย่างมีนัยสำคัญ

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปี ค.ศ. 2013 Han et al. [27] ได้ศึกษาผลของการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึม Acuros XB ในมะเร็งปอดด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (IMRT) และเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มพร้อมกับหมุนรอบตัวผู้ป่วย (VMAT) โดยการวางแผนการรักษาในหุ่นจำลองทรวงอกของศูนย์ฟิสิกส์รังสีวิทยาด้วยระบบวางแผนการรักษาอิมัลชันเวอร์ชัน 11.0 โดยที่ใส่หัววัดรังสีทีแอลดี (TLD) และฟิล์มชนิดกาฟโครมิก (Gafchromic EBT2 film) ในหุ่นจำลองเพื่อวัดปริมาณรังสี ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดจะถูกเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากอัลกอริทึม Acuros XB เวอร์ชัน 11.0.21 และอัลกอริทึม AAA เวอร์ชัน 11.0.21 อัลกอริทึม Acuros XB จะมีโหมดแสดงผลของปริมาณรังสี 2 แบบคือ dose-to-medium in medium ($D_{m,m}$) และ dose-to-water in medium ($D_{w,m}$) สำหรับใช้ในการศึกษารังสี โดยวิเคราะห์ผลปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose), ปริมาณรังสีแบบระนาบหรือ 2 มิติ (Dose profiles) ด้วยดัชนีแกมมา (3D Gamma index) และเวลาในการคำนวณของ 2 อัลกอริทึม ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA และ Acuros XB ได้ผลที่ดีสำหรับการวัดโดยใช้หัววัด TLD และฟิล์ม ไม่ว่าจะเป็นแผนการรักษาด้วย IMRT หรือ VMAT ซึ่งปริมาณรังสีที่วัดได้จาก TLD อยู่ในช่วงร้อยละ 0.4 -4.4 สำหรับอัลกอริทึม Acuros XB (ทั้ง $D_{m,m}$ และ $D_{w,m}$) และร้อยละ 2.5 - 6.4 สำหรับอัลกอริทึม AAA สำหรับผลการเปรียบเทียบค่าดัชนีแกมมาของฟิล์ม (เกณฑ์การประเมินร้อยละ $\pm 3/3$ มิลลิเมตร) มีค่าร้อยละ เท่ากับ 94 97 และ 98 สำหรับอัลกอริทึม AAA Acuros XB $D_{m,m}$ และ Acuros XB $D_{w,m}$ ตามลำดับ และความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างอัลกอริทึม Acuros XB และ AAA พบว่ากราฟแสดงความถี่ของปริมาตรที่ได้รับรังสี (Dose volume histogram) มีปริมาณรังสีเฉลี่ยไม่เกินร้อยละ 2 ที่ Planning target volume :PTV ปอด หัวใจ และน้อยกว่าร้อยละ 5 สำหรับกระดูกสันหลัง ยกเว้นบริเวณรอยต่อของปอดและเนื้อเยื่อ มีความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยอัลกอริทึมระหว่าง Acuros XB และ AAA ถึงร้อยละ 8 และพบว่าอัลกอริทึม AAA ใช้เวลาในการคำนวณปริมาณรังสีเร็วกว่าอัลกอริทึม Acuros XB ถึง 5-6 เท่าสำหรับเทคนิค IMRT ในขณะที่อัลกอริทึม Acuros XB คำนวณเร็วกว่าอัลกอริทึม AAA 4-5 เท่าของเทคนิค VMAT ซึ่งจากการศึกษารังสีนี้แสดงให้เห็นว่าอัลกอริทึม Acuros XB มีความแม่นยำในการคำนวณหา

ปริมาณรังสีในมะเร็งปอดได้เป็นที่พอใจทั้งแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ซึ่งความต่างของปริมาณรังสีระหว่าง 2 อัลกอริทึมมีความต่างกันเล็กน้อย ยกเว้นในบริเวณที่เป็นรอยต่อของเนื้อเยื่อ และสำหรับการคำนวณด้วยอัลกอริทึม Acuros XB $D_{w,m}$ และ $D_{m,m}$ ให้ผลที่ไม่ต่างกันในบริเวณเนื้อเยื่อและบริเวณปอด นอกจากนี้ อัลกอริทึม Acuros XB ยังเป็นประโยชน์ในการวางแผนการรักษา มะเร็งปอดด้วยเทคนิค VMAT เนื่องจากเพิ่มความถูกต้องและลดเวลาในการคำนวณปริมาณรังสีลงได้

ปี ค.ศ. 2015 Zhen et al. [28] ได้ศึกษาการเปรียบเทียบผลการคำนวณปริมาณรังสีระหว่างอัลกอริทึม AcurosXB CCC และ AAA ของการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณลำตัว (SBRT) ในมะเร็งปอดที่มีการแพร่กระจายไปยังกระดูกสันหลังโดยวางแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ซึ่งอัลกอริทึมทั้ง 3 จะถูกตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีโดยใช้หัววัดไอออนไนซ์เซชันแบบเบอร์และฟิล์มกาฟโครมิกอีบีที 2 (Gafchromic film EBT2) ในหุ่นจำลองแบบ Heterogeneous slab-geometry water phantom และหุ่นจำลองแบบ Anthropomorphic และขั้นตอนต่อไปวางแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ในผู้ป่วย 8 คนในระบบวางแผนการรักษาของพินาเคิล (Pinnacle) ที่อ้างอิงตามโปรโตคอล SBRT ของการแพร่กระจายในกระดูกสันหลังที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC โดยแผนการรักษาดังกล่าวจะถูกส่งไปยังระบบวางแผนการรักษาของอีคลิป์ส (Eclipse) เพื่อคำนวณปริมาณรังสีใหม่ด้วยอัลกอริทึม AAA และจากผลการศึกษาพบว่าในบริเวณที่ได้รับปริมาณรังสีเกินร้อยละ 50 ของปริมาณรังสีที่กำหนด โดยปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC จะได้ปริมาณรังสีเฉลี่ย (Mean dose) สูงกว่าการคำนวณด้วย AcurosXB ประมาณร้อยละ 3.1 ถึง 4.1 ของแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และสูงกว่าร้อยละ 2.8 ถึง 3.5 สำหรับแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ในขณะที่ปริมาณรังสีเฉลี่ยของการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA คือร้อยละ 1.5 ถึง 2.4 สำหรับแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และร้อยละ 1.2 ถึง 1.6 สำหรับแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ซึ่งต่ำกว่าเมื่อเทียบกับอัลกอริทึม AXB โดยมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) สำหรับปริมาณรังสีใน GTV และ PTV ที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC และ AcurosXB ของเทคนิค IMRT และ VMAT ขณะที่ความแตกต่างระหว่างการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA กับ AcurosXB ไม่แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แสดงให้เห็นว่าการวางแผนการรักษาด้วย SBRT ของ T-spine ที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC จะได้ปริมาณรังสีเฉลี่ย (Mean dose) ในปริมาตรของเป้าหมาย (Target volume) สูงกว่าเมื่อเทียบกับการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AcurosXB อย่างมีนัยสำคัญทาง

สถิติ ในขณะที่การคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ได้ปริมาณรังสีเฉลี่ยใน PTV ต่ำกว่าเมื่อเทียบกับการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AcurosXB อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ

ปี ค.ศ. 2017 Zheng et al. [29] ศึกษาผลการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึมพื้นฐานชนิด A และ B (Type A: Correction based dose calculation algorithm B: Model based dose calculation algorithm) ในการรักษาด้วยปริมาณรังสีร่วมพิภักตบริเวณปอด(Lung SBRT) ด้วยเทคนิค IMRT VMAT และ DCA เทียบกับอัลกอริทึมชนิด C (Type C: Monte Carlo based and Linear Boltzmann transport equation) โดยเลือกแผนการรักษาของผู้ป่วยทั้งหมด 20 คนที่วางแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และ DCA (Dynamic conformal arc) ที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึมชนิด A และแผนการรักษาของผู้ป่วยอีก 20 คนที่วางแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT VMAT และ DCA ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึมชนิด B ดังนั้นจะมีแผนการรักษาในการศึกษาครั้งนี้ทั้งหมด 100 แผนการรักษา จะถูกนำมาคำนวณใหม่ (Recalculation) ด้วยอัลกอริทึมชนิด C โดยกำหนดพารามิเตอร์ที่เท่ากับอัลกอริทึมชนิด A และ B คือ ลักษณะลำรังสีและมอนิเตอร์ยูนิต (Monitor unit) ซึ่งการหาค่าคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่ PTV โดยใช้การทดสอบนัยสำคัญทางสถิติชนิด Wilcoxon signed-rank (ค่า $p < 0.05$ สำหรับนัยสำคัญทางสถิติ) ซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่ PTV ถูกเปรียบเทียบระหว่างแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT กับ DCA และ VMAT กับ DCA ที่คำนวณด้วย 2 อัลกอริทึมพื้นฐาน ระดับของการปรับความเข้มลำรังสีจะถูกประเมินโดยใช้อัตราส่วนของมอนิเตอร์ยูนิตของแผนการรักษาเทคนิค IMRT และ VMAT ต่อแผนการรักษาด้วยเทคนิค DCA และใช้ความสัมพันธ์เชิงถดถอยเชิงเส้น (Linear Regression) ในการหาความสัมพันธ์ระหว่างการปรับความเข้มของลำรังสีและขนาดของค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีสัมพัทธ์ จากผลการศึกษาครั้งนี้พบว่าโดยรวมค่าความคลาดเคลื่อนที่มีค่ามากพบได้จากการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึมชนิด A มากกว่าชนิด B แต่แผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ไม่พบค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่มีค่ามากเมื่อเทียบกับแผนการรักษาด้วยเทคนิค DCA และการวิเคราะห์การถดถอยเชิงเส้นไม่แสดงถึงความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญระหว่างการปรับระดับความเข้มของลำรังสีและค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีสัมพัทธ์ ดังนั้นจึงสรุปได้ว่าการปรับความเข้มของลำรังสีไม่มีผลทำให้ค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นสำหรับแผนการรักษาที่ให้ปริมาณรังสีแบบ SBRT ที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึมพื้นฐาน

ในปี ค.ศ. 2017 Zhou et al. [30] ได้ประเมินการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมชนิด C ด้วยโปรแกรมปัจจุบันเพื่อแสดงถึงผลกระทบของปริมาณรังสีและความจำเป็นของการวาง

แผนการรักษาที่มีการเปลี่ยนอัลกอริทึมในการคำนวณปริมาณรังสีจากชนิด B เป็นชนิด C สำหรับแผนการรักษาของผู้ป่วยจำนวน 52 คน ที่ฉายรังสีร่วมพิภักบริเวณปอด (Lung SBRT) ซึ่งในแต่ละแผนการรักษาใช้เทคนิค VMAT โดยให้เกณฑ์ $D_{95\%}$ คือปริมาณรังสีที่ปริมาตรของก้อนมะเร็งร้อยละ 95 ได้รับเท่ากับปริมาณรังสีที่กำหนดในอัลกอริทึมชนิด B ซึ่งจะถูกรับเทียบกับแผนการรักษาที่คำนวณใหม่จากอัลกอริทึมชนิด C (Re calculation) โดยกำหนดพารามิเตอร์ให้เหมือนกับชนิด B นอกจากนี้ได้เปรียบเทียบแผนการรักษาที่ Normalized ใหม่ด้วยอัลกอริทึม C (เกณฑ์ $D_{95\%}$ คือปริมาณรังสีที่ปริมาตรของก้อนมะเร็งร้อยละ 95 ได้รับเท่ากับปริมาณรังสีที่กำหนด) และยังเปรียบเทียบที่ทำการ optimized ใหม่ในอัลกอริทึมชนิด C ด้วยเช่นกัน ในส่วนการประเมินปริมาณรังสีระหว่างอัลกอริทึมชนิด B และ C นั้นได้อ้างอิงจากเกณฑ์ RTOG 0813 และ RTOG 0915 ($R_{100\%}$, $R_{50\%}$, D_{2cm} , $V_{105\%}$ และ ปอด V_{20}) สำหรับปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็ง (Dose to PTV) และนอกจากนี้ยังประเมินด้วย D_{min} , D_{max} , D_{mean} , $D_{90\%}$, PTV coverage ($V_{100\%}$) Homogeneity index (HI) และ Paddick conformity index (PCI) จากการศึกษาพบว่าปริมาณรังสีที่คำนวณใหม่ด้วยอัลกอริทึมชนิด C มีค่า D_{min} ของ PTV ลดลงด้วยค่าความต่างเฉลี่ยร้อยละ 5.2 และ D_{max} ที่เพิ่มขึ้นด้วยค่าความต่างเฉลี่ยร้อยละ 3.1 ซึ่งใกล้เคียงกับเกณฑ์ของ RTOG แต่การครอบคลุมของปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งลดลงด้วยค่าเฉลี่ยร้อยละ 2.5 สำหรับ $D_{95\%}$ และร้อยละ 3.1 สำหรับ $V_{100\%}$ ตามลำดับ ส่วน 7 แผนการรักษาที่มีค่า $D_{95\%}$ ลดลงมากกว่าร้อยละ 5 (ค่าการลดลงสูงสุดเท่ากับร้อยละ 16.7) และ 18 แผนการรักษามีค่า $V_{100\%}$ ลดลงมากกว่าร้อยละ 5 (ค่าการลดลงสูงสุดเท่ากับร้อยละ 60) สำหรับการ Re-normalized ด้วยอัลกอริทึมชนิด C มีผลทำให้การครอบคลุมของปริมาณรังสีเพิ่มมากขึ้น แต่ค่า Conformity แย่ลง (ค่าเฉลี่ยของ PCI ลดลงร้อยละ 4) และการประเมินตามเกณฑ์ RTOG แย่ลงใน 11 แผนการรักษาของค่า $R_{50\%}$, D_{2cm} และ $R_{100\%}$ ยกเว้นใน 1 กรณีที่ Re-optimized ด้วยอัลกอริทึมชนิด C แล้วเป็นไปตามเกณฑ์ RTOG มากขึ้นเป็นไปตามแผนการรักษาเริ่มต้นของอัลกอริทึมชนิด B ส่งผลให้ค่าปริมาณรังสีที่ใกล้เคียงกัน แต่มีความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งสูงกว่าแผนการรักษาเดิมเล็กน้อย (ค่าเฉลี่ย HI เพิ่มขึ้นร้อยละ 13.2) แผนการรักษาที่คำนวณปริมาณรังสีชนิด B จะประมาณค่าปริมาณรังสีที่ครอบคลุมก้อนมะเร็งที่สูงเกินไปในผู้ป่วยบางรายซึ่งจำเป็นต้องใช้การ Re-normalization หรือ Re-optimization ด้วยอัลกอริทึมชนิด C ซึ่งเกณฑ์สำหรับปริมาณรังสีในปัจจุบันของ RTOG แสดงให้เห็นว่ายังเหมาะสำหรับการนำมาใช้เป็นเกณฑ์การประเมินปริมาณรังสีต่อไป

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

1. แผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งปอดชนิดเซลล์โต (Non-small cell lung cancer) ที่ผ่านการรักษาด้วยเทคนิค SBRT ในโรงพยาบาลจุฬาภรณ์ จำนวน 17 แผนการรักษาตั้งแต่ปี 2553-2559

2. ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกันที่ใช้หุ่นจำลอง Solid water phantom ที่ความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร อย่างละ 1 ชุด

3. ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองมีเนื้อเยื่อต่างกันในที่นี้ใช้ IMRT Thorax phantom ที่กำหนดความหนาของสไลด์เท่ากับ 2.5 มิลลิเมตร จำนวน 1 ชุด

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. หุ่นจำลองทรวงอก (IMRT Thorax phantom)

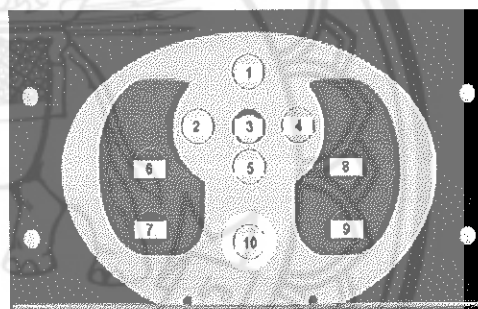
เป็นหุ่นจำลองทรวงอกที่มีรูปร่างเป็นวงรีและแทนสัดส่วนของมนุษย์แสดงดังภาพ 11 (ก) ความหนาแน่นและโครงสร้างเป็นสองมิติ ในส่วนของตัวหุ่นจำลองนี้ทำจากพลาสติกที่สมมูลกับน้ำ ในส่วนของปอดและกระดูกจะมีรูสำหรับใส่หัววัดไอออนไนซ์เซ็นเซอร์ได้หลายตำแหน่งภายในหุ่นจำลอง ใช้สำหรับการวัดปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) และใส่อุปกรณ์วัดรังสีเข้าออกได้ นอกจากนี้บริเวณหลังต่อจากบริเวณที่ใส่หัววัดรังสี ถูกแบ่งออกเป็น 12 ส่วน แต่ละส่วนหนา 1 เซนติเมตร เพื่อรองรับการใส่ฟิล์มที่สามารถตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ (Dose distribution) ซึ่งหุ่นจำลองนี้เป็นเซตที่ได้รับการรับรองในเรื่องของความหนาแน่นของอิเล็กตรอนภายในหุ่นจำลอง (กล้ามเนื้อ กระดูก ปอด และเนื้อเยื่อไขมันสมมูล) แสดงในตาราง 2 โดยในแต่ละตำแหน่งของรู (Hole) ที่แทนความหนาแน่นของอิเล็กตรอนในเนื้อเยื่อภายในปอดโดยรูที่ 1 แทนน้ำ (Water equivalent) รูที่ 2 แทนกล้ามเนื้อ (Muscle substitute) รูที่ 3 ช่องรูที่ใส่น้ำ (Syringe filled with water) รูที่ 4 แทนไขมัน (Adipose substitute) รูที่ 5 แทนน้ำ (Water equivalent) รูที่ 6 แทนปอด (Lung substitute) รูที่ 7 แทนอากาศ (Should be empty to represent air) รูที่ 8 และ 9 แทนปอด (Lung substitutes) รูที่ 10 แทนกระดูก (Bone substitute) ดังแสดงในภาพ 11 (ข) [26]

ตาราง 2 วัสดุอ้างอิงที่ผ่านการรับรองสำหรับความหนาแน่นที่อยู่ในคู่มือการใช้งานของ
หุ่นจำลองทรวงอก (IMRT CIRS Phantom) [26]

	Density (g/cm ³)	Electron density per cm ³ x 10 ²³	Electron density relative to water
Lung	0.21	0.69	0.207
Bone	1.60	5.03	1.506
Muscle	1.06	3.48	1.042
Adipose	0.96	3.17	0.949
Plastic water (body)	1.04	3.35	1.003



(ก)

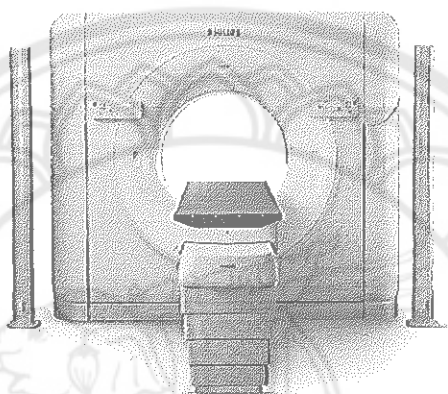


(ข)

ภาพ 11 (ก) หุ่นจำลอง IMRT Thorax phantom รุ่น Inc model 002LFC
และ (ข) ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่แสดงตำแหน่งต่าง ๆ [26]

2. เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา รุ่น Brilliance Big Bore [31]

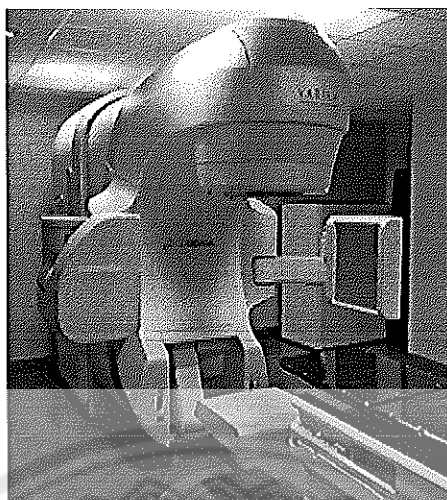
เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา รุ่น Brilliance Big Bore ณ งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ ดังแสดงในภาพ 12 โดยคุณลักษณะของเครื่องคือ มีเส้นผ่านศูนย์กลางของอุโมงค์เครื่องเท่ากับ 85 เซนติเมตร เพื่อรองรับผู้ป่วยพร้อมกับอุปกรณ์ยึดติด โดยพื้นที่การสแกน (Scan Field of View: SFOV) ประมาณ 60 เซนติเมตร และในการหมุนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 1 ครั้งจะได้ภาพทั้งหมด 16 slide



ภาพ 12 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา รุ่น Brilliance Big Bore ยี่ห้อ Philip 16 slices [9]

3. เครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBeam (Varian Medical Systems)

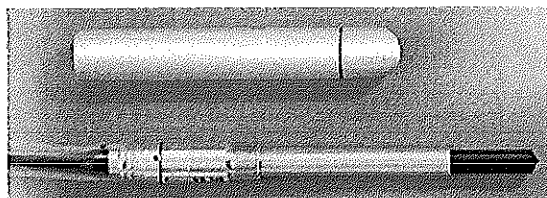
เครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBeam ดังแสดงในภาพ 13 คุณสมบัติการให้เอกซเรย์พลังงาน 6 10 15 เมกะโวลต์แบบมีตัวกรองปรับเรียบ และพลังงานที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ 6 และ 10 เมกะโวลต์ สำหรับอิเล็กตรอนพลังงาน 6 ถึง 22 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ และ Multileaf collimator เท่ากับ 120 Leaf MLC (60 คู่ของ MLC) โดยความกว้างของ Center MLC เท่ากับ 5 มิลลิเมตร x 40 คู่ ความกว้างของ MLC ด้านขอบ 10 มิลลิเมตร x 20 คู่ และพื้นที่ของการฉายรังสีสูงสุด (Maximum static field size) เท่ากับ 40 x 40 ตารางเซนติเมตร [32]



ภาพ 13 เครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBeam (Varian Medical Systems) [32]

4. หัววัดไอออนไนซ์เซชันแชนเบอร์ชนิดเวลโฮเฟอร์ฟาเมอร์เอฟซี 65 จี (Scanditronix / Wellhofer Farmer Type Chamber FC65-G)

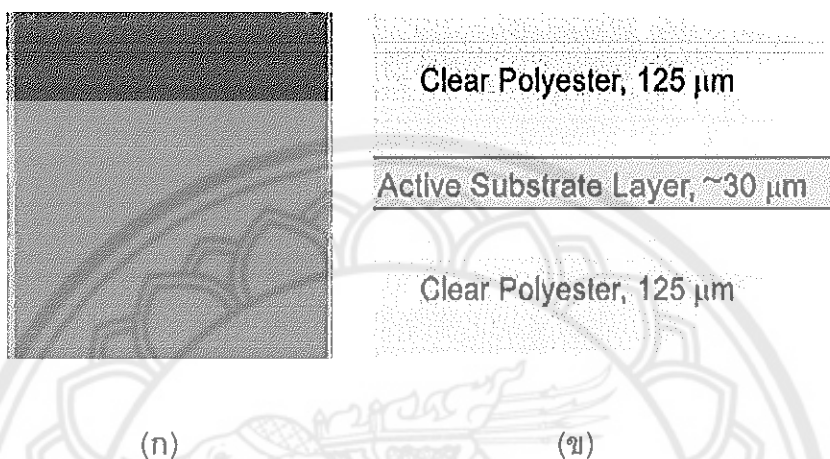
หัววัดไอออนไนซ์เซชันแชนเบอร์ชนิดเวลโฮเฟอร์ฟาเมอร์เอฟซี 65 จี ดังแสดงในภาพ 14 เป็นอุปกรณ์ที่ถูกออกแบบมาสำหรับการวัดปริมาณรังสีจากการนับวัดการแตกตัวของอากาศภายในหัววัด นอกจากนี้ยังเป็นหัววัดอ้างอิงมาตรฐานสำหรับการวัดปริมาณรังสีดูดกลืน โดยมีคุณสมบัติดังนี้ กั้นน้ำได้ ภายในปริมาตรที่ตอบสนองต่อรังสีเป็นอากาศ มีวัสดุครอบ (Build-up Cap) และคุณลักษณะเฉพาะของหัววัดชนิดนี้คือ ปริมาตรของบริเวณที่ตอบสนองต่อรังสี (Cavity Volume) 0.65 cm^3 ความยาวของบริเวณที่ตอบสนองต่อรังสี (Cavity Length) 23.1 มิลลิเมตร รัศมีของบริเวณที่ตอบสนองต่อรังสี (Cavity Radius) 3.1 มิลลิเมตร วัสดุของผนังหัววัดสร้างจากแกรไฟต์ ความหนาของผนังหัววัด 0.073 กรัม/ตารางเซนติเมตร และวัสดุสำหรับอิเล็กโทรดกลาง (Central Electrode Material) เป็นอะลูมิเนียม [33]



