



ผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
จำลองการรักษาต่อปริมาณรังสีจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์
วางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งปอด



ศศิประภา เนียมสุวรรณค์

วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

ผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
จำลองการรักษาต่อปริมาณรังสีจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์
วางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งปอด



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2563
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนครสวรรค์

วิทยานิพนธ์ เรื่อง "ผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
จำลองการรักษาต่อปริมาณรังสีจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์
วางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งปอด"
ของ ศศิประภา เนียมสุวรรณค์
ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(ดร.พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร์)
..... ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(รองศาสตราจารย์ ดร.ศุภวิฑู สุขเพ็ญ)
..... กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พาชื่น โภทัท)
..... กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(ดร.ชัชฎาพงศ์ บุตรดี)

อนุมัติ

.....
(ศาสตราจารย์ ดร.ไพศาล มุณีสว่าง)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อเรื่อง	ผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ จำลองการรักษาต่อปริมาณรังสีจากการคำนวณด้วยเครื่อง คอมพิวเตอร์ วางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งปอด
ผู้วิจัย	ศศิประภา เนียมสุวรรณค์
ประธานที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์ ดร. ศุภวิฑู สุขเพ็ญ
กรรมการที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พาชื่น โปทัพ
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2563
คำสำคัญ	เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา, ระบบการวางแผนการ รักษา, เลขซีที, คุณภาพของภาพ, มะเร็งปอด

บทคัดย่อ

เอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาเป็นกระบวนการสำคัญของงานรังสีรักษาในเทคนิคฉายรังสีแบบ 3 มิติ โดยภาพที่ได้นำมาใช้กำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง นอกจากนี้ยังให้รายละเอียดของเลขซีทีเพื่อคำนวณปริมาณรังสีด้วยระบบวางแผนการรักษา ความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีและความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพันธ์เป็นปัจจัยสำคัญของการคำนวณค่าปริมาณรังสี เลขซีทีขึ้นกับปัจจัยต่าง ๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งพลังงานของโฟตอนที่ได้จากการตั้งค่าการสแกน บริเวณทรวงอกซึ่งประกอบไปด้วย ปอด กระดูก และน้ำ มีเลขซีทีที่แตกต่างกัน การเปลี่ยนแปลงเลขซีทีจึงส่งผลโดยตรงต่อค่าปริมาณรังสี งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์ผลของการเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และขอบเขตภาพ ที่มีต่อเลขซีทีและปริมาณรังสีจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งปอด โดยทำการสแกนหุ่นจำลองทรวงอก ด้วยการเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์การสแกนในช่วง 80-135 กิโลโวลต์, 100-300 มิลลิแอมแปร์ และขอบเขตภาพ 400-700 มิลลิเมตร จากนั้นวางแผนการรักษา ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบ 1 Field และแบบ 4 Fields ด้วยอัลกอริทึมอะนาไลติคอลแอนนิไฮไลติก (AAA) และอัลกอริทึมอะคูโรส เอ็กซ์บี (Acuros XB: AXB) โดยใช้กราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพันธ์ที่ได้จากโปรโตคอลการสแกนที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพและความถูกต้องของเลขซีทีในการคำนวณปริมาณรังสี แล้วจึงหาเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณได้หรือมอนิเตอร์ยูนิตรหว่างโปรโตคอลการสแกนต่าง ๆ ต่อไป ผลการศึกษา

พบว่า การเปลี่ยนแปลงของค่ากระแสหลอดไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที จึงไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของมอนิเตอร์ยูนิต แต่ค่าความต่างศักย์ และขอบเขตภาพ มีผลต่อเลขซีที โดยเมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ที่มีค่าสูงขึ้น ร่วมกับการใช้ขอบเขตภาพที่มีขนาดเล็ก ส่งผลให้เลขซีทีและมอนิเตอร์ยูนิตมีค่าลดลง เนื่องจากโอกาสในการเกิดปรากฏการณ์โฟโตอิเล็กทริคลดลง และเมื่อทำการเปรียบเทียบค่ามอนิเตอร์ยูนิตรวมของทุกแผนการรักษา จากการเปลี่ยนกราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีที กับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนสัมพันธ์แต่ละเส้น พบว่า ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานสูงสุด ของเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของมอนิเตอร์ยูนิต และร้อยละของค่าการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีสูงสุด เท่ากับ ± 0.61 และร้อยละ 1.73 ตามลำดับ เมื่อคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA และ ± 0.47 และร้อยละ 1.18 ตามลำดับ เมื่อคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AXB