ภาพ 14 หัววัดไอออนไนซ์เซชันแชนเบอร์ชนิดเวลโฮเฟอร์ฟาเมอร์เอฟซี 65 จี (Scanditronix/ Wellhofer Farmer Type Chamber FC65-G) [33]

5. फिल्मชนิดภาพโครมิกอียิปที 3 (Gafchromic film EBT3)

ฟิล์มชนิดภาพโครมิกอียิปที 3 เป็นอุปกรณ์ที่ใช้ตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีในลักษณะ 2 มิติ (Dose distribution) ดังแสดงในภาพ 15 (ก) และโครงสร้างภายในแสดงดังภาพที่ 15 (ข)



ภาพ 15 (ก) ลักษณะภายนอก และ (ข) โครงสร้างภายในของฟิล์มชนิดภาพโครมิกอียิปที 3 (Gafchromic film EBT3) [34]

6. เครื่องสแกนไมโครเทค Microtek ScanMaker 9800XL flatbed scanner

เครื่องสแกนไมโครเทค เป็นเครื่องสแกนที่ใช้สำหรับอ่านค่าความดำของฟิล์มปริมาณรังสีภายในฟิล์ม ดังแสดงในภาพ 16

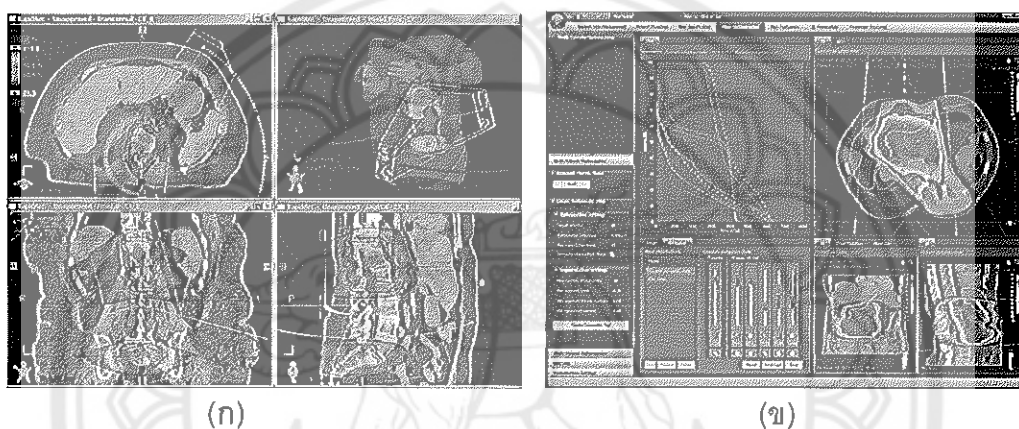


ภาพ 16 เครื่องสแกนไมโครเทค Microtek ScanMaker 9800XL flatbed scanner [35]

7. ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

7.1 ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาใช้ห่ออีคลิปลัสเวอร์ชัน 13.6 (Eclipse treatment planning system: Version 13.6, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) ที่ใช้อัลกอริทึมชนิด AAA สำหรับการคำนวณปริมาณรังสี ดังแสดงในภาพ 17(ก)

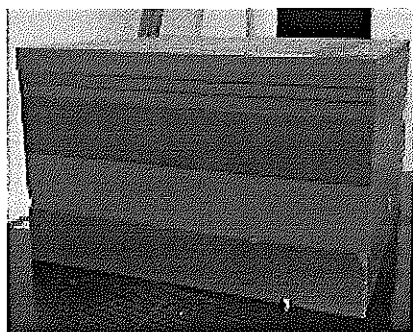
7.2 ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาใช้ห่อเรย์สเตชัน (RayStation treatment planning system: Version 6) ที่ใช้อัลกอริทึมชนิด CCC สำหรับการคำนวณปริมาณรังสี ดังแสดงในภาพ 17(ข)



ภาพ 17 (ก) ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาใช้ห่ออีคลิปลัสเวอร์ชัน 13.6 [36]
และ (ข) ระบบวางแผนการรักษาใช้ห่อเรย์สเตชันเวอร์ชัน 6 [37]

8. หุ่นจำลองที่เป็นเนื้อเดียวกัน (Solid water phantom) [54]

หุ่นจำลอง Solid water phantom เป็นหุ่นจำลองที่เทียบเท่ากับน้ำ (Water equivalent) มีขนาดเท่ากับ 30 x 30 ตารางเซนติเมตร ดังแสดงในภาพ 18 และมีความหนาที่แตกต่างกันเช่น 0.5 1 1.5 2 และ 5 เซนติเมตร ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับการใช้งาน ใช้เป็นตัวกลางสำหรับการวัดปริมาณรังสี โดยมีช่องหรือรูเพื่อรองรับหัววัดชนิดไอออนไนซ์เซชันสำหรับวัดรังสีฟิสิกส์และอิเล็กทรอนิกส์ และนอกจากนี้ยังใช้กับการทำประกันคุณภาพของงานรังสีรักษาเช่นเดียวกัน



ภาพ 18 หุ่นจำลองที่เป็นเนื้อเดียวกัน (Solid water phantom) [54]



การเก็บรวบรวมข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล



1. การศึกษาข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งระยะแรกของผู้ป่วยที่ผ่านการรักษาด้วยเทคนิค SBRT และมีการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอิลิปส์ (Eclipse Treatment Planning System: Eclipse TPS)

การศึกษานี้ ใช้ข้อมูลของผู้ป่วยโรคมะเร็งปอดชนิดเซลล์โตที่รักษาด้วยเทคนิค SBRT ในโรงพยาบาลจุฬารัตน์ โดยมีลำดับขั้นตอนในการศึกษา ดังนี้

1.1 กำหนดขนาดของก้อนมะเร็งด้วยขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของก้อน (Equivalent Diameter) แบ่งเป็น 3 ขนาด คือ $1 < x < 3$, $3 < x < 5$ และ > 5 เซนติเมตร (โดยที่ x หมายถึงขนาดของก้อนมะเร็ง)

1.2 กำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็งที่อ้างอิงจาก Lung Lobe Anatomy [61] แบ่งเป็นตำแหน่งปอดข้างขวา คือ กลีบปอดบน (Upper lobe) กลีบปอดกลาง (Middle lobe) และกลีบปอดล่าง (Lower lobe) และปอดด้านซ้ายแบ่งเป็น กลีบปอดบน (Upper lobe) และกลีบปอดล่าง (Lower lobe) และบันทึกผลการศึกษาที่แสดงในตาราง 3

ตาราง 3 ตัวอย่างการศึกษาข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอดชนิดเซลล์โตของผู้ป่วยที่ทำการรักษาด้วยเทคนิค SBRT ณ โรงพยาบาลจุฬารัตน์

ที่	พลังงาน (FFF)	ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของ PTV (เซนติเมตร)			ตำแหน่งของก้อนมะเร็ง (PTV)				
		$1 < X < 3$	$3 < X < 5$	> 5	ปอดด้านขวา		ปอดด้านซ้าย		
					กลีบปอดบน (RUL)	กลีบปอดกลาง (RML)	กลีบปอดล่าง (RLL)	กลีบปอดบน (LUL)	กลีบปอดล่าง (LLL)
1	10								
2									
3									
4									
5									
:									
สรุป									

หมายเหตุ: กลีบปอดบนซ้าย (Left upper lobe: LUL) กลีบปอดบนขวา (Right upper lobe: RUL) กลีบปอดล่างซ้าย (left lower lobe: LLL) กลีบปอดล่างขวา (Right lower lobe: RLL) และกลีบปอดกลาง (Right middle lobe: RML)

2. การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) สำหรับอัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอิลลิปส์และอัลกอริทึม CCC ในระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชันในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันและมีเนื้อเยื่อต่างกัน

กำหนดปริมาณรังสีสำหรับการทดสอบทั้งในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกันและเนื้อเยื่อต่างกันเท่ากับ 2 เกรย์ต่อครั้ง (2 Gy/F) อัตราปริมาณรังสี 1400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ และ 2400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

2.1 การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA และ CCC ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกัน

2.1.1 นำหุ่นจำลอง Solid water ขนาด 30x30x30 ลูกบาศก์เซนติเมตร พร้อมใส่หัววัดรังสีไอออนไนเซชันแฮมเบอร์ชนิด FC65G ไปถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT scanner) ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รุ่น Brilliance Big Bore ซึ่งกำหนดความหนาของสไลด์เท่ากับ 0.3 เซนติเมตร ติดตั้ง หุ่นจำลองสำหรับการจำลองการรักษา โดยกำหนดให้ระยะจากผิวหุ่นจำลองถึงหัววัดเป็นระยะทาง 5 และ 10 เซนติเมตร

2.1.2 นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากข้อที่ 2.1.1 เข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอิลลิปส์และเรย์สเตชันเพื่อวางแผนการรักษาบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของ Solid water phantom โดยเปิดพื้นที่ฉายรังสีในลักษณะต่าง ๆ ดังภาพ 19 ที่อ้างอิงจาก TRS 430 ดังตาราง 4 ทดสอบที่ความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร

2.1.3 ส่งข้อมูลแผนการรักษาจากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอิลลิปส์และเรย์สเตชันไปยังระบบควบคุมที่ห้องฉายรังสีเพื่อฉายรังสีตามการทดสอบที่ได้วางแผนการรักษาไว้

2.1.4 วัดปริมาณรังสี โดยใช้หัววัดไอออนไนเซชันแฮมเบอร์ชนิด FC65G ด้วยเทคนิค SAD ตามเงื่อนไขในแต่ละขอบเขตการฉายรังสีและความความลึก ดังแสดงในภาพ 20 ที่กำหนดไว้ทั้ง 2 ระบบแผนการรักษา แล้ววัดปริมาณรังสี 5 ครั้ง ตามแต่ละเงื่อนไข แล้วแก้ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ คือ k_s , k_{pol} , k_{TP} , $k_{Q,00}$ และ N_{DW} [34]

2.1.5 คำนวณเปอร์เซ็นต์ความต่างระหว่างปริมาณรังสีที่คำนวณจากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาและการวัดรังสีแบบ Point dose ในหุ่นจำลอง Solid water โดยทำเช่นเดียวกันทั้ง 2 ระบบวางแผนการรักษา

2.1.6 การประเมินความต่างของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณใช้เกณฑ์ร้อยละ 2 สำหรับพื้นที่ฉายรังสีปกติ และร้อยละ 3 สำหรับพื้นที่ฉายรังสีที่มีความซับซ้อน อ้างอิงตามมาตรฐาน TRS 430

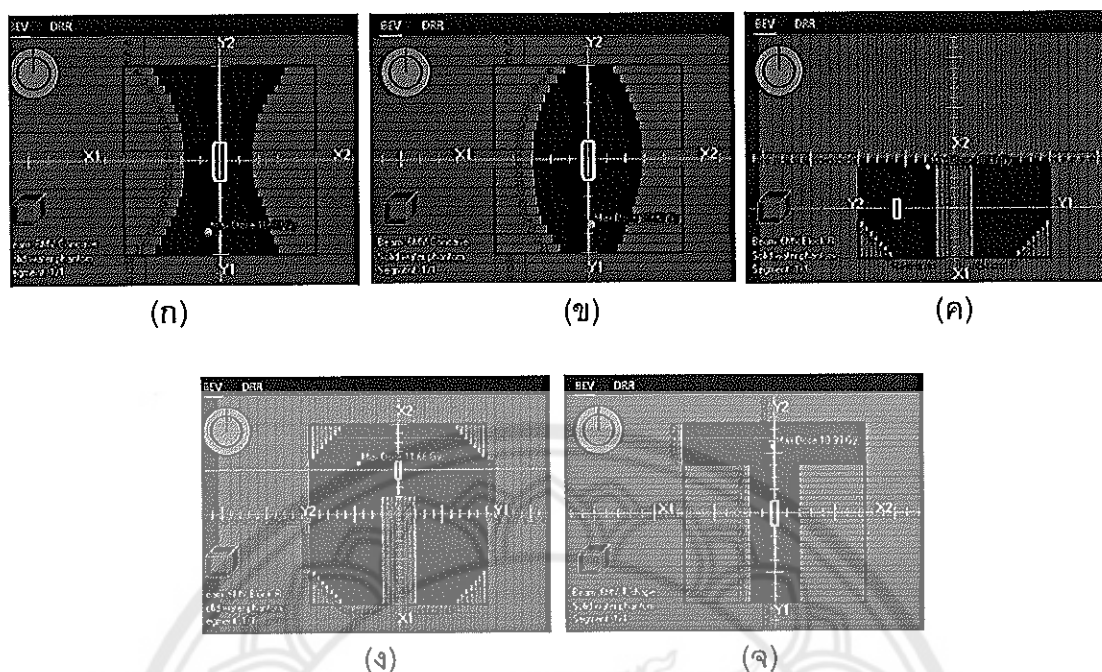
ตาราง 4 ลักษณะของการทดสอบความถูกต้องของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา
สำหรับตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกันตามมาตรฐาน TRS 430 [38]

ประเภทการทดสอบ	วัตถุประสงค์การทดสอบ	ลักษณะการทดสอบ
ลักษณะการเปิดพื้นที่ฉายรังสีปกติ	ทดสอบพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัส (Square field)	5x5 10x10 20x20 และ 40x40 ตารางเซนติเมตร
	ทดสอบพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular field)	5x30 และ 30x5 ตารางเซนติเมตร
	พื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC (Shape Field)	Concave, Convex, Block up, Block Right , T-shape
ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของตัวกลาง	ทดสอบพื้นที่ฉายรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัสโดยขยายระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวตัวกลาง 110 เซนติเมตร	Extended SSD 110 เซนติเมตร
ลักษณะรูปร่างของผู้ป่วย (Patient shape)	ทดสอบการตกกระทบของลำรังสีในแนวเฉียง 30 องศา	FS = 20x20 ตารางเซนติเมตร: Oblique incidence 30 องศา

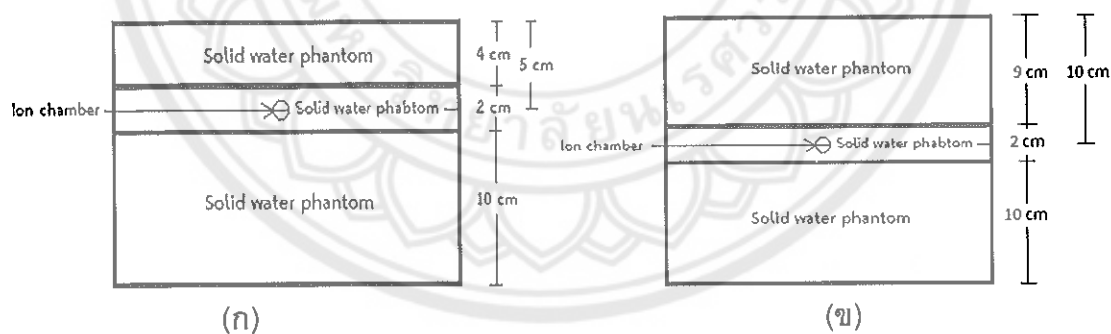
ซึ่งวิธีการหาค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการคำนวณด้วยสองอัลกอริทึมและการวัดทั้งสำหรับการทดสอบในหุ่นจำลองที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกัน จากสมการที่ 12 [38]

$$Error (\%) = \frac{D_{cal} - D_{meas}}{D_{meas}} \quad (12)$$

เมื่อ Error (%) คือ ค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุด
 D_{cal} คือ ปริมาณรังสีแบบจุดที่คำนวณจากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา
 D_{meas} คือ ปริมาณรังสีแบบจุดที่ได้จากการวัดที่ตำแหน่ง Isocenter



ภาพ 19 ลักษณะของการเปิดพื้นที่ฉายรังสีและลักษณะการกระจายปริมาณรังสีของตัวอย่างของการเปิดพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC (ก) แบบคอนเคฟ (Concave) (ข) แบบคอนเวกซ์ (Convex) (ค) แบบบล็อกด้านขวาด้วย MLC (Block Right) (ง) แบบบล็อกด้านบนด้วย MLC (Block up) และ (จ) เปิดพื้นที่ฉายรังสีรูปตัวที (T-shape)



ภาพ 20 (ก) การติดตั้งการจำลองหุ่นจำลองที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกัน (Solid water phantom) สำหรับที่ระยะ 5 เซนติเมตร และ (ข) สำหรับที่ระยะ 10 เซนติเมตรจากผิวของหุ่นจำลองถึงหัววัดรังสี

2.2 การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA และ CCC ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างกัน

การทดสอบนี้อ้างอิงจากมาตรฐาน IAEA-TECDOC-1583 [26] ทั้งหมด 6 เงื่อนไข โดยใช้ตัวกลางเป็นหุ่นจำลอง IMRT thorax

2.2.1 การทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิง 10x10 ตารางเซนติเมตร (Testing for reference conditions based on CT data) [11]

เป็นการตรวจสอบการคำนวณที่พื้นที่ฉายรังสีอ้างอิงขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร ด้วยมุมเกนทรี 0 องศา และมุมคอลลิเมเตอร์ 0 องศา เพื่อยืนยันข้อมูลของลำรังสีเบื้องต้น ซึ่งจุดของการวัดอยู่กึ่งกลางรูสำหรับใส่หัววัดที่ 1 3 5 9 และ 10 ซึ่งแทนบริเวณ Water equivalent syringe Water equivalent Lung substitutes และ Bone substitutes ตามลำดับ ของหุ่นจำลอง IMRT thorax

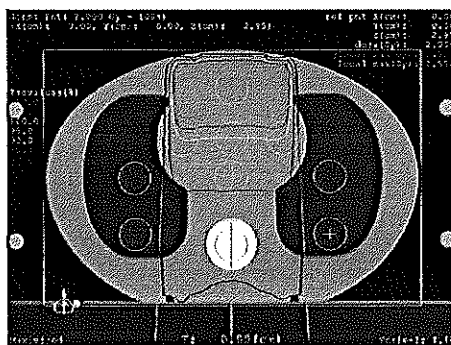
1) นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลอง IMRT thorax มาวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเรย์สเทชันตามเงื่อนไขดังตาราง 5 และกำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ ณ จุดอ้างอิงที่ 3

2) เมื่อคำนวณปริมาณรังสีแล้วจะมีลักษณะการกระจายรังสีดังแสดงในภาพ 21 จุดบันทึกค่าปริมาณรังสีที่ 1 3 5 9 และ 10

3) จากนั้นทำการวัดปริมาณรังสีโดยโหลดแผนการรักษาเข้าสู่ระบบควบคุมเครื่องฉายรังสีเพื่อปรับให้หุ่นจำลองอยู่ในตำแหน่งของ Isocenter ของแผนการรักษานั้นตามเงื่อนไขในตาราง 6 และใส่หัววัดไอออนไนเซชันแบบเบรชนิด FC65G ที่ตำแหน่ง 1 3 5 9 และ 10

4) นำค่าสัญญาณที่นับวัดได้จากข้อ 2.2.1.3 มาแก้ค่าพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการนับวัดต่าง ๆ (N_{DW} , k_{pol} , K_s , k_{QDQ} , k_{TP}) [34]

5) วิเคราะห์ผลเทียบค่าปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณโดยเกณฑ์ค่าร้อยละที่ยอมรับได้ คือ ร้อยละ 2 2 2 4 และ 3 สำหรับตำแหน่ง 1 3 5 9 และ 10 ตามลำดับ



ภาพ 21 ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง (central plane)
สำหรับการทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิง 10x10 ตารางเซนติเมตร

2.2.2 กรณีพื้นที่ฉายรังสีมีบล็อกเฉพาะบริเวณมุม (Significant blocking of the field corners) [26]

การตรวจสอบการคำนวณของพื้นที่ฉายรังสีที่มีบล็อก ทำโดยกำหนดพื้นที่การฉายรังสีขนาด 14x14 ตารางเซนติเมตร มุมของคอลลิเมเตอร์ 45 องศา แล้วบล็อกพื้นที่ฉายรังสีขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร ซึ่งเป็นบล็อกพื้นฐานหรือบล็อกด้วย MLC ซึ่งตำแหน่งการวัดที่กึ่งกลางของรูที่ 3

1) นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลอง IMRT thorax มาวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเรย์สเทชัน ด้วยเงื่อนไขดังตารางที่ 5 โดยการบล็อกมุมด้วย MLC แสดงภาพ 22 (ข) และกำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ที่จุดอ้างอิงที่ 3

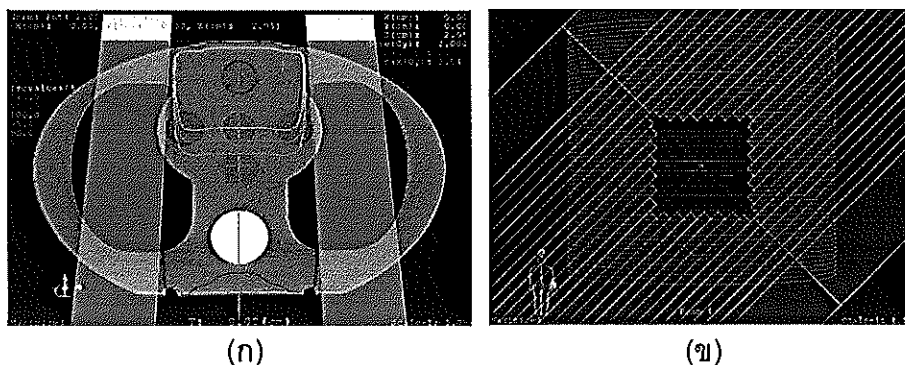
2) หลังคำนวณปริมาณรังสีแล้วลักษณะการกระจายปริมาณรังสีจะแสดงดังภาพที่ 22 (ก) จากนั้นบันทึกค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาตำแหน่งที่ 3

3) โหลดแผนการรักษาเข้าสู่ระบบควบคุมเครื่องฉายรังสีเพื่อปรับให้หุ่นจำลอง IMRT thorax ไปอยู่ในตำแหน่ง Isocenter สำหรับแผนการรักษาดังกล่าว

4) ใส่หัววัดไอออนไนเซชันแบบเบรชไนต์ FC65G ที่ตำแหน่ง 3 และนับวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้ง

5) นำค่าสัญญาณที่นับวัดได้จากข้อ 4) มาแก้ค่าพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการนับวัดต่าง ๆ (N_{DW} , k_{pol} , k_s , k_{QDQ} , k_{TP}) [34]

6) วิเคราะห์ผลเทียบค่าปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณโดยเกณฑ์ค่าร้อยละที่ยอมรับได้ (Agreement criteria) คือ ร้อยละ 3 สำหรับตำแหน่งที่ 3



ภาพ 22 ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง (ก) และ ตัวอย่าง BEV (ข)
สำหรับกรณีพื้นที่ฉายรังสีมีบล็อกเฉพาะบริเวณมุม

2.2.3 กรณีพื้นที่ฉายรังสีประกอบด้วยลำรังสี 4 ทิศทาง (Four field box) [26]

การตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีในลักษณะปริมาณรังสีทั้งหมด (Total dose) จากพื้นที่ฉายรังสีแบบ Four field box ทำโดยการกำหนด 4 ลำรังสีที่มีน้ำหนัก (Weighted equally) และพารามิเตอร์เหมือนกัน ซึ่งตำแหน่งที่วัดคือกึ่งกลางของรู 5 6 และ 10

1) นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลอง IMRT thorax มาวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเรย์สเตชันด้วยเงื่อนไข ดังตาราง 5 และกำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ที่จุดอ้างอิงที่ 5

2) เมื่อคำนวณปริมาณรังสีแล้วลักษณะการกระจายปริมาณรังสีแสดงดังภาพ 23 จากนั้นจดบันทึกค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาตำแหน่งที่ 5 6 และ 10

3) โหลดแผนการรักษานี้เข้าสู่ระบบควบคุมเครื่องฉายรังสีเพื่อปรับให้หุ่นจำลอง IMRT thorax ไปอยู่ในตำแหน่ง Isocenter สำหรับแผนการรักษาดังกล่าว

4) ใส่หัววัดไอออนไนเซชันแบบเบอร์ชนิด FC65G ที่ตำแหน่ง 5 โดยหมุนแกนทรีและคอลลิเมเตอร์ ไปที่ 0 องศา เปิดพื้นที่ฉายรังสีขนาด 15x10Ant และนับวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้ง

5) จากนั้นเปลี่ยนขนาดพื้นที่ฉายรังสีเป็น 15x10Post หมุนแกนทรีและคอลลิเมเตอร์ไปที่ 180 และ 0 ตามลำดับ และนับวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้ง

6) จากนั้นเปลี่ยนขนาดพื้นที่ฉายรังสีเป็น 15x8 RL หมุนแกนทรีและคอลลิเมเตอร์ไปที่ 270 และ 0 องศา ตามลำดับและนับวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้ง

7) เปลี่ยนขนาดพื้นที่ฉายรังสีเป็น 15x8 RL หมุนแกนทรีและคอลลิเมเตอร์ไปที่ 90 และ 0 องศา ตามลำดับและนับวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้ง

8) นำค่าสัญญาณที่นับวัดได้จากข้อ 4) – 7) มาแก้ค่าพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการนับวัดต่าง ๆ (N_{DW} , k_{pol} , k_s , k_{QDQ} , k_{TP}) [34]

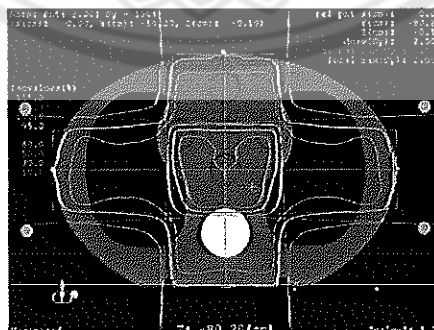
9) จากนั้นเปลี่ยนตำแหน่งการวัดจากตำแหน่งที่ 5 เป็น 6 และ 10 ตามลำดับ โดยดำเนินการเหมือนกับข้อที่ 4) – 8)

10) วิเคราะห์ผลเทียบค่าปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณโดยเกณฑ์ค่าร้อยละที่ยอมรับได้ (Agreement criteria) คือ

10.1) ตำแหน่งที่ 5 (ร้อยละ 2 3 3 และ 3 สำหรับขนาดพื้นที่ฉายรังสีและแกนทรีเป็น 15x10Ant และ 0 องศา 15x10Post และ 180 องศา 15x8 RL และ 270 องศา และ 15x8 LL และ 90 องศา ตามลำดับ)

10.2) ตำแหน่งที่ 6 (ร้อยละ 4 3 3 และ 4 สำหรับขนาดพื้นที่ฉายรังสีและแกนทรีเป็น 15x10Ant และ 0 องศา 15x10Post และ 180 องศา 15x8 RL และ 270 องศา และ 15x8 LL และ 90 องศา ตามลำดับ)

10.3) ตำแหน่งที่ 10 (ร้อยละ 3 4 4 และ 3 สำหรับขนาดพื้นที่ฉายรังสีและแกนทรี เป็น 15x10Ant และ 0 องศา 15x10Post และ 180 องศา 15x8 RL และ 270 องศา และ 15x8 LL และ 90 องศา ตามลำดับ)



ภาพ 23 ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง (central plane) สำหรับกรณีเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบ 4 ทิศทาง

2.2.4 กรณีที่บล็อกพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC ตามการเปิดพื้นที่การฉายรังสีด้วย จอว์ (Automatic expansion and customized blocking) [26]

การตรวจสอบการทำงานแบบอัตโนมัติของ Aperture ในระบบ คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาและการกำหนดบล็อกด้วย MLC สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีใน ปอดที่มีเนื้อเยื่อต่างกันและวัดที่ตำแหน่งกึ่งกลางรูที่ 2 และ 7 ทำตามขั้นตอน ดังนี้

1) นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลอง IMRT thorax มาวางแผน การรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเรย์สเตชันด้วยเงื่อนหาดังตาราง 5 และลักษณะ การบล็อกด้วย MLC แสดงดังภาพ 24 (ข) และกำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ที่จุดอ้างอิงที่ 2

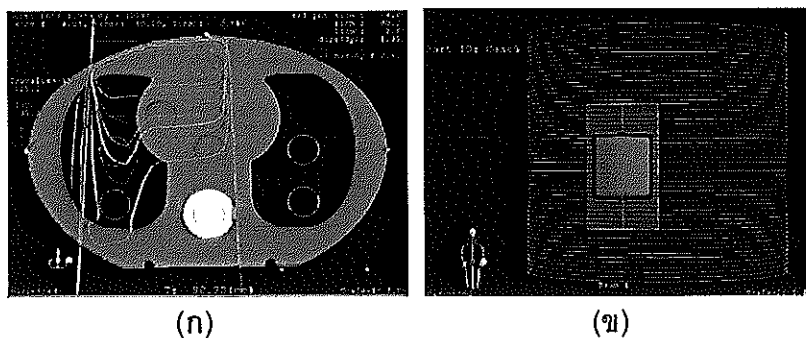
2) เมื่อคำนวณปริมาณรังสีแล้วลักษณะการกระจายปริมาณรังสีแสดง ดังภาพ 24 (ก) จากนั้นจึงบันทึกค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผน การรักษาดำแหน่งที่ 2 และ 7

3) โหลดแผนการรักษาเข้าสู่ระบบควบคุมเครื่องฉายรังสีเพื่อปรับให้ หุ่นจำลอง IMRT thorax ไปอยู่ในตำแหน่ง Isocenter สำหรับแผนการรักษาดังกล่าว แล้วเลื่อน เติียงแนว Lateral และแนว Vertical (Down) 4 เซนติเมตร และ 3 เซนติเมตร ตามลำดับ (ซึ่งเป็น Isocentre ที่ hole #2) และใส่ custom block หรือ conform MLC

4) ใส่หัววัดไอออนไนเซชันแบบเบอร์ชนิด FC65G ในตำแหน่งที่ 2 และนับ วัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้ง

5) จากนั้นเปลี่ยนตำแหน่งการวัดเป็นตำแหน่งที่ 7 และนับวัดค่า สัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้งแก้ค่าพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการนับวัดต่าง ๆ (N_{ow} , k_{pol} , k_s , k_{QDQ} , k_{TP}) [34]

6) วิเคราะห์ผลเทียบค่าปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณโดย เกณฑ์ค่าร้อยละที่ยอมรับได้ (Agreement criteria) คือร้อยละ 2 และ 4 สำหรับตำแหน่งที่ 2 และ 7 ตามลำดับ



ภาพ 24 (ก) ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง และ (ข) ตัวอย่าง BEV สำหรับกรณีที่มีบล็อกพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC ตามการเปิดพื้นที่การฉายรังสีด้วยจอร์ [26]

2.2.5 กรณีการฉายรังสีในมุมเฉียงบนพื้นที่ฉายรังสีแบบ Irregular และแบบ บล็อกบริเวณกึ่งกลางของพื้นที่ฉายรังสี (Oblique incidence with irregular field and blocking the center of the field) [26]

เป็นการตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีในพื้นที่ฉายรังสีแบบ Irregular โดยการบล็อกตรงกลางพื้นที่ฉายรังสี ซึ่งกำหนด Isocentre อยู่ตำแหน่งที่ 5 โดยเปิดพื้นที่ฉายรังสีด้วยจอร์ ขนาด 20x10 ตารางเซนติเมตร มุมของแกนทรี 45 องศาและมุมของคอลลิเมเตอร์ 90 องศา ซึ่งพื้นที่ฉายรังสีถูกบล็อกด้วย MLC เป็นรูปตัวแอล (L-shaped) ขนาด 6x12 ตารางเซนติเมตร

1) นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลอง IMRT thorax มาวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเรย์เตชั่นด้วยเงื่อนไขดังตาราง 5 และลักษณะการเปิดพื้นที่ฉายรังสีเป็นรูปตัวแอลด้วยการเคลื่อนที่ของ MLC ดังแสดงในภาพ 25(ข) กำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ที่จุดอ้างอิงที่ 3

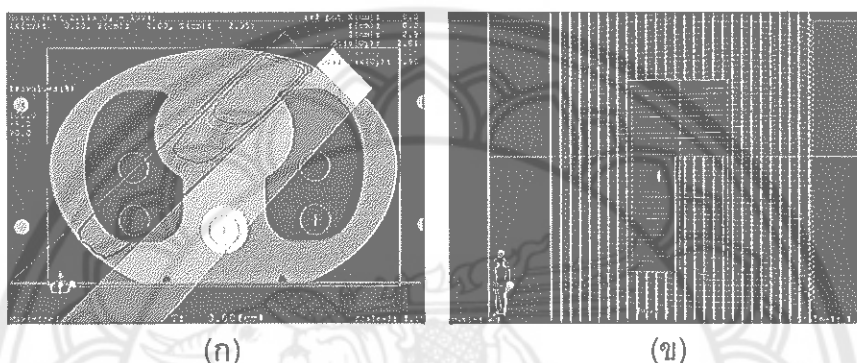
2) เมื่อคำนวณปริมาณรังสีแล้วลักษณะการกระจายปริมาณรังสีแสดงดังภาพ 25(ก) จากนั้นจัดบันทึกค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาตำแหน่งที่ 3 7 และ 10

3) โหลดแผนการรักษานี้เข้าสู่ระบบควบคุมเครื่องฉายรังสีเพื่อปรับให้หุ่นจำลอง IMRT thorax ไปอยู่ในตำแหน่ง Isocenter สำหรับแผนการรักษาดังกล่าว

4) ใส่หัววัดไอออนไนเซชันเซมเบอร์ชนิด FC65G ในตำแหน่งที่ 3 และใส่ custom block หรือบล็อกด้วย MLC และนับวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้ง

5) จากนั้นเปลี่ยนตำแหน่งการวัดเป็นตำแหน่งที่ 7 และ 10 และนับวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ตำแหน่งละ 3 ครั้ง จากนั้นแก้ค่าพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการนับวัดต่าง ๆ (N_{DW} , k_{pol} , k_s , $k_{Q_{Q0}}$, k_{TP}) [34]

6) วิเคราะห์ผลเทียบค่าปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณโดยเกณฑ์ค่าร้อยละที่ยอมรับได้ (Agreement criteria) คือร้อยละ 3 4 และ 5 สำหรับตำแหน่งที่ 3 7 และ 10 ตามลำดับ



ภาพ 25 (ก) ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง และ (ข) ตัวอย่าง BEV สำหรับกรณีการฉายรังสีในมุมเฉียงบนพื้นที่ฉายรังสีแบบ Irregular และแบบบล็อกบริเวณกึ่งกลางของพื้นที่ฉายรังสี [26]

2.2.6 กรณีการฉายรังสีด้วยลำรังสีที่ไม่ได้อยู่ในแนวระนาบเดียวกันด้วยการหมุนเตียงและคอลลิเมเตอร์ (Non-coplanar beams with couch and collimator rotation) [26]

การตรวจสอบการคำนวณด้วยการหมุนเตียงและคอลลิเมเตอร์ ทำโดยกำหนด 3 พื้นที่ฉายรังสีที่มุมเกิน 70° และมุมคอลลิเมเตอร์ต่างกัน ซึ่งให้ค่าถ่วงน้ำหนักเท่ากัน และตำแหน่ง Isocenter ของรูที่ 5 และวัดที่ตำแหน่งกึ่งกลางรูที่ 5

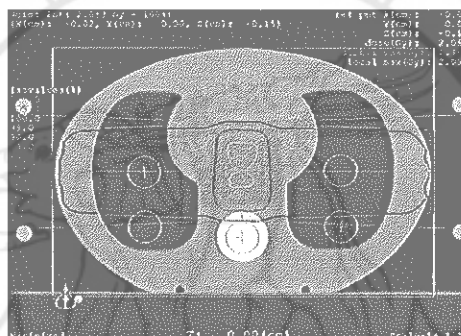
1) นำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลอง IMRT thorax มาวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอิตลิปส์ตามเงื่อนไขดังตาราง 5 และกำหนดปริมาณรังสี 2 เกรย์ที่จุดอ้างอิงที่ 5

2) เมื่อคำนวณปริมาณรังสีแล้วลักษณะการกระจายปริมาณรังสีแสดงดังภาพ 26 จากนั้นบันทึกค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาตำแหน่งที่ 5

3) โหลดแผนการรักษาเข้าสู่ระบบควบคุมเครื่องฉายรังสีเพื่อปรับให้หุ่นจำลอง IMRT thorax ไปอยู่ในตำแหน่ง Isocenter สำหรับแผนการรักษาดังกล่าว

4) ใส่หัววัดไอออนไนเซชันแบบเบรชไนต์ FC65G ในตำแหน่งที่ 5 และนับวัดค่าสัญญาณไฟฟ้าจากอิเล็กทรอนิกส์ทั้ง 3 ครั้งในแต่ละขนาดของพื้นที่ฉายรังสี, คอลลิเมเตอร์ และ เกนทรี ดังตาราง 13 จากนั้นแก้ค่าพารามิเตอร์ที่มีผลต่อการนับวัดต่าง ๆ (N_{DW} , k_{pol} , k_s , $k_{Q_{00}}$, k_{TP}) [34]

5) วิเคราะห์ผลเทียบค่าปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณโดยเกณฑ์ค่าร้อยละที่ยอมรับได้ (Agreement criteria) คือ ร้อยละ 3 และ 3 ที่มุมเกนทรี เท่ากับ 90 และ 30 องศา สำหรับตำแหน่งที่ 5 ตามลำดับ



ภาพ 26 ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีในระนาบกลาง (central plane) สำหรับกรณีการฉายรังสีด้วยลำรังสีที่ไม่ได้อยู่ในแนวระนาบเดียวกันด้วยการหมุนเตียงและคอลลิเมเตอร์ [26]

2.2.7 ส่งข้อมูลแผนการรักษาจากข้อที่ 2.2.1-2.2.6 เข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอิลลิปส์ เพื่อคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA โดยกำหนดพารามิเตอร์สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีเหมือนกับการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC ในระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชัน และเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้จริงและวิเคราะห์ผลตามตาราง 6 และลักษณะการกระจายปริมาณรังสีทั้ง 6 เจือปนของระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชันดังแสดงในภาพ 27

ตาราง 5 เงื่อนไขสำหรับการวางแผนการรักษาสำหรับการทดสอบในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อ
ต่างกันตามมาตรฐาน IAEA TECDOC 1583 [26]

Case	Number of beam	Set up	Reference point	Measurement point	FS (cm ²) (LxW)	Gantry angle	Collimator angle	Beam modifiers
1	1	SSD= 100 cm	3	1 3 5 9 10	10x10	0	0	None
3	1	SSD= SAD	3	3	14x14 Shaped to 10x10	0	45	Block or MLC
4	4	SAD	5	5 6 10	15x10Ant 15x10Post 15x8 RL 15x8 LL	0 180 270 90	0 0 0 0	None
5	1	SAD	2	2 7	defined by block or MLC	0	45	Custom block or MLC
6	1	SAD	3	3 7 10	L-shaped 10x20	45	90	Custom block or MLC
8	3	SAD	5	5	4x16 LL 4x16 RL 4x4 (table 270)	90 270 30	330 30 0	None

ตาราง 6 เกณฑ์การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในระบบ
คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาสำหรับตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน [26]

ลักษณะการทดสอบ	การทดสอบที่	ตำแหน่ง ที่วัด	การยอมรับ (ร้อยละ)
การทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิง 10x10 ซม ²	1	1	2
		3*)	2
		5	2
		9	4
		10	3
การบดล็อกบริเวณมุมของพื้นที่ฉายรังสี	3	3*)	3
กำหนดพื้นที่ฉายรังสีในลักษณะเป็นกล่องด้วย 4 ทิศทางของลำรังสีในแนวซ้าย ขวา หน้า หลัง	4	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
กำหนดบล็อกของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC	5	2*)	3
		7	4
วางแผนสำหรับพื้นที่ฉายรังสีรูปตัวแอล (L) โดย ลำรังสีตกกระทบแบบเฉียง	6	3*)	3
		7	5
		10	5
วางแผนสำหรับพื้นที่ฉายรังสีโดยที่ลำรังสีไม่ได้ อยู่ในระนาบ	8	90°	3
		270°	3
		30°	3

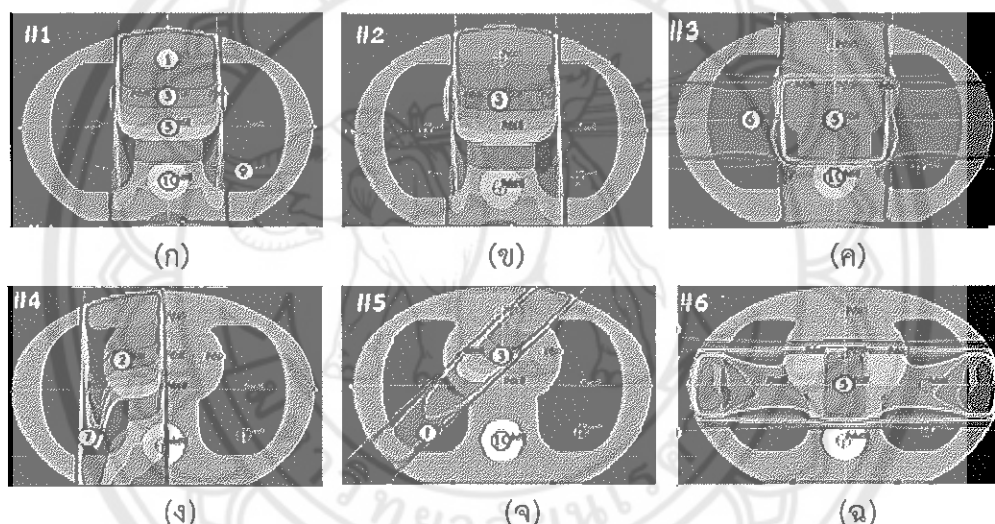
หมายเหตุ: *) หมายถึงตำแหน่งดังกล่าวเป็นตำแหน่ง Isocenter

ซึ่งวิธีการหาค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการคำนวณด้วยสองอัลกอริทึมและการวัดทั้งสำหรับการทดสอบในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน จากสมการที่ 13 [26]

$$Error (\%) = \frac{D_{cal} - D_{meas}}{D_{meas,ref}} \quad (13)$$

เมื่อ Error (%) คือ ค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุด

- D_{cal} คือ ปริมาณรังสีแบบจุดที่คำนวณจากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา
 D_{meas} คือ ปริมาณรังสีแบบจุดที่ได้จากการวัดที่ตำแหน่งใด ๆ
 $D_{meas,ref}$ คือ ปริมาณรังสีแบบจุดที่ได้จากการวัดในตำแหน่งอ้างอิงของแต่ละการทดสอบ



ภาพ 27 (ก) ตำแหน่งของการวัดในหุ่นจำลอง IMRT thorax และการกระจายปริมาณรังสีในการทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิง 10x10 ตารางเซนติเมตร (ข) การบล็อกริเวณมุมของพื้นที่ฉายรังสี (ค) การกำหนดพื้นที่ฉายรังสีแบบ 4 ทิศทางในแนวซ้าย ขวา หน้า หลัง (ง) การกำหนดบล็อกของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC (จ) การกำหนดพื้นที่ฉายรังสีรูปตัวแอลโดยลำรังสีตกกระทบแบบเฉียง (ฉ) การกำหนดพื้นที่ฉายรังสีโดยที่ลำรังสีไม่ได้อยู่ในระนาบ

3. การตรวจสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสี (Dose distribution) ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA เทียบกับการวัดด้วยฟิล์มชนิดภาพโครมิกในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน

3.1 นำหุ่นจำลอง IMRT thorax ไปถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ซึ่งความหนาของสไลด์ของ ภาพเท่ากับ 2.5 มิลลิเมตร และนำภาพเข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา เรย์สเตชัน

3.2 วาดขอบเขตของก้อนมะเร็งระหว่างตำแหน่งที่ 5 และ 6 ของหุ่นจำลอง IMRT thorax ในตำแหน่งปอดด้านขวาใกล้เส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ย (Diameter equivalent) เท่ากับ 4 เซนติเมตร ดังแสดงในภาพ 28(ก) ซึ่งเป็นข้อมูลที่ศึกษาในผู้ป่วยมะเร็งปอดชนิดเซลล์โต ในขั้นตอนที่ 1 และอวัยวะใกล้เคียงคือ ปอด และกระดูกสันหลัง โดยกำหนดปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งได้รับ 60 เกรย์ (20 เกรย์ต่อ 3 ครั้ง) และอัตราปริมาณรังสี 1400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ และ 2400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

3.3 กำหนดทิศทางของลำรังสีโดยหมุนเต็ม 2 รอบ (2 Full arcs) จากมุม 179 – 181 องศา จำนวน 1 รอบตามเข็มนาฬิกา และ 1 รอบทวนเข็มนาฬิกา ด้วยเทคนิคปรับความเข้มลำรังสีแบบหมุนรอบตัวผู้ป่วย (VMAT) ไฟตอนพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ โดยอ้างอิงจากเกณฑ์ RTOG 0813 สำหรับการปรับความเหมาะสมของปริมาณรังสีในขั้นตอนการ Optimization จากนั้นคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC และมีการกระจายปริมาณรังสี ดังแสดงในภาพ 28(ข)

3.4 จากนั้นส่งแผนการรักษาจากเรย์สเตชันเข้าสู่ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอิดิลิปส์เพื่อคำนวณปริมาณรังสีใหม่ด้วยอัลกอริทึม AAA โดยกำหนดลักษณะการเคลื่อนที่ของ MLC และค่ามอนิเตอร์ยูนิตเท่ากับแผนการรักษาจากเรย์สเตชัน (อัลกอริทึม CCC)

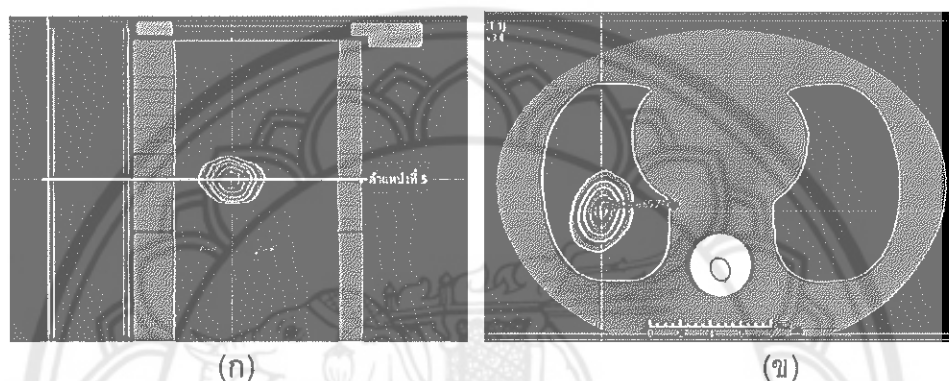
3.5 สำหรับการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง IMRT thorax

3.5.1 ทำการคาไลเบรฟิล์มสำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบก่อนการฉายรังสีตามแผนการรักษาเพื่อปรับเทียบค่าปริมาณรังสีในช่วงค่าปริมาณรังสีสูงสำหรับการฉายรังสีแบบ SBRT กับค่าความดำของฟิล์ม ซึ่งแสดงในภาพผนวก ข

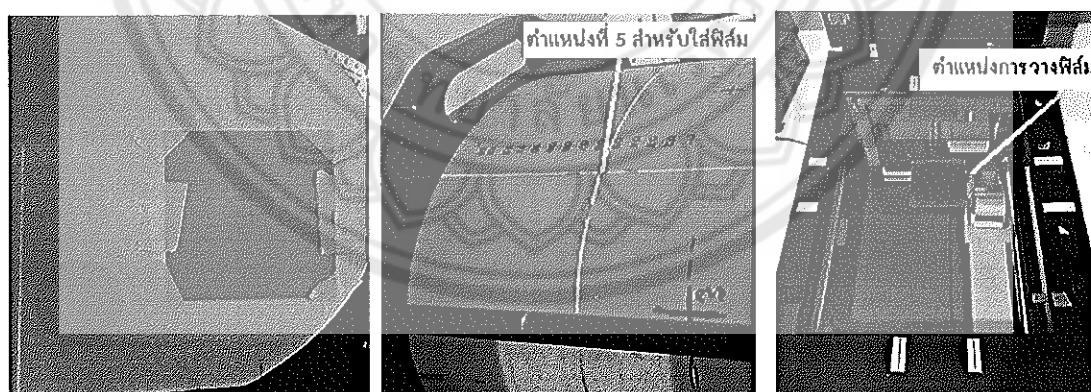
3.5.2 วางฟิล์มที่ในหุ่นจำลองระหว่างตำแหน่งที่ 5 และ 6 ซึ่งเป็นตำแหน่งของก้อนมะเร็ง ดังแสดงในภาพ 29 (ก) และโหลดแผนการรักษาในระบบควบคุมเครื่องฉายรังสีเพื่อติดตั้งหุ่นจำลองให้เป็นไปตามแผนการรักษา ดังแสดงในภาพ 29 (ข) ทั้งพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