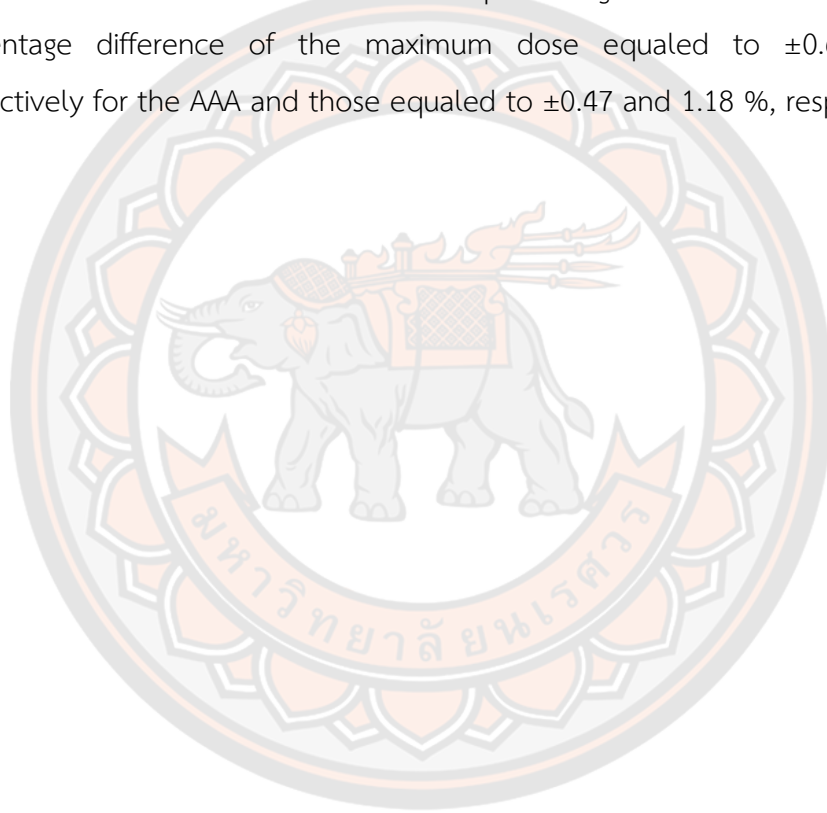


Title	THE IMPACT OF THE VARIATION OF COMPUTED TOMOGRAPHY SIMULATION PARAMETERS TO DOSE CALCULATION IN COMPUTER TREATMENT PLANNING FOR LUNG CANCER PATIENT
Author	SASIPRAPA NIAMSAWAN
Advisor	Associate Professor Supawitoo Sookpeng, Ph.D.
Co-Advisor	Assistant Professor Pachuen Potup, Ph.D.
Academic Paper	Thesis M.S. in Medical Physics, Naresuan University, 2020
Keywords	Computed Tomography Simulator, Treatment Planning System, CT Number, Image Quality, Lung Cancer

ABSTRACT

The computed tomography (CT) simulation is the main process of three-dimensional (3D) radiation therapy. The obtained images are used to identify tumor volumes and their relationship with other critical normal organs. In addition, CT images contain the quantitative data of CT number used for treatment planning system (TPS) dose calculation. Relationships of CT number and relative electron density (RED) is a key factor for dose calculations. CT number depends on several factors especially for photon energy spectrum from scanned parameters. Thorax is one of the inhomogeneous mediums that consist of lung, bone and water. Consequently, there is a variation in CT numbers for the thorax. Variations of CT number directly affect to therapeutic dose calculated by the TPS. The aims of this research were to evaluate the effect of tube voltage, tube current and field of view (FOV) variations on CT number and calculated radiation doses in the TPS for lung cancer patients. The CIRS thorax phantom were scanned using different scan parameters of 80-135 kV, 100-300 mA and 400-700 mm field of view (FOV). The treatment plans were generated with a 1 field and 4 fields, doses were calculated using the Analytical Anisotropic (AAA) and Acuros XB (AXB) Algorithms. CT number – RED curves generated from the scan protocols that passed the standard criteria of image quality and CT number accuracy were used for radiation dose calculation.