3.6 นำฟิล์มที่ฉายรังสีทิ้งไว้เป็นเวลา 24 ชั่วโมง จากนั้นนำฟิล์มเข้าเครื่องอ่านฟิล์ม โดยการวางฟิล์มให้อยู่กึ่งกลางดังแสดงในภาพ 29 (ค) แล้วสแกนฟิล์มให้ได้ค่าความดำที่เทียบเท่ากับค่าปริมาณรังสีเพื่อนำไปวิเคราะห์เปรียบเทียบกับลักษณะการกระจายปริมาณรังสีของแผนการรักษาที่คำนวณจากทั้งสองอัลกอริทึมโดยใช้โปรแกรมแมปเชค (MapCHECK) ดังแสดงในภาพ 30

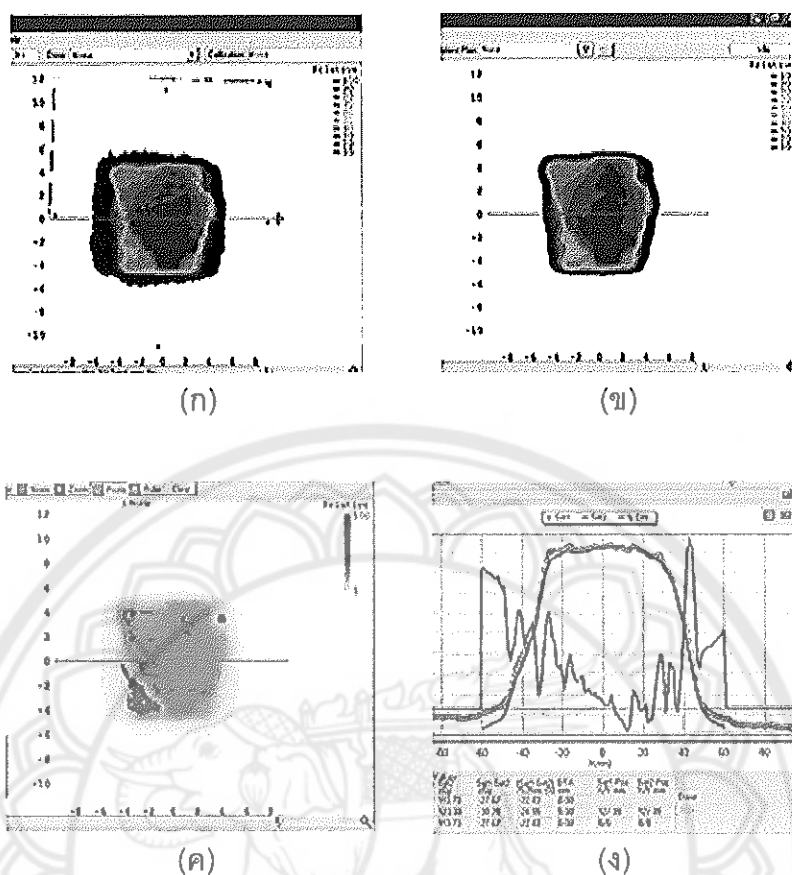
3.6.1 เลือกการประเมินแบบปริมาณรังสีสัมพัทธ์ (Relative dose) ใช้ค่าอัตราการผ่านแกมมา ร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร ที่ระดับร้อยละอัตราการผ่านแกมมา 90 [53]



ภาพ 28 (ก) ตำแหน่งที่ 5 ของฟิล์มของหุ่นจำลองสำหรับการวัดการกระจายปริมาณรังสี และ(ข) การกระจายปริมาณรังสีในแนวภาคตัดขวางในหุ่นจำลอง IMRT thorax



ภาพ 29 (ก) การติดฟิล์มในตำแหน่งที่ 5 ของหุ่นจำลอง IMRT thorax
(ข) การติดตั้งหุ่นจำลองด้วย Laser ในตำแหน่งที่ 5 ของการติดฟิล์ม
(ค) ตำแหน่งการวางฟิล์มที่ได้รับการฉายรังสีลงบนเครื่องสแกนฟิล์ม



ภาพ 30 ตัวอย่างหน้าต่างของโปรแกรมแมปเท็คโดยที่ (ก) การกระจายปริมาณรังสีที่วัดได้จากฟิล์ม (ข) การกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณจากระบบวางแผนการรักษา (ค) และ (ง) ค่าความแตกต่างของการกระจายปริมาณรังสีระหว่างการวัดจากฟิล์ม และระบบวางแผนการรักษาด้วยเกณฑ์อัตราการทำผ่านเกมมา และ โปรไฟล์ในแนวแกนกลาง ตามลำดับ

4. การประเมินแผนการรักษาระหว่างการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของผู้ป่วย 17 รายตามมาตรฐาน RTOG 0813

4.1 ส่งแผนการรักษาของผู้ป่วย 17 รายที่ถูกฉายรังสีครบตามแผนการรักษาที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ของเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอิลลิปส์ เข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเรย์สเตชัน

4.2 วางแผนการรักษาโดยกำหนดปริมาณรังสี พลังงาน และทิศทางของลำรังสีเหมือนกับแผนการรักษาดั้งเดิมในแต่ละแผนการรักษา คือ 48 เกรย์ (12 เกรย์ต่อ 4 ครั้ง) 50 เกรย์ (10 เกรย์ต่อ 5 ครั้ง) หรือ 60 เกรย์ (20 เกรย์ต่อ 3 ครั้ง) อัตราปริมาณรังสีที่ใช้ 1400 และ 2400 มอนิเตอร์ ยูนิตต่อนาที่สำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบตามลำดับ และ Optimization ให้ผ่านเกณฑ์มาตรฐาน RTOG 0813 ดังตาราง 7 และ 8

4.3 ส่งแผนการรักษาของเรย์สเตชันจากข้อที่ 4.2 เข้าสู่เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอิลลิปส์แล้วคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA ใหม่ โดยกำหนดลักษณะของ MLC และค่ามอนิเตอร์ยูนิตสำหรับฉายรังสีเท่ากับแผนการรักษาของเรย์สเตชัน

4.4 การประเมินผลสำหรับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากอัลกอริทึม CCC และ AAA ด้วยเกณฑ์ การประเมิน RTOG 0813

4.4.1 สำหรับปริมาณรังสีของก้อนมะเร็ง (PTV)

1) พิจารณาปริมาณรังสีสูง (High dose spillage) ในลักษณะปริมาตรและตำแหน่งที่ได้รับปริมาณรังสีสูงด้วย $R_{100\%}$ ทั้งนี้ขึ้นกับปริมาตรของ PTV ซึ่งเมื่อ $R_{100\%} < 1.2$ กำหนดเป็น Non deviation ถ้ามีค่า $1.2 < R_{100\%} < 1.5$ กำหนดเป็น Minor deviation และ $R_{100\%} > 1.5$ กำหนดเป็น Major deviation (Major deviation แสดงถึงแผนการรักษาที่มีประสิทธิภาพไม่เป็นไปตามเกณฑ์ RTOG 0813) ดังแสดงตาราง 7 ซึ่งค่า $R_{100\%}$ คำนวณหาได้จากสมการที่ 14

$$\frac{\text{Prescription Isodose Volume}}{\text{PTV Volume}}$$

(14)

เมื่อ Prescription Isodose Volume คือปริมาตรของก้อนมะเร็งที่เส้นปริมาณรังสีร้อยละ 100 คลุม
Prescription Isodose Volume คือปริมาตรของก้อนมะเร็งทั้งหมด

2) พิจารณาปริมาณรังสีต่ำ (Low dose spillage) ในลักษณะปริมาตรและตำแหน่งที่ได้รับปริมาณรังสีต่ำด้วย $R_{50\%}$ และ D_{2cm} ตามลำดับ ทั้งนี้ขึ้นกับปริมาตรของ PTV แสดงถึงค่า $R_{50\%}$ และ D_{2cm} ที่มีค่าต่างกันออกไป เช่น เมื่อ PTV มีปริมาตรเท่ากับ 3.8 ลูกบาศก์

เซนติเมตร เมื่อคำนวณค่า $R_{50\%} < 5.5$ กำหนดเป็น Non deviation ถ้ามีค่า $5.5 < R_{50\%} < 6.5$ กำหนดเป็น Minor deviation และ $R_{50\%} > 6.5$ กำหนดเป็น Major deviation เป็นต้น ถ้าปริมาตรของ PTV ไม่ได้มีค่าตรงกับค่าในตารางเกณฑ์การประเมินให้ทำการ Interpolation ระหว่างค่าปริมาตรที่ใกล้เคียงกับปริมาตรที่สนใจ ซึ่งค่า $R_{50\%}$ คำนวณได้จากสมการที่ 15

$$\frac{50\% \text{ Prescription Isodose Volume}}{PTV \text{ Volume}} \quad (15)$$

เมื่อ 50% Prescription Isodose Volume คือปริมาตรของก้อนมะเร็งที่เส้นปริมาณรังสีร้อยละ 50

คลุม Prescription Isodose Volume คือปริมาตรของก้อนมะเร็งทั้งหมด

ส่วน D_{2cm} ได้จากการวาดขอบเขตออกไปเป็นระยะ 2 เซนติเมตรจากขอบของ PTV เพื่อแสดงให้เห็นถึงตำแหน่งที่เกิดค่าปริมาณรังสีต่ำ (Low dose region) สำหรับแผนการรักษาด้วยเทคนิค SBRT

3) พิจารณาปริมาณรังสีของ PTV ด้วย Dose volume histogram (DVH) ด้วยการประเมินค่า D_{max} D_{min} D_{mean} $D_{95\%}$ และ $D_{99\%}$ เพื่อแสดงให้เห็นถึงค่าปริมาณรังสีสูงสุด ปริมาณรังสีต่ำสุด ปริมาณรังสีเฉลี่ย ของแผนการรักษานั้น ๆ โดยใช้สถิติ Wilcoxon sign rank test ในโปรแกรม Excel เพื่อแสดงให้เห็นถึงความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

4.4.2 การประเมินปริมาณรังสีของอวัยวะเสี่ยงที่ได้รับ โดยเกณฑ์การประเมินแสดงดังตารางที่ 8

- 1) สำหรับปอด (Lung total) ประเมินด้วยค่า $V_{20\%}$ และ D_{1500cc}
- 2) สำหรับกระดูกสันหลัง (Spinal cord) ประเมินด้วยค่า D_{max} $D_{0.5cc}$ และ

$D_{0.25cc}$

ตาราง 7 ค่าการยอมรับของเกณฑ์การประเมินแผนการรักษาของของโปรโตคอล RTOG 0813 [42]

PTV	R _{100%}		R _{50%}		D _{2cm} (Gy)		V _{20%} (Lung)	
Volume	Deviation		Deviation		Deviation		Deviation	
(cc)	None	Minor	None	Minor	None	Minor	None	Minor
1.8	<1.2	<1.5	<5.9	<7.5	<50.0	<57.0	<10	<15
3.8	<1.2	<1.5	<5.5	<6.5	<50.0	<57.0	<10	<15
7.4	<1.2	<1.5	<5.1	<6.0	<50.0	<58.0	<10	<15
13.2	<1.2	<1.5	<4.7	<5.8	<50.0	<58.0	<10	<15
22.0	<1.2	<1.5	<4.5	<5.5	<54.0	<63.0	<10	<15
34.0	<1.2	<1.5	<4.3	<5.3	<58.0	<68.0	<10	<15
50.0	<1.2	<1.5	<4.0	<5.0	<62.0	<77.0	<10	<15
70.0	<1.2	<1.5	<3.5	<4.8	<66.0	<86.0	<10	<15
95.0	<1.2	<1.5	<3.3	<4.4	<70.0	<89.0	<10	<15
126.0	<1.2	<1.5	<3.1	<4.0	<73.0	>91.0	<10	<15
163.0	<1.2	<1.5	<2.9	<3.7	<77.0	>94.0	<10	<15

ตาราง 8 ค่าการยอมรับของปริมาณรังสีและปริมาตรจำกัดสำหรับอวัยวะเสี่ยงของ
โปรโตคอล RTOG 0813 [42]

Serial Tissue	Volume (cc)	Volume Max (Gy)	Max Point Dose (Gy)	Avoidance Endpoint
Spinal cord	<0.25	22.5 Gy (4.5 Gy/fx)	30 Gy(6 Gy/fx)	myelitis
	<0.25	13.5 Gy (2.7 Gy/fx)		
Ipsilateral Brachial	<0.3	30 Gy(6 Gy/fx)	32Gy(6.4 Gy/fx)	neuropathy
Skin	<10	30 Gy(6 Gy/fx)	32Gy(6.4 Gy/fx)	Ulceration
Parallel Tissue	Critical Volume	Critical Volume Dose Max (Gy)		Avoidance Endpoint
Lung (Right & Left)	1500	12.5 Gy (2.5 Gy/fx)		Basic Lung Function
Lung (Right & Left)	1000	12.5 Gy (2.5 Gy/fx)		Pneumonitis

บทที่ 4

ผลการวิจัย

ผลการศึกษาข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งระยะแรกของผู้ป่วยที่ผ่านการรักษาด้วยเทคนิค SBRT และมีการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอคลิกปัส

จากการศึกษาข้อมูลของขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอดชนิดเซลล์โต ณ โรงพยาบาลจุฬารัตน์ในปี พ.ศ. 2553-2559 แสดงรายละเอียดดังตารางที่ 8 ซึ่งพบว่า มีผู้ป่วยทั้งหมด 17 ราย

1. สำหรับขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของ PTV (Diameter equivalent) ในช่วง $1 < x < 3$ เซนติเมตร เท่ากับ 2.3 เซนติเมตร ส่วนช่วง $3 < x < 5$ เซนติเมตร เท่ากับ 4.0 ซม และในช่วง $x > 5$ เซนติเมตร
2. สำหรับตำแหน่งของก้อนมะเร็ง (PTV) จากการศึกษาพบว่าจำนวน PTV ของปอดด้านขวาเกือบบน (RUL) เท่ากับ 3 PTV ปอดด้านขวาเกือบกลาง (RML) เท่ากับ 3 PTV ปอดด้านขวาเกือบล่าง (RLL) เท่ากับ 8 PTV ปอดด้านซ้ายเกือบบน (LUL) เท่ากับ 5 PTV และปอดด้านซ้ายเกือบล่าง (LLL) เท่ากับ 2 PTV

จากผลแสดงให้เห็นว่าขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางในช่วง $3 < x < 5$ เซนติเมตรและตำแหน่งของก้อนมะเร็งที่ปอดด้านขวาเกือบล่างมีจำนวนมากที่สุด ดังตาราง 9

ตาราง 9 ข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอดชนิดเซลล์โตของผู้ป่วยที่ทำการรักษาด้วยเทคนิค SBRT ณ โรงพยาบาลจุฬารัตน์

ผู้ป่วย ที่	พลังงาน (FFF)		ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง ของ PTV (เซนติเมตร)			ตำแหน่งของก้อนมะเร็ง (PTV)				
						ปอดด้านขวา		ปอดด้านซ้าย		
	6	10	1 <X<3	3 <X<5	X>5	กลีบปอด บน (RUL)	กลีบ ปอด กลาง (RML)	กลีบ ปอด ล่าง (RLL)	กลีบ ปอด บน (LUL)	กลีบ ปอด ล่าง (LLL)
1		✓		3.0				✓		
2		✓		3.3					✓	
		✓	2.6					✓		
		✓	2.1			✓				
3		✓	1.9						✓	
4		✓	2.0						✓	
5		✓		4.4				✓		
6		✓			7.5			✓		
		✓			5.5		✓			
7								✓		
8		✓	2.8				✓			
9		✓	2.1						✓	
10	✓			3.7		✓				
11	✓			5.0		✓				
12		✓		4.8						✓
13	✓			4.1			✓			
14		✓		4.9				✓		
15		✓		3.1				✓		
16	✓		2.3						✓	
17	✓			3.2				✓		
สรุป			2.3	4.0	6.5	3	3	8	5	1

ผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) สำหรับอัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอิลลิปส์และอัลกอริทึม CCC ในระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชันในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันและมีเนื้อเยื่อต่างกัน

1. การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA และ CCC ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกัน

สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ที่ความลึก 5 เซนติเมตร

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัส (Square fields) พบว่า มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณไม่เกินร้อยละ 2 ทั้ง 2 อัลกอริทึม ซึ่งผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าใกล้เคียงกับการวัดโดยมีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 1.5 อยู่ในช่วงร้อยละ -1.35 ถึง -0.67 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงร้อยละ -1.93 ถึง -1.13 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular fields) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีอยู่ในช่วง -0.77 ถึง -0.58 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -1.91 ถึง -1.87 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้น้อยกว่าร้อยละ 2 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีโดยขยายระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวตัวกลาง 110 เซนติเมตร (Extended SSD 110 cm) พบว่าผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าร้อยละ 2 อยู่ในช่วง -1.83 ถึง -0.87 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -2.43 ถึง -1.95 โดยค่าที่เกินเกณฑ์ที่ยอมรับได้เกิดที่พื้นที่ฉายรังสี 5x5 ตารางเซนติเมตร ดังแสดงในภาพ 31 (ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีที่ลำรังสีตกกระทบตัวกลางในแนวเฉียง 30 องศา (Oblique incident 30°) พบว่าผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.79 และ -1.95 ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลของการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC (Shaped Fields) พบว่าผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -0.93 ถึง 1.93 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ -2.37 ถึง 2.29 ซึ่งผลทั้งสองอัลกอริทึมอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ที่ความลึก 5 เซนติเมตร

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัส (Square fields) พบว่า มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณไม่เกินร้อยละ 2 ทั้ง

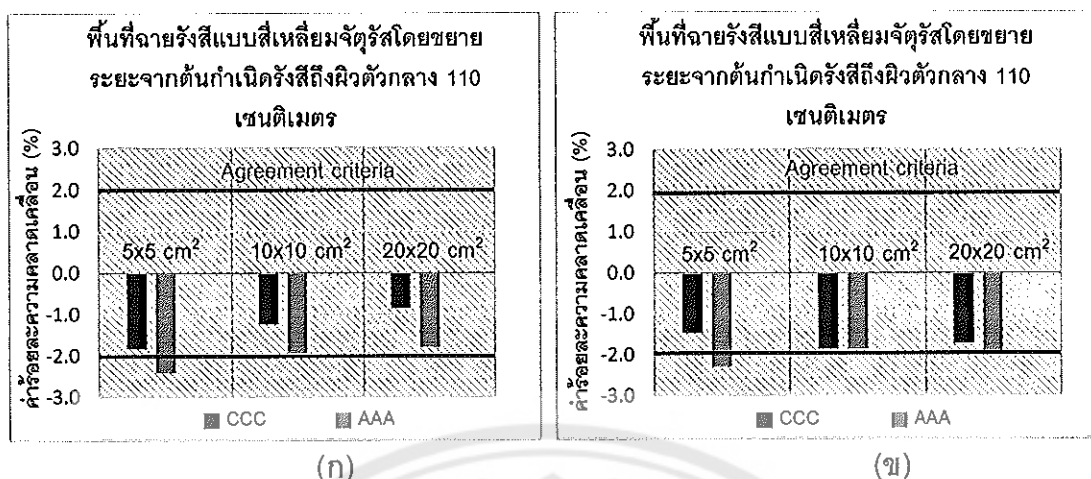
2 อัลกอริทึม ซึ่งผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงร้อยละ -1.74 ถึง -1.53 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงร้อยละ -1.95 ถึง -1.63 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular fields) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีอยู่ในช่วง -1.71 ถึง -1.63 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -1.92 ถึง -1.74 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้น้อยกว่าร้อยละ 2 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีโดยขยายระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวตัวกลาง 110 เซนติเมตร (Extended SSD 110 cm) พบว่าผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าร้อยละ 2 อยู่ในช่วง -1.86 ถึง -1.47 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -2.31 ถึง -1.86 โดยค่าที่เกินเกณฑ์ที่ยอมรับได้เกิดที่พื้นที่ฉายรังสี 5x5 ตารางเซนติเมตร ซึ่งให้ผลไปในทางเดียวกับผลของพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ดังแสดงในภาพ 31(ข)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีที่ลำรังสีตกกระทบตัวกลางในแนวเฉียง 30 องศา (Oblique incident 30°) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -1.85 และ -1.95 ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลของการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC (Shaped Fields) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -1.64 ถึง 1.46 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ -2.06 ถึง 1.64 ซึ่งผลทั้งสองอัลกอริทึมอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 (แสดงผลในภาคผนวก ก)



ภาพ 31 (ก) กราฟค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการวัด และการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของการทดสอบการเปิดพื้นที่ ฉายรังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัสโดยขยายระยะการฉายรังสีจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวของ ตัวกลางเป็นระยะทาง 110 เซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตรสำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ข) สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ที่ความลึก 10 เซนติเมตร ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัส (Square fields) พบว่ามีค่า ร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณไม่เกินร้อยละ 2 ทั้ง 2 อัลกอริทึม ซึ่งผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าใกล้เคียงกับการวัดโดยมีค่าร้อยละความ คลาดเคลื่อนน้อยกว่าร้อยละ 0.5 ซึ่งอยู่ในช่วงร้อยละ -0.01 ถึง 0.28 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงร้อยละ -1.21 ถึง -0.01 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular fields) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีอยู่ในช่วง 0.74 ถึง 0.78 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -1.06 ถึง -0.60 ซึ่งอยู่ใน เกณฑ์ที่ยอมรับได้น้อยกว่าร้อยละ 2 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีโดยขยายระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวตัวกลาง 110 เซนติเมตร (Extended SSD 110 cm) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละ ความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้น้อยกว่าร้อยละ 2 อยู่ในช่วง -0.24 ถึง 0.11 ในขณะที่ผลของ อัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -1.48 ถึง -0.18 ดังแสดงในภาพ 32 (ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีที่ลำรังสีตกกระทบตัวกลางในแนวเฉียง 30 องศา (Oblique incident 30°) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ 0.11 และ -0.54 ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลของการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC (Shaped Fields) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -1.97 ถึง 0.29 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ -1.23 ถึง 0.73 ซึ่งผลทั้งสองอัลกอริทึมอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ที่ความลึก 10 เซนติเมตร

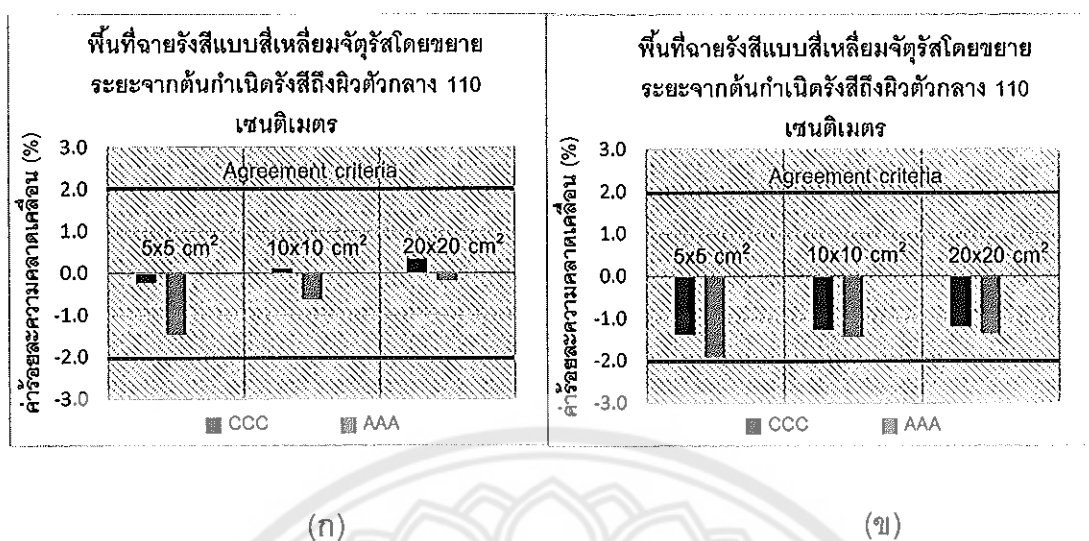
ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัส (Square fields) พบว่า มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณไม่เกินร้อยละ 2 ทั้ง 2 อัลกอริทึม ซึ่งผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าใกล้เคียงกับการวัดโดยมีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าร้อยละ 1 ซึ่งอยู่ในช่วงร้อยละ -0.72 ถึง -0.63 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงร้อยละ -1.80 ถึง -0.61 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า (Rectangular fields) พบว่า ผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีอยู่ในช่วง 0.72 ถึง -0.54 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -1.46 ถึง -1.03 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้น้อยกว่าร้อยละ 2 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีโดยขยายระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวตัวกลาง 110 เซนติเมตร (Extended SSD 110 cm) พบว่าผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้น้อยกว่าร้อยละ 2 อยู่ในช่วง -1.39 ถึง -1.21 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -1.93 ถึง -1.37 ซึ่งให้ผลไปในทางเดียวกันพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ดังแสดงในภาพ 32(ข)

ผลการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีที่ลำรังสีตกกระทบตัวกลางในแนวเฉียง 30 องศา (Oblique Incident 30°) พบว่าผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -1.00 และ -1.36 ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลของการทดสอบของพื้นที่ฉายรังสีที่กำหนดรูปร่างด้วย MLC (Shaped Fields) พบว่าผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -2.30 ถึง -1.33 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ -1.77 ถึง -1.46 ซึ่งผลทั้งสองอัลกอริทึมอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 (แสดงผลในภาคผนวก ก)



ภาพ 32 (ก) กราฟค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการวัด และการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของการทดสอบการเปิดพื้นที่ ฉายรังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัสโดยขยายระยะการฉายรังสีจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวของ ตัวกลางเป็นระยะทาง 110 เซนติเมตร ที่ความลึก 10 เซนติเมตรสำหรับ พลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ข) สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

2. การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA และ CCC ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างกัน

สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

ผลการทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิงที่ 10 x 10 ตารางเซนติเมตร (Testing for reference conditions based on CT data) พบว่ามีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณ รังสีระหว่างกาารวัดและการคำนวณของ 2 อัลกอริทึม อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการ วัดในตำแหน่งที่ 1 3 5 9 และ 10 โดยผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ ในช่วง -1.54 ถึง 1.10 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ -1.20 ถึง 0.12 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบการบล็อกมุมของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC (Significant blocking of the field corners) พบว่า มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างกาารวัดและ การคำนวณของ 2 อัลกอริทึม อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 3

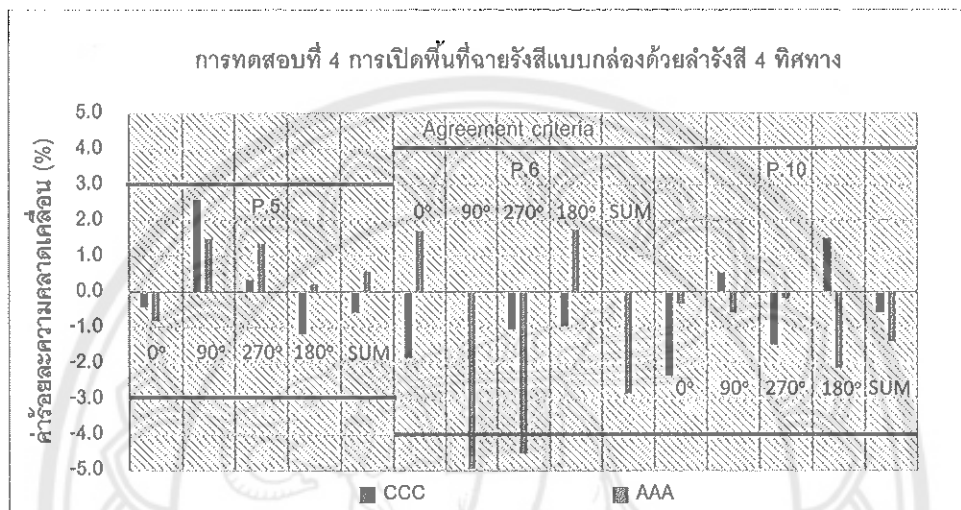
โดยผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับร้อยละ -1.20 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องด้วย 4 ทิศทางของลำรังสีในแนวซ้ายขวา หน้า หลัง (Four fields box) พบว่ามีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของสองอัลกอริทึม อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 5 (วัดปริมาณรังสีที่มุมเกนทรี 0 90 270 และ 180 องศา) โดยผลรวมเมื่อรวมปริมาณรังสีทั้ง 4 มุมของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.58 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าเท่ากับร้อยละ -2.86 และสำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 6 และ 10 (วัดปริมาณรังสีที่มุมเกนทรี 0 90 270 และ 180 องศา) ทั้งสองอัลกอริทึมอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 4 ซึ่งผลรวมเมื่อรวมปริมาณรังสีทั้ง 4 มุมของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตำแหน่งที่ 6 มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.02 และ -2.86 ตามลำดับ แต่พบว่าผลของอัลกอริทึม AAA เกินเกณฑ์การยอมรับได้ร้อยละ 4 เท่ากับร้อยละ -4.95 และ -4.54 สำหรับการวัดปริมาณรังสี ณ มุมเกนทรี 90 และ 270 องศา ดังแสดงในภาพ 33 และผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตำแหน่งที่ 10 มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.58 และ -1.41 ตามลำดับ

ผลการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC (Automatic expansion and customized blocking) พบว่าผลของอัลกอริทึมทั้งสองมีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีอยู่ภายในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับตำแหน่งที่ 2 และร้อยละ 4 สำหรับตำแหน่งที่ 7 โดยผล ณ ตำแหน่งที่ 2 ของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.54 และผลของตำแหน่งที่ 7 ของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -1.86 และ -1.31 ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีรูปตัวแอลด้วย MLC โดยลำรังสีตกกระทบในแนวเฉียง (Oblique incidence with irregular field and blocking the centre of the field) พบว่ามีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของ 2 อัลกอริทึม อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 7 โดยผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ 1.51 และสำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 7 และ 10 ทั้งอัลกอริทึมอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 4 ซึ่งผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตำแหน่งที่ 7 มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ 0.74 และ -2.45 ตามลำดับ และผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตำแหน่งที่ 10 มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.57 และ -0.67 ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีโดยที่ลำรังสีไม่ได้อยู่ในแนวระนาบเดียวกัน (Non coplanar beams with couch and collimator rotation) พบว่าผลของอัลกอริทึมทั้งสองมีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีอยู่ภายในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 5 โดยผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -1.87 และ -0.37 (เป็นผลรวมของมุมเกนที่ 90 270 และ 30 องศา) ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)



ภาพ 33 กราฟค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการวัดและการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องด้วยลำรังสี 4 ทิศทางสำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

ผลการทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิงที่ 10 x 10 ตารางเซนติเมตร (Testing for reference conditions based on CT data) พบว่ามีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของ 2 อัลกอริทึม อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 1 3 5 9 และ 10 โดยผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง -2.81 ถึง -1.29 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ -2.66 ถึง -1.19 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบการบล็อกมุมของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC (Significant blocking of the field corners) พบว่ามีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของสองอัลกอริทึม อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 3

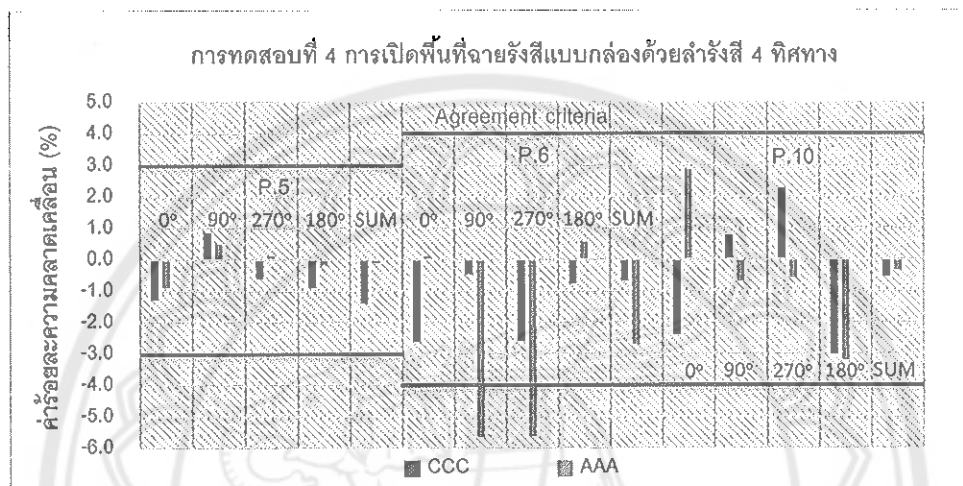
โดยผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับร้อยละ -2.52 (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องด้วย 4 ทิศทางของลำรังสีในแนวซ้ายขวา หน้า หลัง (Four fields box) พบว่ามีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของ 2 อัลกอริทึม อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 5 (วัดปริมาณรังสีที่มุมเกนทรี 0 90 270 และ 180 องศา) โดยผลรวมเมื่อรวมปริมาณรังสีทั้ง 4 มุมของอัลกอริทึม CCC มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -1.40 ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA มีค่าเท่ากับ ร้อยละ -0.11 และสำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 6 และ 10 (วัดปริมาณรังสีที่มุมเกนทรี 0 90 270 และ 180 องศา) ทั้งสองอัลกอริทึมอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 4 ซึ่งผลรวมเมื่อรวมปริมาณรังสีทั้ง 4 มุมของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตำแหน่งที่ 6 มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.68 และ -2.71 ตามลำดับ แต่พบว่าผลของอัลกอริทึม AAA เกินเกณฑ์การยอมรับได้ร้อยละ 4 เท่ากับร้อยละ -5.65 และ -5.63 สำหรับการวัดปริมาณรังสี ณ มุมเกนทรี 90 และ 270 องศา ดังแสดงในภาพที่ 34 และผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตำแหน่งที่ 10 มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.55 และ -0.35 ตามลำดับ

ผลการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC (Automatic expansion and customized blocking) พบว่าผลของอัลกอริทึมทั้งสองมีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับตำแหน่งที่ 2 และร้อยละ 4 สำหรับตำแหน่งที่ 7 โดยผล ณ ตำแหน่งที่ 2 ของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -1.73 และผลของตำแหน่งที่ 7 ของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -3.47 และ -1.70 ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีรูปตัวแอลด้วย MLC โดยลำรังสีตกกระทบในแนวเฉียง (Oblique incidence with irregular field and blocking the centre of the field) พบว่ามีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณของ 2 อัลกอริทึม อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 7 โดยผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.59 และสำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 7 และ 10 ทั้งอัลกอริทึมอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 4 ซึ่งผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตำแหน่งที่ 7 มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.13 และ -1.92 ตามลำดับ และผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตำแหน่งที่ 10 มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.47 และ -0.71 ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)

ผลการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีโดยที่ลำรังสีไม่ได้อยู่ในแนวระนาบเดียวกัน (Non coplanar beams with couch and collimator rotation) พบว่าผลของอัลกอริทึมทั้งสองมีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีอยู่ภายในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 3 สำหรับการวัดในตำแหน่งที่ 5 โดยผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA มีค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.72 และ 0.57 (เป็นผลรวมของมุมเกนทรี 90 270 และ 30 องศา) ตามลำดับ (แสดงผลในภาคผนวก ก)



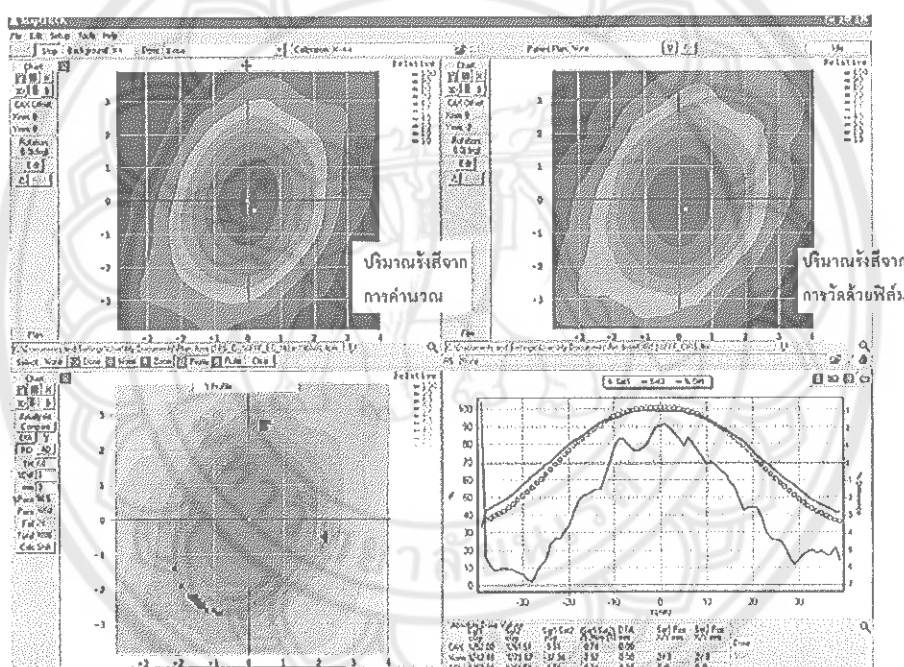
ภาพ 34 กราฟค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีแบบจุดระหว่างการวัดและการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องด้วยลำรังสี 4 ทิศทางสำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

การตรวจสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสี (Dose distribution) ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA เทียบกับการวัดด้วยฟิล์มชนิดภาพโครมิกในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน

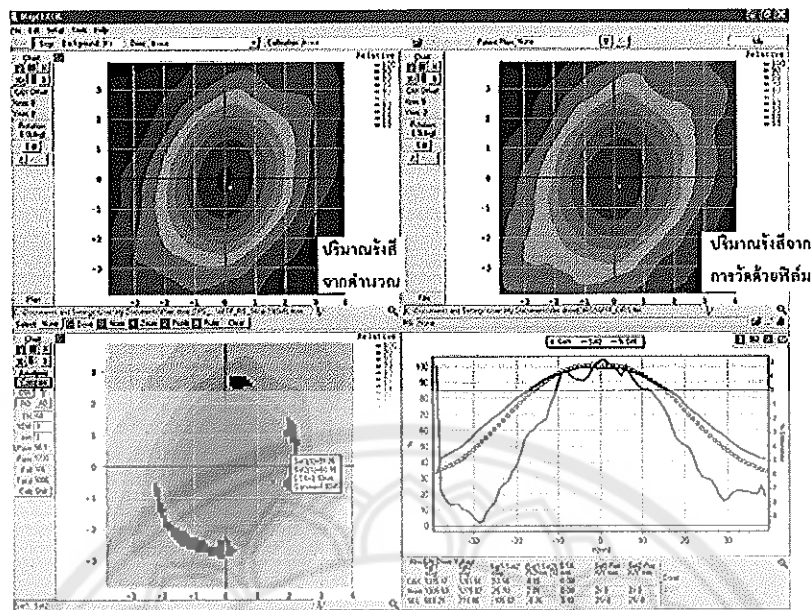
จากผลการทดลองพบว่าสำหรับอัลกอริทึม AAA มีอัตราการผ่านเกมมา เท่ากับร้อยละ 98.5 และร้อยละ 100 สำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ตามลำดับ ในขณะที่อัลกอริทึม CCC มีอัตราการผ่านเกมมา เท่ากับ ร้อยละ 90.1 และร้อยละ 99.6 สำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ โดยใช้เกณฑ์ร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร ที่ระดับร้อยละอัตราการผ่านเกมมา 90 ดังแสดงในตารางที่ 10 และแสดงผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีระหว่างการคำนวณและการวัดด้วยฟิล์มโดยใช้โปรแกรมแมปเชคในการวิเคราะห์ ดังแสดงในภาพ 35 - 38

ตาราง 10 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีทั้งสองอัลกอริทึมที่วิเคราะห์ด้วย ร้อยละอัตราการทำผ่านเกมมา สำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ ตัวกรองปรับเรียบ

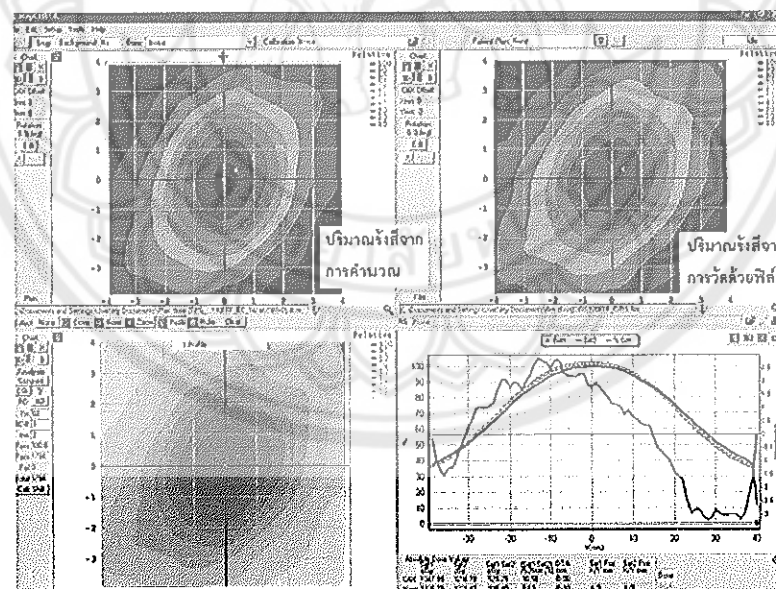
พลังงาน (เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ ตัวกรองปรับเรียบ)	ร้อยละอัตราการทำผ่านเกมมา	
	ร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร ที่ระดับร้อยละอัตราการทำผ่านเกมมา 90	
	อัลกอริทึม AAA	อัลกอริทึม CCC
6	98.5	90.1
10	100	99.6



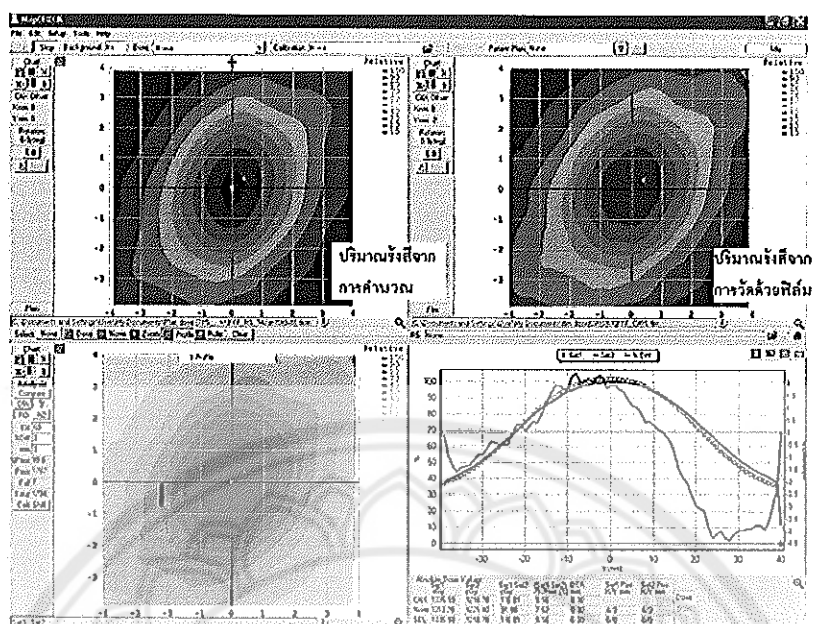
ภาพ 35 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึม AAA ที่วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีเกมมาร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



ภาพ 36 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึม CCC ที่วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีแกมมาร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 6 เมกะวัตต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



ภาพ 37 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึม AAA ที่วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีแกมมาร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 10 เมกะวัตต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

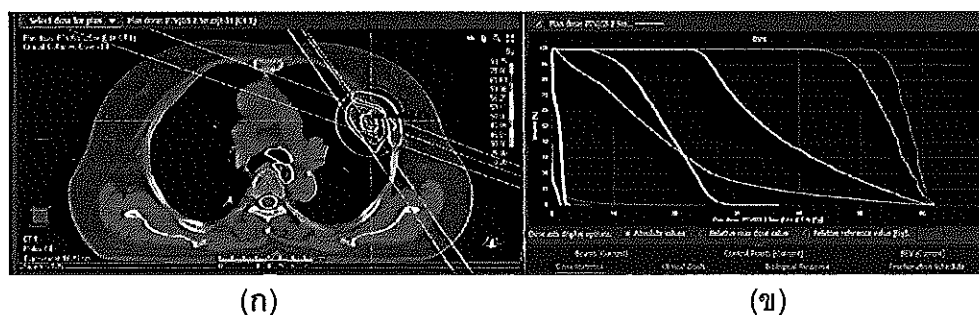


ภาพ 38 ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีของอัลกอริทึม CCC ที่วิเคราะห์ ด้วยค่าดัชนีแกมมาร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ

ผลการประเมินแผนการรักษาระหว่างการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของผู้ป่วย 17 รายตามมาตรฐาน RTOG 0813

1. ผลการประเมินปริมาณรังสีสำหรับ PTV

ผลการประเมินผลด้วยค่า D_{min} D_{mean} D_{max} $D_{99\%}$ และ $D_{95\%}$ โดยพิจารณาจากกราฟ Dose Volume Histogram (DVH) พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น $P\text{-value} < 0.05$ ระหว่างปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของทุกเกณฑ์การประเมินโดยมีค่า $P\text{-value}$ ของค่า D_{min} D_{mean} D_{max} $D_{99\%}$ และ $D_{95\%}$ เท่ากับ 0.670 0.375 0.167 0.554 และ 0.566 ตามลำดับ ดังแสดงในภาพ 39 (ข) แสดงดังตาราง 11



ภาพ 39 (ก) ตัวอย่างการกระจายปริมาณรังสีบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยในแนว Axial และ (ข) ตัวอย่างกราฟ Dose Volume Histograms (DVH) ของเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหุ่นยนต์

ตาราง 11 ปริมาณรังสีเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของก้อนมะเร็งในผู้ป่วยทั้งหมด สำหรับแผนการรักษาที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA

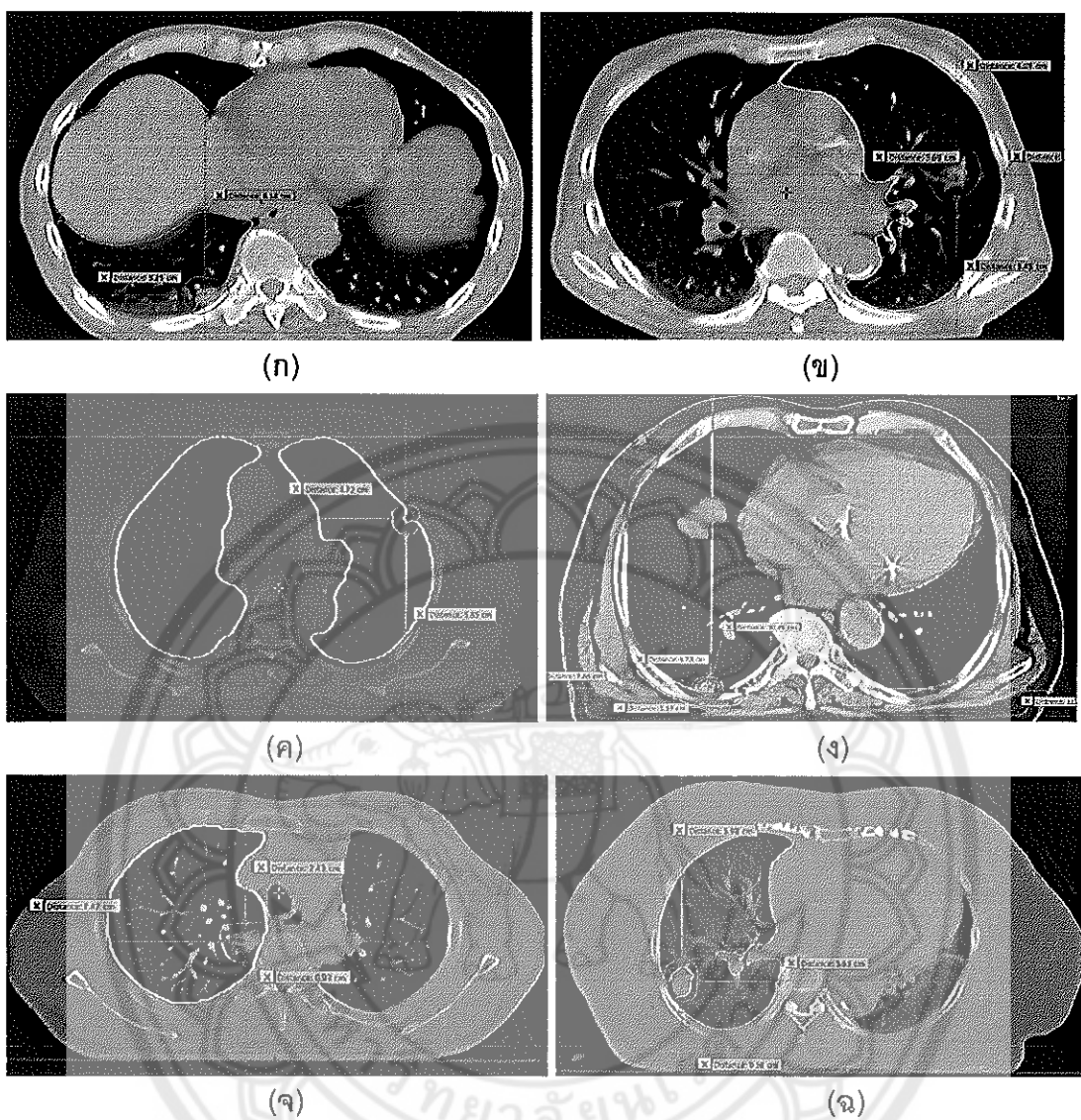
Algorithms	D_{min} (Gy)	D_{mean} (Gy)	D_{max} (Gy)	$D_{99\%}$ (Gy)	$D_{95\%}$ (Gy)
CCC	43.2±9.0	57.6±6.0	64.5±6.4	47.8±7.8	51.1±6.4
AAA	44.1±8.2	57.2±6.0	63.4±6.2	48.5±7.0	51.4±6.1
p-value	0.670	0.375	0.167	0.554	0.566