Percentage differences for the calculated radiation dose or monitor units (MU) obtained from individual scan were determined. The results revealed that tube current variations have no effect on CT number, consequently it does not affect the variation of MU calculation. However, the use of higher tube voltage together with small FOV resulted in the decrease in MU calculation. This is due to the reduction in photoelectric absorption for a higher tube voltage. For the comparison of the total MU for all treatment plans obtained for individual CT number-RED curves found that the maximum standard deviation (SD) of percentage difference of the MU and the percentage difference of the maximum dose equaled to ± 0.61 and 1.73%, respectively for the AAA and those equaled to ± 0.47 and 1.18 %, respectively for the AXB.



ประกาศคุณูปการ

งานวิจัยชิ้นนี้ได้รับการสนับสนุนการวิจัยทุนพัฒนาบัณฑิตศึกษา จากสำนักงานการวิจัยแห่งชาติ ประจำปีงบประมาณ 2563 ผู้วิจัยจึงขอกราบขอบพระคุณสำนักงานการวิจัยแห่งชาติ ที่สนับสนุนงบประมาณสำหรับการวิจัยนี้ และขอกราบขอบพระคุณรองศาสตราจารย์ ดร.ศุภวิทู สุขเพ็ง ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พาชื่น โภทัพ กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้สละเวลาในการเป็นที่ปรึกษาและให้คำแนะนำ พร้อมทั้งให้การสนับสนุนในการดำเนินการวิจัยอย่างเต็มที่ และขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์อันประกอบไปด้วย ดร.ชิษณุพงศ์ บุตรดี และ ดร.พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร์ ผู้ทรงคุณวุฒิ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์ด้วยความเอาใจใส่ จนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างสมบูรณ์และทรงคุณค่า

ขอขอบพระคุณกลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี สำหรับความอนุเคราะห์สนับสนุนและอำนวยความสะดวกในการเก็บข้อมูล รวมถึงอุปกรณ์ และอาคารสถานที่ตลอดระยะเวลาการดำเนินการวิจัย และกราบขอบพระคุณ คุณคมกริช ครอบเกียรติเลิศ นักฟิสิกส์การแพทย์ ที่ให้การสนับสนุน ทั้งข้อมูล ความรู้ และคำแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์เป็นอย่างดี จนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี ขอขอบพระคุณคณาจารย์ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เป็นอย่างสูง สำหรับความอนุเคราะห์สนับสนุนและอำนวยความสะดวกอาคารสถานที่ตลอดระยะเวลาการดำเนินงานวิจัย

ขอกราบขอบพระคุณโรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ จังหวัดนครสวรรค์ ที่สนับสนุนทุนการศึกษาต่อระดับปริญญาโท กราบขอบพระคุณ พญ.ชนิษฐา พัฒนศักดิ์ภิญโญ รองผู้อำนวยการกลุ่มภารกิจด้านพัฒนาระบบบริการและสนับสนุนบริการสุขภาพ พญ.อัญชลี วิสิทธิ์วงษ์ หัวหน้ากลุ่มงานรังสีวิทยา พญ.ณัชชา เสนาวิน และ นพ.สิทธิินันท์ รุ่งจรัสศิริ กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ ที่ให้การสนับสนุนในการศึกษาต่อระดับปริญญาโทในครั้งนี้