ผลการประเมิน $R_{100\%}$, $R_{50\%}$, D_{2cm} และ $V_{20\%}$ (ปอดสองข้าง) ที่พิจารณาการกระจายปริมาณรังสีที่ครอบคลุมปริมาตรของ PTV ดังแสดงในภาพที่ 39(ก) และพื้นที่รอบนอก โดยให้เกณฑ์การประเมินตาม RTOG 0813 [42] สำหรับผู้ป่วย 17 รายที่มีจำนวน PTV ทั้งหมด 23 PTV แสดงดังตาราง 12 พบว่าสำหรับค่า $R_{100\%}$ มีจำนวน PTV ทั้งหมด 23 PTV ที่ไม่มีความเบี่ยงเบน (None deviation) เมื่อคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC แต่เมื่อมีการคำนวณใหม่ (Re-calculation) ด้วยอัลกอริทึม AAA พบว่าจำนวนของ PTV ลดลงจาก 22 เป็น 21 และทำให้จำนวน PTV ที่มีความเบี่ยงเบนเล็กน้อย (Minor deviation) มีจำนวนเพิ่มขึ้นจากเดิมกลายเป็น 2 PTV สำหรับอัลกอริทึม AAA ส่วน $R_{50\%}$ พบว่า กรณีที่ไม่มีความเบี่ยงเบนมีจำนวน 6 PTV สำหรับการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC แต่กลับพบว่า จำนวนของ PTV ที่ไม่มีความเบี่ยงเบนลดลงจาก 6 เป็น 3 และจำนวนของ PTV ที่มีความเบี่ยงเบนน้อย ลดลงจาก 17 เป็น 13 ทำให้จำนวนของ PTV ที่มีความเบี่ยงเบนมาก กลับเพิ่มขึ้นจากเดิมที่ไม่พบความเบี่ยงเบนกลับเพิ่มขึ้นเป็น 7 PTV เมื่อ

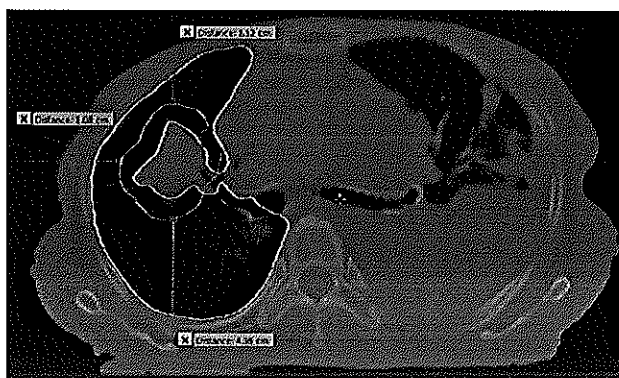
คำนวณใหม่ด้วยอัลกอริทึม AAA โดยตำแหน่งและขนาดของก้อนมะเร็งในแผนการรักษาของผู้ป่วยที่มีผลทำให้เกิด Major deviation แสดงดังภาพ 40 (ก)-(จ) ซึ่งเป็นตำแหน่งที่อยู่ระหว่างบริเวณรอยต่อของปอดและเนื้อเยื่อปกติ สำหรับ D_{2cm} พบว่า PTV ทั้งหมด 23 PTV ไม่มีความเบี่ยงเบนทั้งสองอัลกอริทึม และสำหรับ $V_{20\%}$ ซึ่งเป็นการประเมินปริมาณรังสีที่บริเวณปอดทั้งสองข้างได้รับ พบว่ามีจำนวน 20 PTV จากทั้งหมด 23 PTV ไม่มีความเบี่ยงเบนและอีก 3 PTV มีความเบี่ยงเบนน้อยสำหรับอัลกอริทึม CCC แต่พบว่าจำนวนของ PTV ที่มีความเบี่ยงเบนน้อยลดลงจาก 3 PTV กลายเป็น 2 PTV เมื่อคำนวณใหม่ด้วยอัลกอริทึม AAA แต่พบว่า เกิดความเบี่ยงเบนมากจำนวน 1 PTV จากเดิมที่ไม่พบความเบี่ยงเบนเมื่อคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC โดยตำแหน่งและขนาดของก้อนมะเร็งในแผนการรักษาของผู้ป่วยที่มีผลทำให้เกิด Major deviation แสดงดังภาพ 40 (ข)

ตาราง 12 จำนวนความเบี่ยงเบน (Deviation) ที่พิจารณาตามเกณฑ์ RTOG 0813 สำหรับแผนการรักษาของผู้ป่วย 17 ราย ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA

Deviation	$R_{100\%}$		$R_{50\%}$		D_{2cm}		$V_{20\%}$	
	CCC	AAA	CCC	AAA	CCC	AAA	CCC	AAA
None	22	21	6	3	23	23	20	20
Minor	1	2	17	13	0	0	3	2
Major	0	0	0	7	0	0	0	1



ภาพ 40 (ก) และ (ข) ตำแหน่งของก้อนมะเร็งของผู้ป่วยที่มีผลต่อการเกิด Major deviation สำหรับ $R_{60\%}$ ของผู้ป่วยรายที่ 1 (ค) สำหรับผู้ป่วยรายที่ 3 (ง) สำหรับผู้ป่วยรายที่ 6 (จ) สำหรับผู้ป่วยรายที่ 7 (ฉ) สำหรับผู้ป่วยรายที่ 15



ภาพ 41 ตำแหน่งของก้อนมะเร็งของผู้ป่วยรายที่ 10 ที่มีผลต่อการเกิด Major deviation สำหรับ $V_{20\%}$ ของปริมาณรังสีที่ปอด

2. ผลการประเมินปริมาณรังสีสำหรับอวัยวะเสี่ยง

ผลของปริมาณรังสีเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่อวัยวะปกติใกล้เคียงได้รับ ไม่ว่าในปอดทั้งสองข้างหรือกระดูกสันหลังไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น $P\text{-value} < 0.05$ ระหว่างปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA โดยผลของอัลกอริทึม CCC มีค่าเฉลี่ยของ $D_{\max}$, $D_{0.5cc}$ และ $D_{0.25cc}$ สำหรับปริมาณรังสีที่กระดูกสันหลังเท่ากับ 8.7 ± 4.6 , 7.4 ± 3.6 และ 7.7 ± 3.8 ตามลำดับ ในขณะที่ผลของการคำนวณใหม่ด้วยอัลกอริทึม AAA มีค่าเฉลี่ยของ $D_{\max}$, $D_{0.5cc}$ และ $D_{0.25cc}$ เท่ากับ 9.2 ± 4.8 , 7.9 ± 3.8 และ 8.2 ± 4.0 ตามลำดับ และผลของปริมาณรังสีที่ปอดมีค่าเฉลี่ยของ D_{1500cc} เท่ากับ 0.3 ± 0.4 และ 0.4 ± 0.5 สำหรับผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA แสดงดังในตาราง 13

ตาราง 13 ปริมาณรังสีเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของอวัยวะปกติของผู้ป่วยทั้งหมด
สำหรับแผนการรักษาที่คำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA

อัลกอริทึม	ปริมาณรังสีที่กระดูกสันหลัง (เกรย์)			ปริมาณรังสีที่ปอดทั้งหมด (เกรย์)
	D_{max}	$D_{0.5cc}$	$D_{0.25cc}$	D_{1500cc}
CCC	8.7 ± 4.6	7.4 ± 3.6	7.7 ± 3.8	0.3 ± 0.4
AAA	9.2 ± 4.8	7.9 ± 3.8	8.2 ± 4.0	0.4 ± 0.5
P-value	0.772	0.891	0.902	0.967

บทที่ 5

บทสรุป

สรุปผลการวิจัย

จากงานวิจัยนี้ได้ศึกษาครอบคลุมในส่วนของการตรวจสอบความถูกต้องของสองอัลกอริทึมทั้งการทดสอบในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันและมีเนื้อเยื่อต่างกัน และในแผนการรักษาในทางคลินิก (Clinical plan) ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA (อัลกอริทึม Type B) สำหรับปริมาณรังสีแบบจุดทั้งในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อเดียวกัน (Slab water phantom) พบค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าร้อยละ 2 สำหรับพื้นฉายรังสีแบบปกติในแนวแกนกลาง (open central axis) และน้อยกว่าร้อยละ 3 สำหรับการเปิดปิดของวัตถุกำบังรังสี (MLC shape filed) ตามมาตรฐาน TRS 430 และการทดสอบในหุ่นจำลองทรวงอกที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน ผ่านเกณฑ์การประเมินตามมาตรฐาน IAEA TECDOC 1583 ในทุกเงื่อนไขไม่ว่าจะเป็นพลังงาน 6 หรือ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ และสำหรับการทดสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสี (Dose distribution) โดยการวัดด้วยฟิล์มในหุ่นจำลองทรวงอก ที่คำนวณด้วยสองอัลกอริทึมผ่านเกณฑ์การประเมินด้วยอัตราการทำผ่านเกมมา ร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร ที่ระดับร้อยละอัตราการทำผ่านเกมมา 90 สำหรับแผนการรักษาที่ใช้เทคนิคการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณปอดที่ใช้พลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ จากการทดสอบเหล่านี้นำไปสู่การประเมินความถูกต้องของปริมาณรังสีจากแผนการรักษาทั้งหมด 17 แผนการรักษาที่คำนวณด้วยสองอัลกอริทึมที่อ้างอิงตามมาตรฐาน RTOG 0813 แสดงให้เห็นว่าแผนการรักษาที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC (Raystation TPS) เป็นไปตามเกณฑ์ของ RTOG 0813 มากกว่าเมื่อเทียบกับแผนการรักษาที่คำนวณใหม่ (Recalculation) ด้วยอัลกอริทึม AAA ซึ่ง RTOG 0813 ใช้เป็นมาตรฐานสำหรับการประเมินแผนการรักษาสำหรับเทคนิคการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณปอด ดังนั้นจากการศึกษาในครั้งนี้แสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีแบบจุดที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC ให้ความใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่วัดจริงทั้งในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันและเนื้อเยื่อต่างกัน และในส่วนประสิทธิภาพของแผนการรักษาสำหรับการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณปอด สำหรับอัลกอริทึม CCC ที่เป็นไปตามมาตรฐานของ RTOG 0813 มากกว่าอัลกอริทึม AAA นั้นอาจจะไม่สมเหตุสมผลกับอัลกอริทึม AAA ในแง่ของการแก้คำนวณใหม่โดยที่ไม่ได้วางแผนการรักษาในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอิมัลส์โดยตรงตั้งแต่ในขั้นตอนการ Optimization

ผู้วิจัยจึงแนะนำว่าอาจจะต้องวางแผนการรักษาในแต่ละระบบให้ได้ดีที่สุดตามเกณฑ์มาตรฐาน เพื่อความเหมาะสมสำหรับการเปรียบเทียบประสิทธิภาพของแผนการรักษามากยิ่งขึ้น

อภิปรายผลการวิจัย

1. การศึกษาข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งระยะแรกของผู้ป่วยที่ผ่านการรักษาด้วยเทคนิค SBRT และมีการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอคลิกปส์

จากผลการศึกษาข้อมูลขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งของผู้ป่วย 17 รายของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์พบว่าตำแหน่งและขนาดของก้อนมะเร็งที่พบมากที่สุดคือบริเวณปอดด้านขวาล่าง (Right lower lobe) และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางเฉลี่ย 4 เซนติเมตร และโดยส่วนใหญ่ก้อนมะเร็งจะอยู่บริเวณรอยต่อของเนื้อเยื่อและปอด ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับการฉายรังสีแบบ SBRT ซึ่งเป็นไปตามงานวิจัยของคุณ Wu VW et al. [57] ที่แสดงให้เห็นถึงอิทธิพลของตำแหน่งและขนาดของก้อนมะเร็งมีผลต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีที่มีข้อจำกัดในแต่ละระบบวางแผนการรักษา

2. การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) สำหรับอัลกอริทึม AAA ในระบบวางแผนการรักษาอคลิกปส์และอัลกอริทึม CCC ในระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชันในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อเดียวกันและมีเนื้อเยื่อต่างกัน

2.1 การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) สำหรับอัลกอริทึม AAA และ CCC ในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อเดียวกัน จากผลการทดสอบความถูกต้องโดยการเปิดพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัส รูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า รูปวงรีที่เปิดตาม MLC (Concave Convex Block Right Block up และ T-shape) รูปวงรีสี่เหลี่ยมจัตุรัสโดยขยายระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวของตัวกลาง 110 เซนติเมตร และการเปิดพื้นที่ฉายรังสีตามลักษณะของผู้ป่วยโดยที่ลำรังสีตกกระทบบตัวกลางในแนวเฉียง 30 องศา โดยใช้พลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบสำหรับผลของอัลกอริทึม CCC ผ่านเกณฑ์ที่ยอมรับได้ร้อยละ 2 ในทุกการทดสอบ แต่ในขณะที่ผลของอัลกอริทึม AAA ไม่ผ่านเกณฑ์การยอมรับร้อยละ 2 ในกรณีการเปิดพื้นที่ฉายรังสีรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัสโดยขยายระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิวของตัวกลาง 110 เซนติเมตรที่มีความลึก 5 เซนติเมตร ซึ่งความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นอาจเกิดจากในขั้นตอนการวัดรังสีเนื่องด้วยในการนับวัดปริมาณรังสีมีการวัดติดต่อกันหลายครั้งเนื่องจากมีหลายการทดสอบ ซึ่งในแต่ละการทดสอบจะวัดซ้ำอย่างน้อย 5 ครั้งต่อ 1 การทดสอบเพื่อความแม่นยำของค่านับวัดโดยที่ไม่ได้ตรวจสอบตำแหน่งของหัววัดรังสีเมื่อมีการเปลี่ยนการทดสอบใหม่ ซึ่งหัววัดรังสีอาจไม่ได้อยู่ในตำแหน่งเดิมที่

วางในตอนแรกและประจวบกับพลังงานที่ใช้เป็นพลังงานที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบอาจส่งผลทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนระหว่างการวัดและการคำนวณขึ้นได้ และนอกจากนี้ลักษณะข้อมูลของลำรังสี (Beam data) ที่อยู่ในระบบวางแผนการรักษาอิลลิปส์ที่ใช้อัลกอริทึม AAA ในการคำนวณปริมาณรังสีและระบบวางแผนการรักษาเรย์สเตชันที่ใช้อัลกอริทึม CCC ในการคำนวณปริมาณรังสีต้องการค่าข้อมูลของลำรังสีที่แตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับระบบวางแผนการรักษาในแต่ละระบบ ดังนั้นปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากทั้งสองอัลกอริทึมอาจแตกต่างกันเล็กน้อย

2.2 การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุด (Point dose) สำหรับอัลกอริทึม AAA และ CCC ในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน จากผลการทดสอบความถูกต้องโดยการทดสอบตามขนาดพื้นที่ฉายรังสีอ้างอิง 10x10 ตารางเซนติเมตร การเปิดพื้นที่ฉายรังสีโดยการบล็อกมุมของพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC การเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องด้วย 4 ทิศทางของลำรังสีในแนวซ้าย ขวา หน้า หลัง การเปิดพื้นที่ฉายรังสีด้วย MLC การเปิดพื้นที่ฉายรังสีรูปตัวแอลด้วย MLC โดยลำรังสีตกกระทบในแนวเฉียง 30 องศา และการเปิดพื้นที่ฉายรังสีโดยที่ลำรังสีไม่ได้อยู่ในแนวระนาบเดียวกัน โดยใช้พลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบพบว่าผลของอัลกอริทึม CCC และ AAA ผ่านเกณฑ์การยอมรับได้ในทุกการทดสอบสำหรับตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน แต่มี 1 กรณีที่เมื่อพิจารณาผลของการทดสอบการเปิดพื้นที่ฉายรังสีแบบกล่องด้วย 4 ทิศทางของลำรังสีในแนวซ้าย ขวา หน้า หลัง ซึ่งวัดปริมาณรังสีที่มุม 0 90 270 และ 180 องศาแล้วผลที่มุม 90 และ 270 องศาของตำแหน่งการวัดที่ 6 ของอัลกอริทึม AAA ไม่ผ่านเกณฑ์การประเมินทั้งในพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ค่าร้อยละความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นนี้อาจเกิดจากทิศทางของลำรังสีในแนวด้านข้างที่ผ่านเนื้อเยื่อไปยังปอดสำหรับมุม 90 องศา และทิศทางการเข้าของลำรังสีที่มุม 270 องศาจะผ่านเนื้อเยื่อไปยังปอดและจากปอดไปยังเนื้อเยื่อและจากเนื้อเยื่อไปยังปอดที่เป็นตำแหน่งที่ 6 สำหรับการวัดซึ่งแทนบริเวณที่เทียบเท่ากับปอด ดังนั้นอาจส่งผลทำให้กระบวนการเกิดอันตรกิริยาของลำรังสีและตัวกลางที่มีความหนาแน่นของอิเล็กตรอนต่างกันมากโดยเฉพาะบริเวณรอยต่อระหว่างเนื้อเยื่อและปอดเกิดการลดทอนปริมาณรังสีปฐมภูมิ (Primary photon attenuation) การสูญเสียพลังงานไปต่อระยะการเคลื่อนที่ภายในความหนาแน่นของตัวกลาง (Stopping power density effect) และการกระเจิงของโฟตอนและอิเล็กตรอนทุติยภูมิ (Secondary photon and electron) ซึ่งทำให้เพิ่มความซับซ้อนให้กับอัลกอริทึมในการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษา ส่งผลให้ประสิทธิภาพในการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมลดลง [58] ซึ่งอัลกอริทึม CCC และ AAA ใช้หลักการจำลองการกระจายปริมาณรังสีเดียวกันคือ Model based algorithms ซึ่งจะคำนวณปริมาณรังสีในบริเวณ

ความหนาแน่นของอิเล็กตรอนต่ำ (Low density) หรือปอดได้ต่ำกว่าเมื่อเทียบกับการวัดจริงทั้งสอง อัลกอริทึม ซึ่งให้ผลไปในทางเดียวกันงานวิจัยของคุณ Golestani A et al. [40] และงานวิจัยของคุณ Rutonjski L et al. [60]

3. การตรวจสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสี (Dose distribution) ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA เทียบกับการวัดด้วยฟิล์มชนิดภาพโครมิก ในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน

จากผลการตรวจสอบความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสี (Dose distribution) ที่คำนวณด้วยสองอัลกอริทึมเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดด้วยฟิล์มชนิดภาพโครมิกในหุ่นจำลอง ทรวงอก ที่วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีแกมมา ร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร ที่ระดับร้อยละอัตราความผ่านแกมมา 90 พบว่า ร้อยละอัตราความผ่านแกมมาที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA เท่ากับ ร้อยละ 98.5 และ ร้อยละ 100 ทั้งพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ตามลำดับ ในขณะที่การกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC อยู่ภายในเกณฑ์การประเมินที่มีค่าร้อยละ 90.1 และร้อยละ 99.6 ทั้งพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบเช่นกัน และเมื่อพิจารณาค่าปริมาณรังสีจุดศูนย์กลาง (Central axis :CAX) พบว่าอัลกอริทึม CCC คำนวณปริมาณรังสีที่มากกว่าการวัดด้วยฟิล์ม (Overestimate dose) ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Victor Löf [49] ซึ่งพบว่าอัลกอริทึม CCC คำนวณปริมาณรังสีมากกว่า (Overestimate dose) สำหรับในพื้นที่ฉายรังสี และจะคำนวณปริมาณรังสีต่ำกว่าพื้นที่ฉายรังสี (Underestimate dose) เมื่อเทียบกับการคำนวณด้วยวิธีมอนติคาร์โล ซึ่งความต่างนี้เกิดจากอัลกอริทึม CCC ไม่ได้มีการจำลองการเพิ่มขึ้นของ lateral scattering ของอิเล็กตรอนทำให้เกิดการขาดสมดุลทาง อิเล็กตรอนิกส์ในแนวด้านข้าง ในบริเวณที่เป็นความหนาแน่นต่ำ นอกจากนี้อัลกอริทึม CCC ไม่มีการจำลองการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของ backscatter ในความหนาแน่นที่เปลี่ยนไปของค่าเคอร์เนลเนื่องจากเคอร์เนลนี้ถูกคำนวณจากในน้ำ [49] และยังสอดคล้องกับงานวิจัยของ Y.M Guan และคณะ [50] จากการตรวจสอบความถูกต้องของอัลกอริทึม CCC (Pinnacle TPS) ในตัวกลางที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน และนอกจากนี้ผลการประเมินการกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA สอดคล้องกับงานวิจัยของ Han et al. [27] ที่พบว่าอยู่ในเกณฑ์การประเมินร้อยละ 3/3 มิลลิเมตร ที่ระดับร้อยละอัตราความผ่านแกมมา 90 ที่วัดโดยใช้ภาพโครมิกฟิล์มเท่ากับร้อยละ 91.7 สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และงานวิทยานิพนธ์ของ Repchak R et al. [48] ได้ประเมินความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณจากอัลกอริทึม AAA ด้วยพลังงานที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบสำหรับการฉายรังสีร่วมฟกัทบบริเวณปอดในหุ่นจำลองที่มีเนื้อเยื่อต่างกันชื่อว่า RPC วิเคราะห์ด้วยค่าดัชนีแกมมา ร้อยละ 5/3 มิลลิเมตร ที่ระดับร้อยละอัตราความผ่านแกมมา 90 พบว่า มีค่า

เท่ากับร้อยละ 93.7 และ 95.8 สำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบตามลำดับ ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความถูกต้องของการคำนวณการกระจายปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA และ CCC ไม่ว่าจะใช้พลังงาน 6 หรือ 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบก็ตาม

4. การประเมินแผนการรักษาระหว่างการคำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และ AAA ของผู้ป่วย 17 รายตามมาตรฐาน RTOG 0813

จากผลของงานวิจัยเมื่อประเมินด้วยค่า D_{min} D_{mean} D_{max} $D_{99\%}$ และ $D_{95\%}$ แสดงให้เห็นว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างปริมาณรังสีที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม CCC และการคำนวณใหม่ (Re-calculation) ด้วยอัลกอริทึม AAA อาจเกิดจากอัลกอริทึม CCC และ AAA ใช้หลักการคำนวณปริมาณรังสีด้วยหลักการเดียวกันคือ Model based algorithms [30, 58, 59] เป็นการจำลองการเกิด Primary photon และ Secondary electron ด้วยวิธีการมอนติคาร์โลที่มีการคำนึงถึงการแก้ค่าในบริเวณที่มีเนื้อเยื่อต่างกัน (Heterogeneity correction) เพื่อให้การกระจายปริมาณรังสีมีความถูกต้องใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากที่สุด ซึ่งในขั้นตอนของการแก้ค่า Heterogeneity correction มีลักษณะที่แตกต่างกันระหว่างอัลกอริทึม CCC และ AAA นอกจากนี้แผนการรักษาของอัลกอริทึม AAA เกิดจากการกำหนด MU และ ลักษณะการเคลื่อนที่ของ MLC ที่เท่ากับผลของอัลกอริทึม CCC ดังนั้นอาจจะไม่เป็นผลดีสำหรับอัลกอริทึม AAA เมื่อใช้เปรียบเทียบกันเนื่องจากการคำนวณใหม่นั้นไม่ได้มีการทำในขั้นตอน Optimization เพื่อให้ได้เป็นแผนการรักษาที่ดีที่สุดสำหรับอัลกอริทึม AAA

จากผลของการประเมินแผนการรักษาด้วย $R_{100\%}$ $R_{50\%}$ D_{2cm} และ $V_{20\%}$ (ปอดสองข้าง) ตามมาตรฐาน RTOG 0813 แสดงให้เห็นว่าเกิด Major deviation ของค่า $R_{50\%}$ ที่บ่งบอกถึงแผนการรักษาที่ไม่เป็นไปตามเกณฑ์มาตรฐาน RTOG 0813 ทั้งหมด 7 PTV สำหรับผลของอัลกอริทึม AAA โดยตำแหน่งของก้อนมะเร็งทั้ง 7 PTV นี้มีขนาดเล็กและอยู่บริเวณรอยต่อระหว่างปอดและเนื้อเยื่อซึ่งบริเวณนี้มีผลต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสี ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของคุณ Srivastava RP et al. [55] แสดงให้เห็นว่าปัจจัยจากความซับซ้อนของความหนาแน่นของอวัยวะที่ต่างกันและเนื้อเยื่อต่างกัน อัลกอริทึมในการคำนวณปริมาณรังสีจะต้องมีการแก้ค่าให้มีความถูกต้องใกล้เคียงกับความเป็นจริง โดยผลกระทบที่เกิดจากความไม่สมดุลทางอิเล็กทรอนิกส์ของอนุภาคประจุชั่วคราว (Transient electronic disequilibrium) ณ บริเวณรอยต่อของเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นต่างกันจะไปเพิ่มความยากในการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึม ไม่ว่าจะใช้อัลกอริทึม CCC หรือ AAA นอกจากนี้อัลกอริทึม AAA จะคำนวณปริมาณรังสีได้มากกว่าความเป็นจริงในบริเวณใกล้เคียงจากเนื้อเยื่อไปยังปอดและจะคำนวณปริมาณรังสีได้ต่ำกว่าความเป็นจริงในบริเวณใกล้เคียงจากปอดไปยังเนื้อเยื่อที่ได้อธิบายไว้ใน

งานวิจัยของคุณ Chopra KL et al. [43] และสำหรับงานวิจัยนี้เป็นการศึกษาในบริเวณปอดซึ่งมีก้อนมะเร็งมีความหนาแน่นใกล้เคียงกับเนื้อเยื่อที่ถูกล้อมรอบด้วยปอดที่มีความหนาแน่นต่ำ กระดูกซี่โครง และกระดูกสันหลังที่มีความหนาแน่นสูง ซึ่งมีความหนาแน่นที่ต่างกันมาก ดังนั้นที่บริเวณรอยต่อของเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นต่างกันจะมีผลต่อกระบวนการในการคำนวณปริมาณรังสีแล้วนั้น ขนาดของก้อนมะเร็งที่มีขนาดเล็กที่ซึ่งสัมพันธ์กับพื้นที่ฉายรังสีมีขนาดเล็กตามขนาดของก้อนมะเร็งก็อาจจะเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลกระทบต่อความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีเช่นกัน [56]





บรรณานุกรม

- [1] จันจิรา เพชรสุขศิริ. (2560). บทบาทของรังสีรักษาในการรักษาโรคมะเร็ง. สืบค้น 16 สิงหาคม 2560, จาก <http://www.si.mahidol.ac.th/th/department/radiology/Pdf/book/>
- [2] พวงทอง ไกรพิบูลย์. (2555). มะเร็งปอดชนิดเซลล์ตัวโต (Non-small cell lung cancer: NSCLC). สืบค้น 16 สิงหาคม 2560, จาก <http://haamor.com/th>
- [3] Benedict, S. H., Yenice, K. M., Followill, D., Galvinet, J. M., Hinson, W., & Kavanagh, B. (2010). Stereotactic body radiation therapy: The report of TG101. *Med Phys*, 37, 4078-4101.
- [4] สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยาฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. (ม.ป.ป.). การฉายรังสีร่วมฟิสิกส์. สืบค้น 16 สิงหาคม 2560, จาก [http://www.chulacancer.net/uploads/upfiles/files/stereoT\(1\).pdf](http://www.chulacancer.net/uploads/upfiles/files/stereoT(1).pdf)
- [5] Radiological Society of North America. (n.d.). *Stereotactic body radiation therapy highly effective lung cancer treatment*. Retrieved August, 18, 2017, from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6318482/>
- [6] Cherpak, A. J., Cygler, J. E., Andrusyk, S., Pantarotto, J., MacRae, R., & Perry, G. (2012). Clinical use of a novel in vivo 4D monitoring system for simultaneous patient motion and dose measurements. *Radiother Oncol*, 102(2), 290–296.
- [7] Klein, E. E., Hanley, J., & Bayouth, J. (2009). Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*, 36(9), 4197–4212.
- [8] Brahme, A. (2003). Biologically optimized 3-dimensional in vivo predictive assay-based radiation therapy using positron emission tomography-computerized tomography imaging. *Acta Oncol*, 42(2), 123–136.
- [9] Karlsson, M., & Zackrisson, B. (1997). Exploration of new treatment modalities offered by high energy (up to 50 MeV) electrons and photons. *Radiother Oncol*, 43(3), 303–309.
- [10] Araki, F. (2006). Monte carlo study of a cyberknife stereotactic radiosurgery system. *Med Phys*, 33(8), 2955–2963.

- [11] Dieterich, S., & Pawlicki, T. (2008). Cyberknife image-guided delivery and quality assurance. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 71(1 Suppl), S126–S130.
- [12] Jeraj, R., Mackie, T. R., & Balog, J. (2004). Radiation characteristics of helical tomotherapy. *Med Phys*, 31(2), 396–404.
- [13] Christina, Z., Nathan, B., Rongtao, M., Xiaoying, L., & Shuo, W. (2017).
A comprehensive dosimetric study on switching from a Type-B to a Type-C dose algorithm for modern lung SBRT. *Radiat Oncol*, 12, 80.
- [14] Varian Medical Systems. (2009). *Eclipse Algorithms Reference Guide*. N.P.: n.p.
- [15] Tillikainen, L., Helminen, H., Torsti, T., Siljamäki, S., & Alakuijala, J. (2008).
A 3D pencil beam based superposition algorithm for photon dose calculation in heterogeneous media. *Phys. Med. Biol*, 53, 3821–3839.
- [16] Golestani, A., Houshyari, M., Mostaar, A., & Arfaie, A. J. (2015). Evaluation of dose calculation algorithms of Isogray treatment planning system using measurement in heterogeneous phantom. *Rep Radiother Oncol*, 2(3), e5320.
- [17] Zhou, C., Bennlon, N., Ma, R., Liang, X., & Wang, S. (2017). A comprehensive dosimetric study on switching from a Type-B to a Type-C dose algorithm for modern lung SBRT. *Radiat Oncol*, 12, 80.
- [18] Chaikh, A., Khamphan, C., Kumar, T., Garcia, R., & Balosso, J. (2016).
What should we know about photon dose calculation algorithms used for radiotherapy? Their impact on dose distribution and medical decisions based on TCP/NTCP. *Int J Cancer Ther Oncol*, 4, 4418.
- [19] Ahnesjö, A. (1989). Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys*, 16, 577–92.
- [20] Raystation. (n.d.). Raystation dose calculation algorithms.
Retrieved August, 18, 2017, from <https://pdfs.semanticscholar.org/c59a/4c830073f2db249f6ae7a18bf85d799b8785.pdf>
- [21] Miften, M., Fraass, B., & McShan, D. (1996): Analysis of the accuracy of various approximations in convolution dose calculation methods. *Med. Phys*, 6, 1128.

- [22] Papanikolaou, N., Mackie, T. R., Meger-wells, C., & Gehring, M. (1993). Investigation of the convolution method for polyenergetic spectra. *Mes Phy*, 20, 1327-1336.
- [23] Sharp, M. B., & Battista, J. J. (1993). Dose calculations using convolution and superposition principles: The orientation of dose spread kernels in divergent x-ray beams. *Med. Phy*, 20, 1685-1694.
- [24] Chaikh, A., Khamphan, C., Kumar, T., Garcia, R., & Balosso, J. (2016). What should we know about photon dose calculation algorithms used for radiotherapy? Their impact on dose distribution and medical decisions based on TCP/NTCP. *Int J Cancer Ther Oncol*, 4, 4418.
- [25] Wen, N., Lu, S., Kim, J., Qin, Y., Huang, Y., & Zhao, B. (2016). Precise film dosimetry for stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy quality assurance using Gafchromic™ EBT3 films. *Radiat Oncol*, 11, 2-11.
- [26] International Atomic Energy Agency. (2008). Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. *IAEA*, 3-67.
- [27] Han, T., Followill, D., Mikell, J. K., Repchak, R., Molineu, A., & Howell, R. (2013). Dosimetric impact of Acuros XB deterministic radiation transport algorithm for heterogeneous dose calculation in lung cancer. *Med Phys*, 40, 051710-1.
- [28] Zhen, H., Hrycushko, B., Lee, H., Timmerman, R., Pompos, A., & Stojadinovic, S. (2015). *Dosimetric comparison of Acuros XB with collapsed cone convolution/superposition and anisotropic analytic algorithm for stereotactic ablative radiotherapy of thoracic spinal metastases*. N.P.: n.p.
- [29] Zheng, D., Verma, V., Wang, S., Liang, X., & Zhou, S. (2018). Does intensity modulation increase target dose calculation errors of conventional algorithms for lung SBRT? *J Appl Clin Med Phys*, 19(2), 154–159.
- [30] Zhou, C., Bennion, N., Ma, R., Liang, X., & Wang, S. (2017). A comprehensive dosimetric study on switching from a Type-B to a Type-C dose algorithm for modern lung SBRT. *Radiat. Oncol*, 12, 80.

- [31] PHILIPS. (n.d.). *Brilliance big bore 16 slices*. Retrieved August 18, 2017, from <https://www.amberusa.com/equipment/ct/16-slice/philips-brilliance-big-bore>
- [32] Varian. (n.d.). *TrueBeam® Radiotherapy System*. Retrieved August 18, 2017, from <https://www.varian.com/ch/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system?cat=workflow>
- [33] Radiation Products Design. (n.d.). *Scanditronix / Wellhofer Compact chamber CC13*. Retrieved 18 August 2017, from <http://www.rpdinc.com/scanditronix-wellhofer-compact-chamber-cc13-992.html>
- [34] Radiation Products Design. (n.d.). *Gafchromic film*. Retrieved August 19, 2017, from <http://www.rpdinc.com/gafchromic-film-ebt3-8x10-inch-243.html>
- [35] Proscan. (n.d.). *Microtek ScanMaker 9800XL flatbed scanner*. Retrieved August 19, 2017, from <http://www.proscan.com.au/microtek-scanmaker-9800xl-flatbed-scanner>
- [36] Varian. (n.d.). *Eclipse™ Treatment Planning System*. Retrieved August 19, 2017, from <https://www.varian.com/oncology/products/software/treatment-planning/eclipse-treatment-planning-system>
- [37] Craft, D., Chen, W., Salari, E., Yarmand, H., Wala, J., & Hong, T. (2017). *Ray station treatment planning system. Massachusetts general hospital department of radiation oncology*. Retrieved August 19, 2017, from <https://gray.mgh.harvard.edu/%20research/optimization/39-multicriteria-optimization>
- [38] International Atomic Energy Agency (IAEA) (2005). *commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer: Technical Report Series 430*. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- [39] Mzenda, B., Mugabe, K. V., Sims, R., Godwin, G., & Loria, D. (2014). *Modeling and dosimetric performance evaluation of the Ray station treatment planning system*. N.P.: n.p.
- [40] Asnaashari, K., Nodehi, M. R. G., Mahdavi, S. R., Gholami, S., & Khosravi, H. R. (2013). *Dosimetric comparison of different inhomogeneity correction algorithms for external photon beam dose calculations*. N.P.: n.p.

- [41] Golestani, A., Houshyari, M., Mostaar, A., & Arfaie, A. J. (2015). Evaluation of dose calculation algorithms of Isogray treatment planning system using measurement in heterogeneous phantom. *Rep Radiother Oncol*, 2(3), e5320.
- [42] RTOG. (2012). *Seamless phase I/II study of stereotactic lung radiotherapy (SBRT) for early stage, centrally located, non-small cell lung cancer (NSCLC) in medically inoperable patients. RTOG 0813*. N.P.: n.p.
- [43] Chopra, K. L., Leo, P., Kabat, C., Rai, D. V., Avadhani, J., & Kehwar, T. S. (2018). Evaluation of dose calculation accuracy of treatment planning systems in the presence of tissue heterogeneities. *Ther Radiol Oncol*, 2, 28.
- [44] Ray Search Laboratories AB (2016). *Ray station 6 reference manual*. Stockholm: n.p.
- [45] Herrick, A. C. (2010). A comparative dosimetric analysis of the effect of heterogeneity corrections used in three treatment planning algorithms (Doctoral dissertation). University of Toledo, N.P.
- [46] Devpura, S., Siddiqui, M. S., Chen, D., Liu, D., & Li, H. (2014). *Recommendations for dose calculations of lung cancer treatment plans treated with stereotactic ablative body radiotherapy (SABR)*. N.P.: n.p.
- [47] Chetty, I. J., Devpura, S., Liu, D., Chen, D., Li, H., & Wen, N. M. (2013). Correlation of dose computed using different algorithms with local control following stereotactic ablative radiotherapy (SABR)-based treatment of non-small-cell lung cancer. *Radiother Oncol*, 498, 504.
- [48] Repchak, R., & Followill, D. S. (2012). *Evaluation of the effectiveness of anisotropic analytical algorithm in flattened and flattening filter free beams for high energy lung dose delivery using the radiological physics center lung phantom* (Doctoral dissertation). N.P.: University of Texas Health Science Center.
- [49] Löf, V. (2015). *The difference between a collapsed cone based and a monte carlo based dose calculation algorithm* (Doctoral dissertation). N.P.: KTH School of Engineering Sciences.

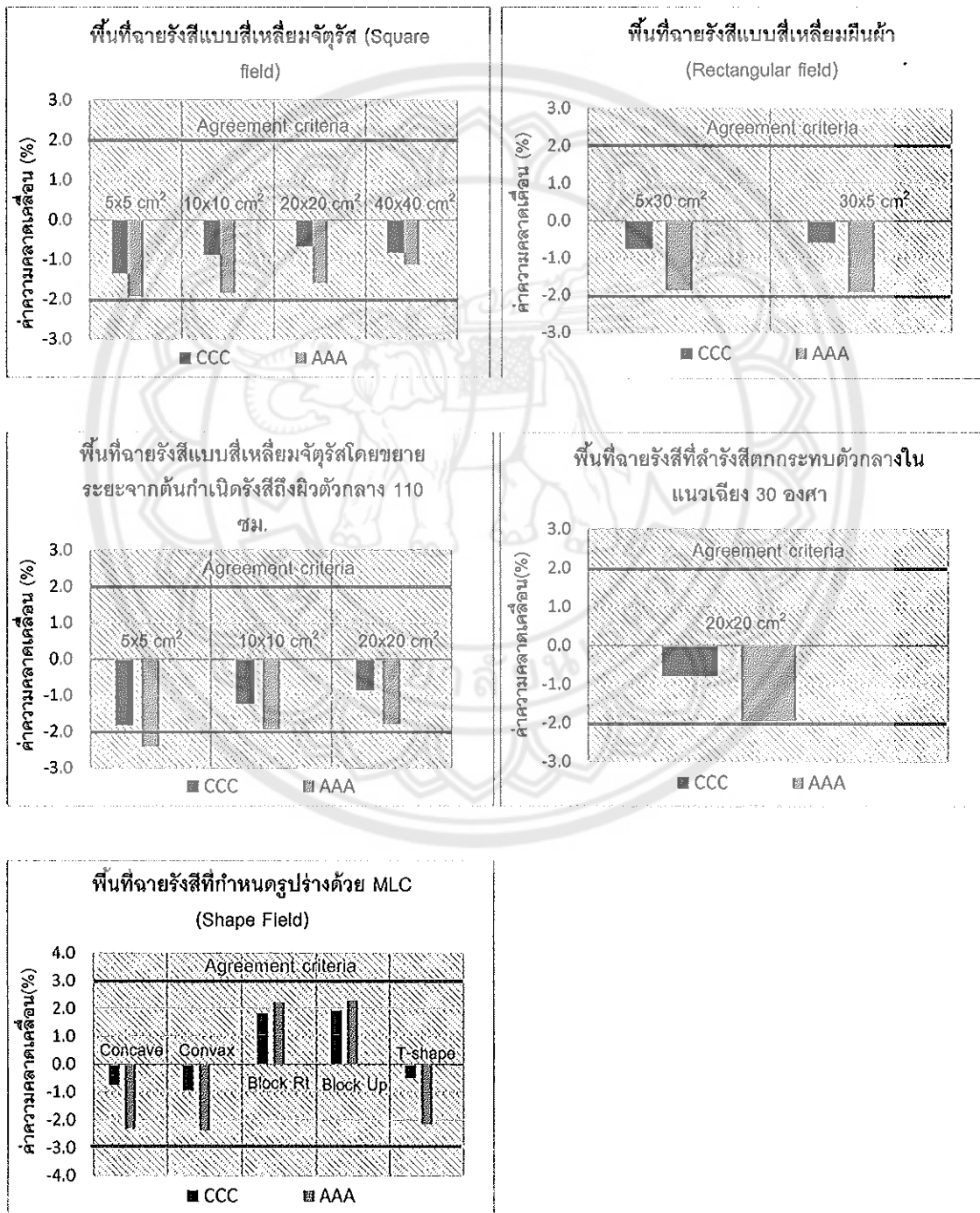
- [50] Guan, Y. M., Zhou, L. H., Zhen, X., Lu, W. T., & Zhang, S. X. (2010). *Dosimetric verification of collapsed cone convolution algorithm in heterogeneous media*. England: Biomed.
- [51] Rana, S., Rogers, K., Pokharel, S., & Cheng, C. (2014). Evaluation of acuros XB algorithm based on RTOG 0813 dosimetric criteria for SBRT lung treatment with RapidArc. *J Appl Clin Med Phys*, 15(1), 4474.
- [52] Li, J., Galvin, J., Harrison, A., Timmerman, R., Yu, Y., & Xiao, Y. (2012). Dosimetric verification using monte carlo calculations for tissue heterogeneity-corrected conformal treatment plans following RTOG 0813 dosimetric criteria for lung cancer stereotactic body radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 84(2), 508–513.
- [53] Ezzell, G. A., Burmeister, J. W., Dogan, N., LoSasso, T. J., Mechalakos, J. G., & Mihailidis, D. (2009). IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys*, 36, 5362–5366.
- [54] PTW Headquarters. (2018). *Freiburg: Acrylic and RW3 Slab Phantoms*. Retrieved May 13, 2019, from https://www.ptw.de/acrylic_and_rw3_slab_phantoms0.html
- [55] Srivastava, R. P., Olteanu, A., Ebongue, A. N., Bekaert, B., De Wagter, C. (2009). Output measurement for small field photon beams in a sandwiched phantom. In *dossel O and Schlegel WC, editors. IFMBE Proceedings 2009* (pp. 601–603.). New York: Springer.
- [56] Wilcox, E. E., Dasakalov, G. M., Lincoln, H., Shumway, R. C., Kaplan, B. M., Colasanto, J. M. (2010). Comparison of planned dose distributions calculated by Monte Carlo and Ray-Trace algorithms for the treatment of lung tumors with cyberknife: a preliminary study in 33 patients. *Int J Radiat Oncol, Biol Phys*, 77(1), 277–84.

- [57] Wu, V. W., Tam, K. W., Tong, S. M. (2013). Evaluation of the influence of tumor location and size on the difference of dose calculation between Ray Tracing algorithm and Fast Monte Carlo algorithm in stereotactic body radiotherapy of non-small cell lung cancer using Cyber Knife. *J Appl Clin Med Phys*, 14, 68-77.
- [58] Papanikolaou, N., Battista, J. J., Boyer, A. L., Kappas, C., Klein, E., Mackie, T. R. (2004). Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams. *Report of Task Group No. 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine*, 85, 19-31.
- [59] Oelfke, U., & Scholz, C. (n.d.). *Dose Calculation Algorithms* [Internet]. Retrieved May 13, 2019, from <http://eknygos.lsmuni.lt/springer/315/187-196.pdf>
- [60] Rutonjski, L., Petrovic, B., Baucal, M., Teodorovi, M., Cudic, O., Gershkevitch, E. (2012). Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems in Serbia: national audit. *Radiat Oncol*, 2012, 1-8.
- [61] *The Respiratory System, Lung Lobe Anatomy*. (2017). Retrieved May 13, 2019, from <https://www.therespiratorysystem.com/glossary/lung-lobes/>