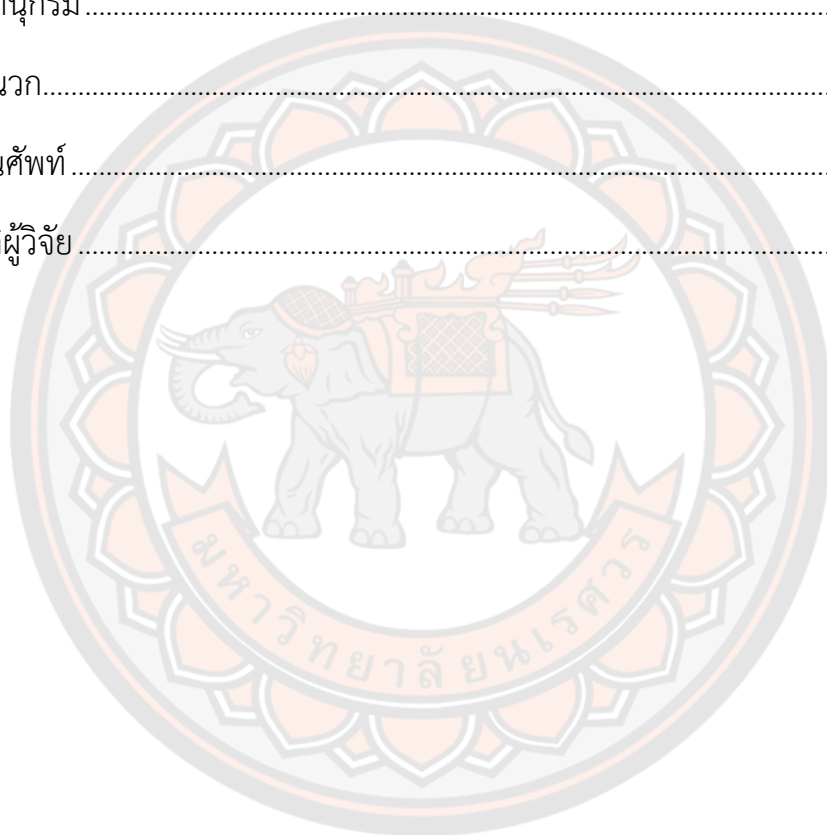
เหนือสิ่งอื่นใดขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดา ครอบครัวของผู้วิจัย และเพื่อน ๆ ทุกคนที่ให้กำลังใจและให้การสนับสนุนในทุก ๆ ด้านอย่างดีที่สุดเสมอมา และคุณค่าทั้งหลายที่ได้รับจากงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยขอมอบเป็นกตัญญูทดแทนแต่ บิดา มารดา และบูรพาจารย์ที่เคยอบรมสั่งสอน ตลอดจนผู้มีพระคุณทุกท่าน ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่า งานวิจัยชิ้นนี้จะเป็นประโยชน์ให้แก่งานรังสีรักษาได้ในอนาคต

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
ประกาศศุญประกอบการ.....	ช
สารบัญ.....	ซ
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	๗
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาของปัญหา.....	1
จุดมุ่งหมายของการศึกษา.....	3
ขอบเขตของการวิจัย.....	3
สมมติฐานของการวิจัย.....	3
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
ทฤษฎีพื้นฐาน.....	4
1. ชนิดของรังสี.....	4
2. การลดทอนของรังสีโฟตอน.....	5
3. รังสีรักษา.....	6
4. เทคนิคการฉายรังสี.....	7
5. เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา.....	8
6. หุ่นจำลองโตชิบา (Toshiba phantom: TOS phantom).....	9

7. เลขซีที (CT Number)	9
8. ค่าปริมาณรังสีที่เกี่ยวข้องกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ..	10
9. เครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอน (Linear Accelerator: Linac)	11
10. การคำนวณปริมาณรังสี	14
11. หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600	20
12. โปรแกรม RIT software	24
13. หุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอน (CT Electron Density Phantom)	25
14. หุ่นจำลองบริเวณทรวงอก (CIRS Thorax Phantom)	26
งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	27
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย	33
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	33
การเก็บรวบรวมข้อมูล	36
การวิเคราะห์ข้อมูล	44
บทที่ 4 ผลการวิจัย	45
1. ผลการประเมินคุณภาพของภาพ ปริมาณรังสี และค่าความถูกต้องของเลขซีที	45
2. ผลการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษา	56
2.1 ผลการคำนวณ MU และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ในแต่ละแผนการ รักษาที่ Calibration curve ต่าง ๆ	61
2.2 ผลรวมปริมาณรังสีของทุกแผนการรักษา และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	109
บทที่ 5 บทสรุป	122
อภิปรายผล	122

1. พารามิเตอร์ที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที	122
2. พารามิเตอร์ที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา	123
สรุปผลการวิจัย.....	125
ข้อเสนอแนะ	126
บรรณานุกรม.....	127
ภาคผนวก.....	132
อภิธานศัพท์.....	173
ประวัติผู้วิจัย.....	175



สารบัญตาราง

	หน้า
ตาราง 1 เลขซีทีของวัสดุแต่ละชนิดใน TOS Phantom	9
ตาราง 2 ตำแหน่งกึ่งกลางของแต่ละโมดูลภายในหุ่นจำลอง Catphan Phantom 600	21
ตาราง 3 ค่า Electron Density Relative to Water และ Physical Density (g/cm^3) ของ หุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่วัสดุต่าง ๆ	25
ตาราง 4 ค่าความหนาแน่น, Electron density per $\text{cm}^3 \times 10^{23}$ และ Electron density	26
ตาราง 5 โปรโตคอลที่ใช้ในการสแกนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาที่มี การเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ต่าง ๆ	37
ตาราง 6 เกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพ ตามเกณฑ์มาตรฐานของ AAPM TG66	39
ตาราง 7 เกณฑ์การประเมินความถูกต้องของเลขซีที ตามเกณฑ์มาตรฐานของบริษัท Toshiba	41
ตาราง 8 ผลการประเมินคุณภาพของภาพในส่วน Spatial resolution ในหน่วย lp/cm ที่ โปรโตคอลต่าง ๆ	46
ตาราง 9 ผลการประเมินคุณภาพของภาพในส่วน CNR ที่โปรโตคอลต่าง ๆ	48
ตาราง 10 ผลการประเมินคุณภาพของภาพในส่วน Uniformity ในหน่วย HU ที่โปรโตคอล	50
ตาราง 11 ผลการประเมิน CTDI_{vol} ในหน่วย mGy ที่โปรโตคอลต่าง ๆ	52
ตาราง 12 โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 และ ค่า CTDI_{vol} ที่ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ	53
ตาราง 13 โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินความถูกต้องของเลขซีที ตามข้อกำหนดของ Toshiba	54

ตาราง 14 ค่าเฉลี่ยเลขชี้กำลังของหุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์ของแต่ละวัสดุทั้ง 4 โปรโตคอล.....	57
ตาราง 15 ผลการคำนวณ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	61
ตาราง 16 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	65
ตาราง 17 ผลการคำนวณ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	67
ตาราง 18 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	71
ตาราง 19 ผลการคำนวณ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	73
ตาราง 20 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษา ด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	77
ตาราง 21 ผลการคำนวณ MU ของ 4 Fields เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	79
ตาราง 22 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ 4 Fields เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	83
ตาราง 23 ผลการคำนวณ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	85
ตาราง 24 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	89
ตาราง 25 ผลการคำนวณ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	91

ตาราง 26 เปร้ชี้้นต์ความแตกต่างของ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	95
ตาราง 27 ผลการคำนวณ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	97
ตาราง 28 เปร้ชี้้นต์ความแตกต่างของ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษา ด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	101
ตาราง 29 ผลการคำนวณ MU ของ 4 Fields เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	103
ตาราง 30 เปร้ชี้้นต์ความแตกต่างของ MU ของ 4 Fields เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	107
ตาราง 31 ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	109
ตาราง 32 เปร้ชี้้นต์ความแตกต่างจาก MU รวมของทุกแผนการรักษาของแต่ละ โปรโตคอล เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	113
ตาราง 33 ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	115
ตาราง 34 เปร้ชี้้นต์ความแตกต่างจาก MU รวมของทุกแผนการรักษาของแต่ละ โปรโตคอล เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	119