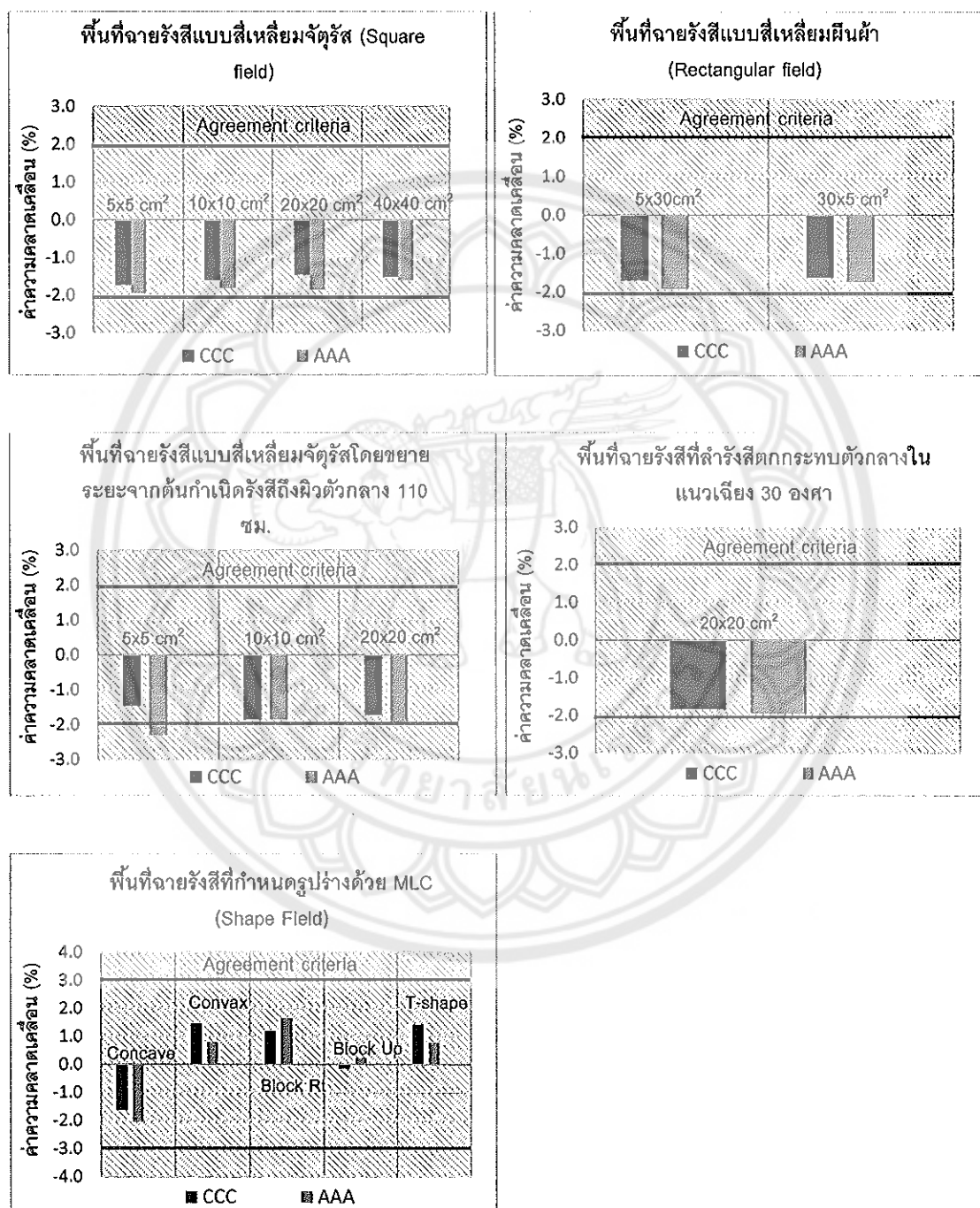


ภาคผนวก ก

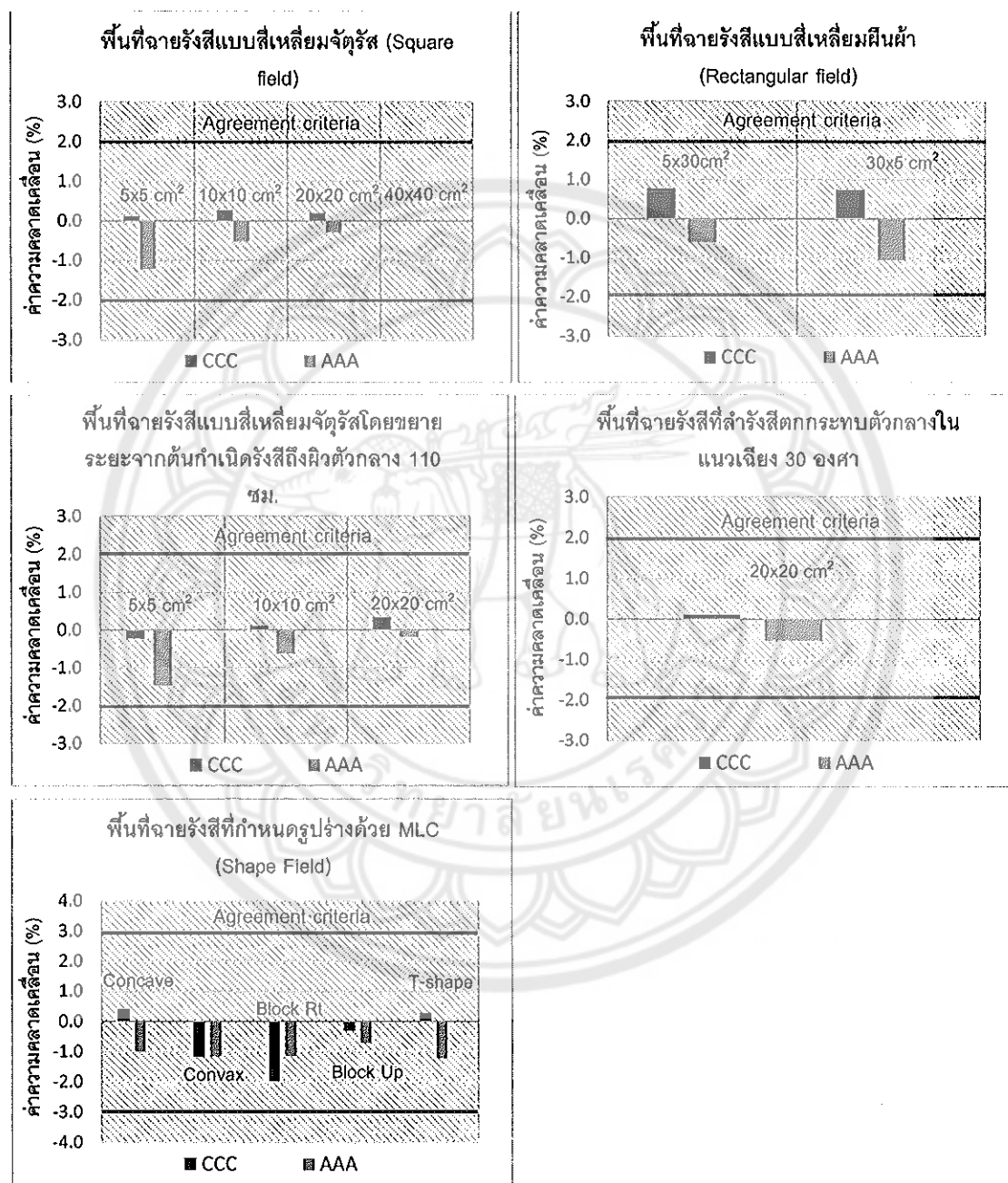
กราฟแสดงผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกันในทุกการทดสอบที่ความลึก 5 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



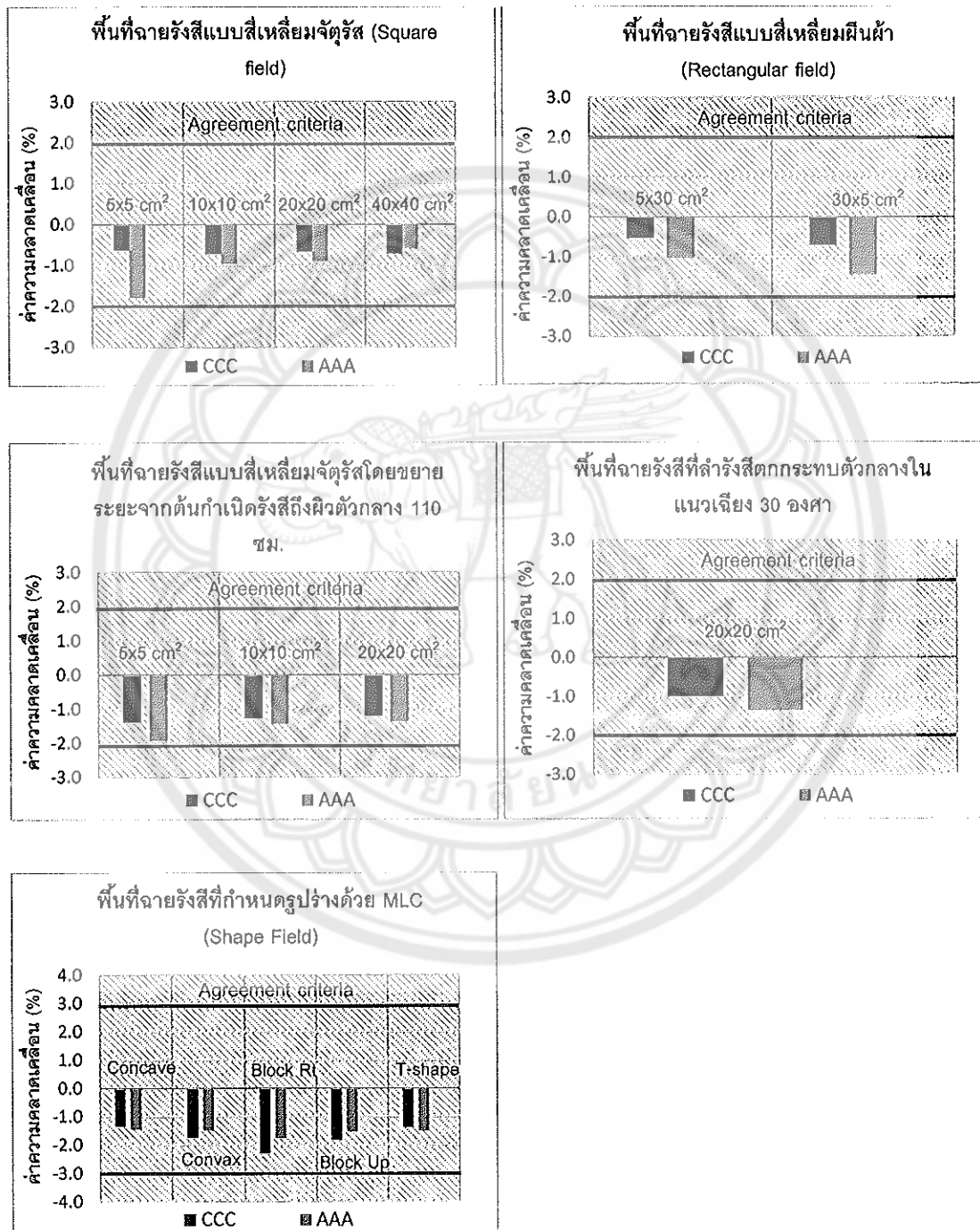
กราฟแสดงผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกันในทุกการทดสอบที่ความลึก 5 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



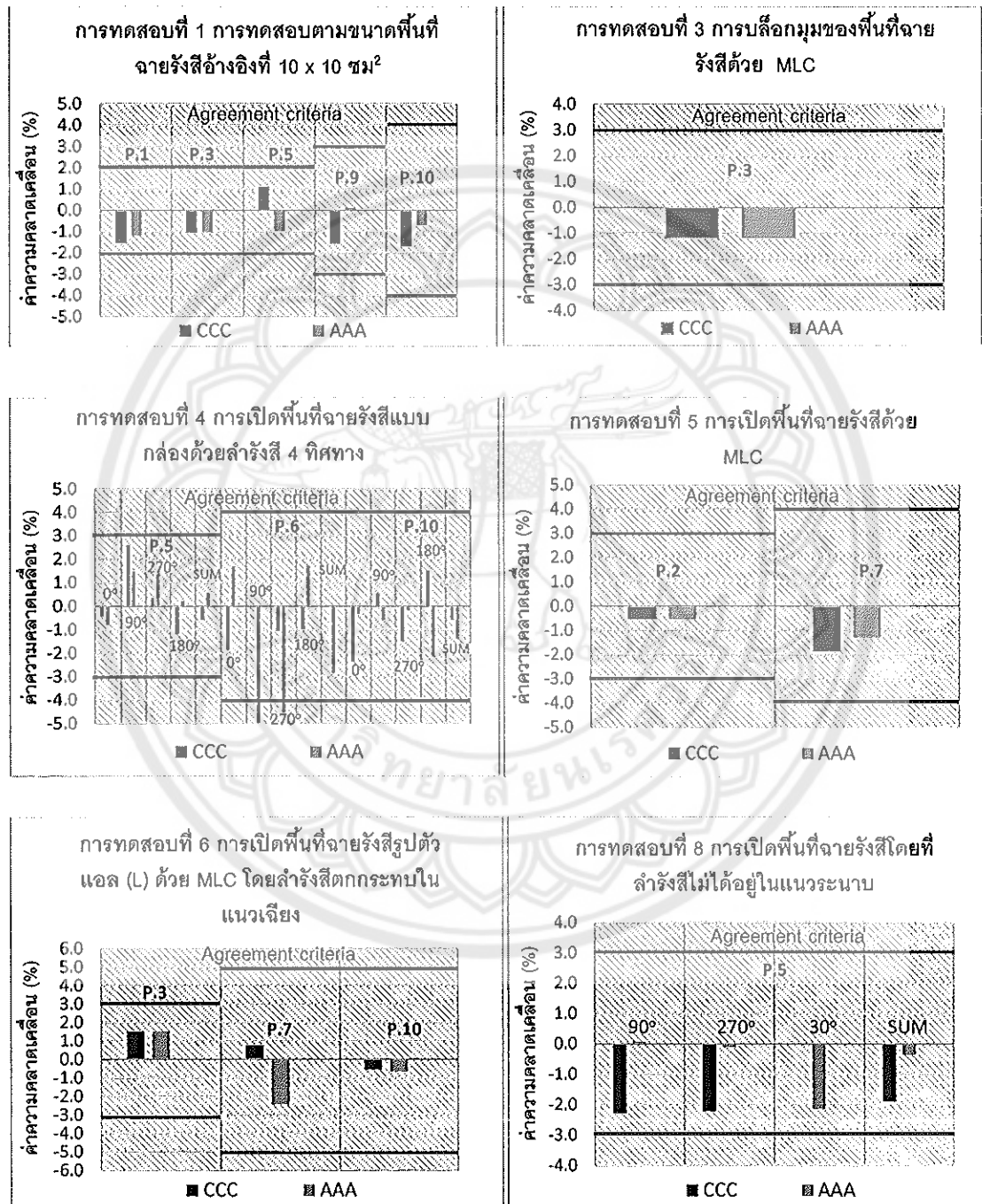
กราฟแสดงผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกันในทุกการทดสอบที่ความลึก 10 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



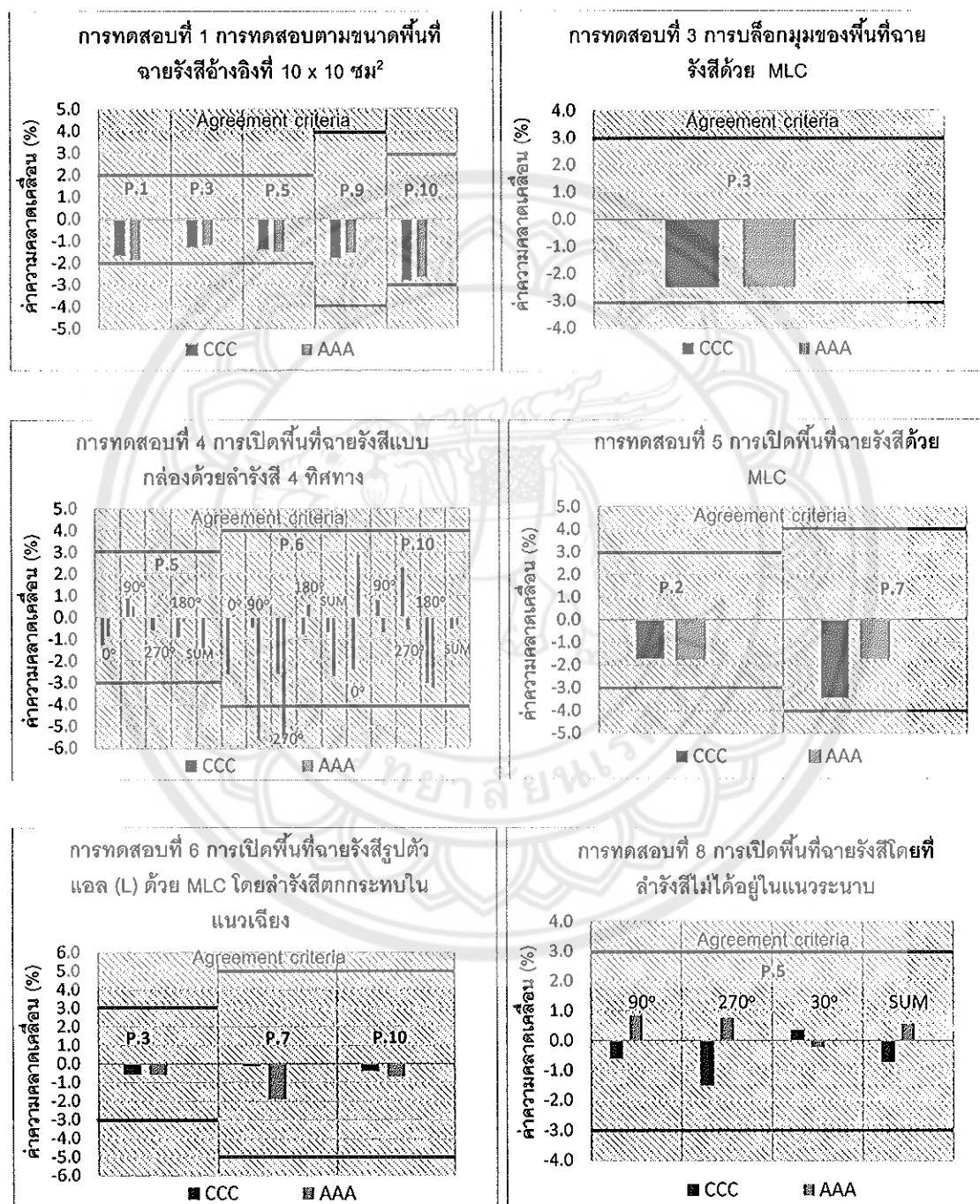
กราฟแสดงผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อเดียวกันในทุกการทดสอบที่ความลึก 10 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



กราฟแสดงผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างกันในทุกการทดสอบ สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



กราฟแสดงผลการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีแบบจุดของอัลกอริทึม CCC และ AAA ในตัวกลางที่เป็นเนื้อเยื่อต่างกันในทุกการทดสอบ สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



ภาคผนวก ข

การคาลิเบตฟิล์มก่อนการวัดการกระจายปริมาณรังสี

1. การเตรียมฟิล์มชนิดกราฟโครมิกรูน EBT3

1.1 ตัดฟิล์มให้มีขนาด 4x4 ตารางเซนติเมตร จำนวน 24 แผ่น โดยแบ่งเป็น 2 ชุด (12 แผ่นสำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ และ 12 แผ่นสำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ)

2. กำหนดปริมาณรังสีสำหรับการคาลิเบตทั้ง 2 พลังงานคือ 0 2 4 5 6 7 8 9 10 11 13 และ 14 เกรย์

3. การฉายปริมาณรังสีให้กับฟิล์มด้วยค่ามอโนเตอร์ยูนิตที่สัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่กำหนดในข้อ 2

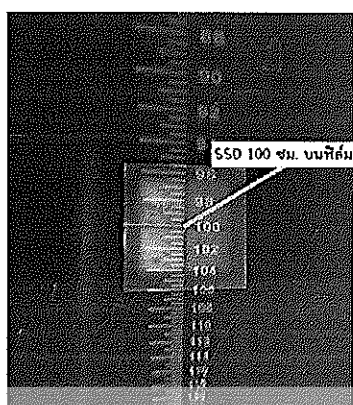
3.1 กำหนดพารามิเตอร์สำหรับการฉายรังสีคือ

3.1.1 อัตราปริมาณรังสี 1200 มอรันิเตอร์ยูนิตต่อนาที สำหรับทั้งสองพลังงาน

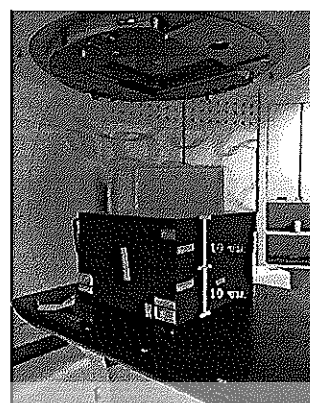
3.1.2 ขนาดพื้นที่ฉายรังสี เท่ากับ 10x10 ตารางเซนติเมตร

3.1.3 ฉายรังสีด้วยเทคนิค SAD เท่ากับ 100 เซนติเมตร ที่ความลึก 10 เซนติเมตร

3.2 การติดตั้งหุ่นจำลอง Solid water phantom โดยวางเป็นฐาน 10 เซนติเมตร จากนั้นวางฟิล์มลงบนหุ่นจำลอง Solid water phantom และกำหนด SSD บนฟิล์มเท่ากับ 100 เซนติเมตร ดังแสดงในภาพที่ 42 (ก) แล้ววางหุ่นจำลอง Solid water phantom ที่มีความหนาเพิ่มอีก 10 เซนติเมตร เพื่อให้เกิด Full scatter สำหรับการนับวัดปริมาณรังสี ดังแสดงในภาพ 42 (ข)



(ก)



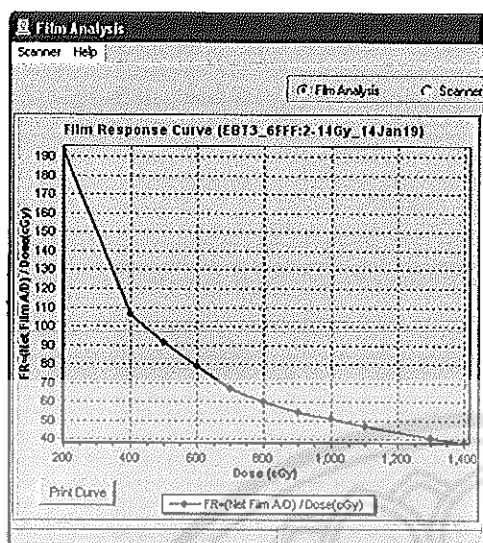
(ข)

ภาพ 42 (ก) การวางฟิล์มบน Solid water phantom ที่ระยะ SSD 100 เซนติเมตร

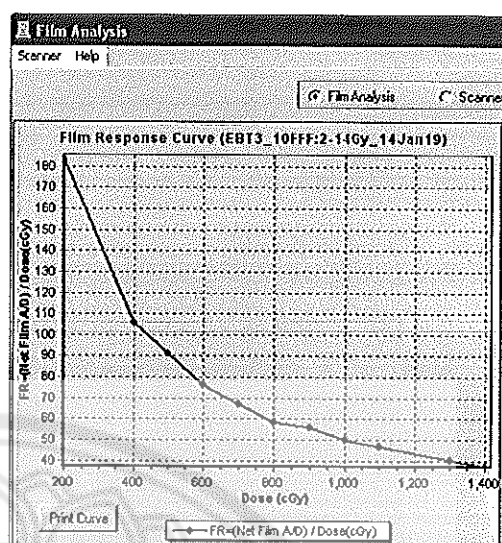
(ข) การติดตั้งหุ่นจำลอง Solid water phantom สำหรับการฉายรังสีบนฟิล์ม

3.3 จากนั้นฉายรังสีด้วยค่ามอนิเตอร์ยูนิตที่สัมพันธ์กับแต่ละค่าปริมาณรังสีคือ 2 4 5 6 7 8 9 10 11 13 และ 14 เกรย์ บนฟิล์มจนครบทั้งสองพลังงาน

3.4 ปลอ่ยฟิล์มที่ฉายรังสีไว้เป็นเวลา 48 ชั่วโมง แล้วนำฟิล์มทั้งหมด 24 แผ่น เข้าเครื่องสแกนเพื่อแปลงค่าความดำของแต่ละค่าปริมาณรังสีไปสร้าง Calibration curve ในแต่ละพลังงานดังแสดงในภาพ 43 (ก) สำหรับพลังงาน 6 และ 43 (ข) สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



(ก)



(ข)

ภาพ 43 (ก) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณรังสีและค่าความดำบนฟิล์ม (OD) ของพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ
 (ข) กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณรังสีและค่าความดำบนฟิล์ม (OD) ของพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ



อภิธานศัพท์

Point dose	: ปริมาณรังสีแบบจุด
Dose distribution	: การกระจายปริมาณรังสีหรือปริมาณรังสี 2 มิติ
Agreement criteria	: เกณฑ์การยอมรับได้ของปริมาณรังสี
Flattening filter free beam	: ลำรังสีที่ไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ
Lung SBRT	: การฉายรังสีร่วมพิภักัดบริเวณลำตัว (บริเวณปอด)
Homogeneity media	: ตัวกลางที่เป็นเนื้อเดียวกัน เช่น ฟุ่นจำลองชนิด Solid water slab phantom
Heterogeneity media	: ตัวกลางที่ไม่เป็นเนื้อเดียวกัน เช่น ฟุ่นจำลองการรักษาบริเวณทรวงอก (IMRT Thorax CIRS phantom)
Treatment planning system	: ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา เช่น ยี่ห์ออคลิปส์ (Eclipse TPS) ยี่ห์อเรย์สเตชั่น (Raystation TPS) เป็นต้น
$R_{100\%}$	: อัตราส่วนของปริมาตรของก้อนมะเร็ง (PTV) ที่เส้นปริมาณรังสีร้อยละ 100 ครอบคลุมปริมาตรของก้อนมะเร็งทั้งหมด
$R_{50\%}$	: อัตราส่วนของปริมาตรของก้อนมะเร็ง (PTV) ที่เส้นปริมาณรังสีร้อยละ 50 ครอบคลุมปริมาตรของก้อนมะเร็งทั้งหมด
D_{2cm}	: ปริมาณรังสีที่ระยะ 2 ซม. จากขอบเขตของก้อนมะเร็ง (PTV)
D_{max}	: ปริมาณรังสีสูงสุด
D_{mean}	: ปริมาณรังสีเฉลี่ย
D_{min}	: ปริมาณรังสีต่ำสุด
$D_{95\%}$	: ปริมาณรังสีที่ปริมาตรร้อยละ 95 ของก้อนมะเร็งได้รับ
$D_{99\%}$	: ปริมาณรังสีที่ปริมาตรร้อยละ 99 ของก้อนมะเร็งได้รับ

อภิธานศัพท์ (ต่อ)

$V_{20\%}$	: ร้อยละของปริมาตรปอดทั้งหมดที่ได้รับปริมาณรังสี 20 เกรย์
D_{1500cc}	: ปริมาณรังสีที่ปริมาตร 1500 cc ของปอดได้รับ
$D_{0.5cc}$	: ปริมาณรังสีที่ปริมาตร 0.5 cc ของกระดูกสันหลังได้รับ
$D_{0.25cc}$	: ปริมาณรังสีที่ปริมาตร 0.25 cc ของกระดูกสันหลังได้รับ