สารบัญภาพ

หน้า

ภาพ 1 การทดลองเพื่อศึกษาลำรังสีแคบ (narrow beam) เมื่อผ่านการลดทอนรังสีด้วยตัวกลาง (absorber) โดยไม่ทำการนับวัดรังสีกระเจิงจากโฟตอน.....	5
ภาพ 2 เครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนสำหรับใช้ในทางการแพทย์.....	13
ภาพ 3 องค์ประกอบภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนของลำรังสีโฟตอน (ภาพ A) และ ลำรังสีอิเล็กตรอน (ภาพ B)	14
ภาพ 4 ส่วนประกอบของหัวเครื่องเร่งอนุภาคและลำรังสีแบบวงกว้าง (broad beam)	18
ภาพ 5 โมดูลภายในของหุ่นจำลอง Catphan Phantom.....	20
ภาพ 6 Phantom position verification.....	21
ภาพ 7 Bead Geometry Module	22
ภาพ 8 Spatial Resolution Module.....	23
ภาพ 9 Low Contrast Module.....	23
ภาพ 10 Image Uniformity Module	24
ภาพ 11 การประเมินคุณภาพของภาพของหุ่นจำลองด้วยโปรแกรม RIT software	24
ภาพ 12 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Toshiba รุ่น Aquilion LB.....	33
ภาพ 13 หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600.....	34
ภาพ 14 หุ่นจำลอง TOS Phantom	34
ภาพ 15 หุ่นจำลอง Tissue Characteristic Phantom Model 467	35
ภาพ 16 หุ่นจำลองทรวงอก (CIRS Thorax phantom) Model 002LFC.....	35
ภาพ 17 การจัดอุปกรณ์ในการสแกน Catphan Phantom 600.....	36

ภาพ 18 วิเคราะห์ผลคุณภาพของภาพของหุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 ในส่วน ก) Spatial resolution (CTP528), ข) CNR (CTP515) และ ค) Uniformity (CTP486).....	39
ภาพ 19 การจัดอุปกรณ์ในการสแกน TOS Phantom	41
ภาพ 20 การจัดอุปกรณ์ในการสแกนของ Electron density phantom.....	42
ภาพ 21 การจัดอุปกรณ์ในการสแกนของ CIRS thorax phantom.....	43
ภาพ 22 แผนการรักษาแบบ 1 Field ได้แก่ AP (ภาพ ก), PA (ภาพ ข) และ Lt. Lateral (ภาพ ค) และแบบ 4 Fields (ภาพ ง).....	43
ภาพ 23 ขั้นตอนการเก็บข้อมูล และวิเคราะห์ผลข้อมูลทั้งหมดของการศึกษาครั้งนี้	44
ภาพ 24 การวิเคราะห์ผลของ Spatial resolution ด้วยโปรแกรม RIT Software.....	47
ภาพ 25 การวิเคราะห์ผลของ CNR ด้วยโปรแกรม RIT Software	49
ภาพ 26 การวิเคราะห์ผลของ Uniformity ด้วยโปรแกรม RIT Software.....	51
ภาพ 27 การวิเคราะห์ผลของความถูกต้องของเลขซีที ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา.....	55
ภาพ 28 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับ Relative electron density ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	58
ภาพ 29 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับ Physical density ในหน่วย g/cm ³ ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	59
ภาพ 30 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับ Relative electron density และ Physical density ในหน่วย g/cm ³ ที่ Calibration curve ต่าง ๆ.....	60
ภาพ 31 ปริมาณรังสีของ AP Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	63
ภาพ 32 ปริมาณรังสีของ PA Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	69

ภาพ 33 ปริมาณรังสีของ Lt. Lateral Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	75
ภาพ 34 ปริมาณรังสีของ 4 Fields จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	81
ภาพ 35 ปริมาณรังสีของ AP Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	87
ภาพ 36 ปริมาณรังสีของ PA Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	93
ภาพ 37 ปริมาณรังสีของ Lt. Lateral Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	99
ภาพ 38 ปริมาณรังสีของ 4 Fields จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ	105
ภาพ 39 ผลรวมของ MU ที่ได้จากทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ต่าง ๆ	111
ภาพ 40 ผลรวมของ MU ที่ได้จากทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ต่าง ๆ	117
ภาพ 41 แสดงถึงภาพหน้าจอของคุณภาพของภาพในส่วนที่ต้องการประเมิน ในโปรแกรม RIT Software	135
ภาพ 42 แถบเครื่องมือที่ใช้ในการเลือกวัสดุอุปกรณ์ในส่วนที่ต้องการประเมิน ของ โปรแกรม RIT Software.....	135
ภาพ 43 หน้าจอแสดงผลการวิเคราะห์ข้อมูลของโปรแกรม RIT Software.....	136
ภาพ 44 การประเมินผล ความถูกต้องของเลขซีที.....	137
ภาพ 45 ภาพสแกน Electron Density Phantom.....	137

บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาของปัญหา

โรคมะเร็งถือเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับต้น ๆ และเป็นโรคที่พบได้บ่อยในปัจจุบัน โดยในปี 2562 สถาบันมะเร็งแห่งชาติ พบว่า โรคมะเร็งที่พบบ่อย 10 อันดับแรกของผู้ป่วยมะเร็งรายใหม่ในสถาบันมะเร็งแห่งชาติ มะเร็งปอดถือเป็นโรคมะเร็งลำดับต้น ๆ ที่พบได้ทั้งในเพศชาย และเพศหญิง โดยพบในเพศชายสูงถึง 11.6% และในเพศหญิง 5.4% [1] อย่างไรก็ตามมะเร็งปอดสามารถรักษาได้ 3 วิธี ได้แก่ การผ่าตัด การให้ยาเคมีบำบัด และการฉายรังสี โดยวิธีการรักษาขึ้นอยู่กับชนิดของมะเร็ง ระยะของโรค และสถานะของผู้ป่วย ในกรณีที่สถานะของผู้ป่วยไม่เหมาะสมที่จะเข้ารับการผ่าตัด และระยะของโรคที่มากขึ้น จะใช้การฉายรังสีเป็นทางเลือกการรักษารังสีรักษาต้องมีการวางแผนการรักษา เพื่อช่วยกำหนดปริมาณรังสีในบริเวณที่ต้องการรักษาให้แก่ผู้ป่วย โดยมีขั้นตอนหลัก ได้แก่ การจำลองการรักษา การวางแผนการรักษา และการฉายรังสี การจำลองการรักษาถือเป็นหัวใจสำคัญของงานรังสีรักษา โดยภาพถ่ายทางรังสี เพื่อนำมาใช้วางแผนการรักษา ภาพถ่ายทางรังสีจะใช้ออกถึงตำแหน่ง ขนาด และขอบเขตของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง

กระบวนการจำลองการรักษามีขั้นตอนแตกต่างกันขึ้นอยู่กับเทคนิคการฉายรังสี โดยในปัจจุบันเทคนิคการฉายจะมีทั้งแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ เทคนิคการฉายรังสีแบบ 2 มิติ เป็นการกำหนดขอบเขตการฉายรังสีจากกายวิภาคที่สามารถเห็นได้จากภาพเอกซเรย์ทั่วไป แต่ภาพที่ได้นั้นเป็นภาพระนาบเดียว จึงไม่สามารถนำมาใช้ในการวางแผนการรักษาให้ครอบคลุมปริมาตรของรอยโรค ประกอบกับขอบเขตการฉายรังสีแบบ 2 มิติ นั้นมีลักษณะเป็นเรขาคณิตทั่วไป เช่น รูปสี่เหลี่ยมหรือวงกลม จึงเป็นสาเหตุให้เนื้อเยื่อปกติข้างเคียงได้รับรังสีไปด้วย ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเทคนิคการฉายรังสีในรูปแบบ 3 มิติขึ้น ซึ่งเป็นการกำหนดขอบเขตการรักษาโดยใช้ภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยภาพที่ได้เป็นภาพตัดขวาง 3 มิติ จึงทำให้สามารถกำหนดรูปร่าง และทิศทางของลำรังสีให้เหมาะสมกับรอยโรคได้ ส่งผลให้ปริมาณรังสีสูงให้แก่บริเวณก้อนมะเร็ง โดยที่เนื้อเยื่อปกติข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีต่ำ [2] ด้วยเหตุนี้จึงเป็นสาเหตุให้ในปัจจุบันมีแนวโน้มในการฉายรังสีในรูปแบบ 3 มิติ เพิ่มมากขึ้น และส่งผลให้การใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายมากขึ้นไปด้วย ซึ่งนอกจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะเป็นภาพที่ใช้ในการวาดขอบเขตการวางแผนการรักษาแล้ว ยังให้รายละเอียดเลขซีทีของเนื้อเยื่อซึ่งเป็นค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีในตัวกลางซึ่งถูกแปลงเป็น

ปริมาณรังสีหรือใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีด้วยระบบวางแผนการรักษา [3] อวัยวะภายในร่างกายมนุษย์มีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน ส่งผลให้เลขซีทีเปลี่ยนแปลงมาก [4] และ บริเวณทรวงอก ซึ่งประกอบไปด้วยอวัยวะที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน เช่น ปอด กระดูก และน้ำ ทำให้ความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีและค่าความสัมพันธ์ของความหนาแน่นอิเล็กตรอน (Relative electron density: RED) ที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษานั้นแตกต่างกันไปด้วย จึงส่งผลให้การคำนวณปริมาณรังสี (Monitor unit: MU) ซึ่งอาศัยเลขซีทีนั้นเปลี่ยนแปลงไปด้วยเช่นกัน [5, 6]

ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการวางแผนการรักษาต้องมีความละเอียดและคมชัดที่เพียงพอต่อการวางแผนการรักษา คุณภาพของภาพมีผลโดยตรงต่อความสามารถในการระบุตำแหน่งของก้อนมะเร็ง และเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง หากคุณภาพของภาพต่ำ อาจทำให้การกำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็งผิดพลาดได้ ซึ่งจากการศึกษาพบว่า ปัจจัยที่มีผลต่อคุณภาพของภาพ ได้แก่ ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และขอบเขตภาพ (Field of view: FOV) [7, 8] หากคุณภาพของภาพเปลี่ยนแปลงไปย่อมส่งผลต่อการกำหนดขอบเขตของรอยโรคที่ใช้ในการวางแผนการรักษาด้วยเช่นกัน และนอกจากนี้ยังพบว่า การเปลี่ยนแปลงค่า ค่าความต่างศักย์ และ FOV ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที และตามมาตรฐานการรักษาผู้ป่วยมะเร็งตามข้อกำหนดของคณะกรรมการระหว่างประเทศด้านหน่วยและการวัดทางรังสี (International Commission on Radiological Units and Measurements: ICRU) ฉบับที่ 50 กำหนดให้รอยโรคต้องได้รับปริมาณรังสีอย่างถูกต้องและครอบคลุมไม่น้อยกว่าร้อยละ 95 [9] ด้วยเหตุนี้ภาพที่ใช้ในการวางแผนการรักษาจึงต้องมีคุณภาพเพียงพอให้สามารถทำการกำหนดขอบเขตของรอยโรคและอวัยวะข้างเคียงได้อย่างถูกต้องแม่นยำ และหากคุณภาพของภาพไม่เพียงพอต่อการวางแผนการรักษา อาจทำให้การกำหนดตำแหน่งของรอยโรคผิดพลาด ส่งผลให้การรักษาไม่เป็นไปตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนดไว้ [10, 11] สมาคมฟิสิกส์การแพทย์อเมริกัน (The American Association of Physicists in Medicine: AAPM) TG66 ได้กำหนดเกณฑ์ในการประเมินคุณภาพของภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ขึ้นเพื่อให้คุณภาพของภาพอยู่ในเกณฑ์มาตรฐาน นอกจากนี้การเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ในการสแกนจะส่งผลต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ โดยค่าโวลุ่มเวทเต็ดคอมพิวเตอร์โทโมกราฟีโดสอินเด็กซ์ (Volume Weighted Computed Tomography Dose Index: $CTDI_{vol}$) ซึ่งเป็นค่าที่คำนวณจากพารามิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการสแกนครั้งนั้น โดยไม่มีการคำนึงถึงขนาดของผู้ป่วย ส่งผลให้ค่า $CTDI_{vol}$ มีค่าคงที่ ตามค่าพารามิเตอร์และระยะการสแกน ดังนั้นค่า $CTDI_{vol}$ จึงไม่ได้เป็นการระบุถึงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับโดยตรง แต่เป็นเพียงการระบุความเข้มของรังสีที่เข้าสู่ตัวผู้ป่วยเท่านั้น แม้ว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการจำลองการรักษานั้นจะมีค่าน้อยมากเมื่อเทียบกับปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการฉายรังสี ผู้ป่วยควรได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ โดยที่คุณภาพของภาพยังคงเพียงพอต่อการนำมาใช้ในการวางแผนการรักษา [12]

จากความสำคัญที่กล่าวมาข้างต้น ประกอบกับยังไม่พบว่ามีการศึกษาถึงการเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ร่วมกันในการจำลองการรักษา ในเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน เช่น ในบริเวณทรวงอกมาก่อน ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ที่มีต่อเลขซีทีและปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา เพื่อเป็นแนวทางในการวางแผนการรักษาให้แก่ผู้ป่วยมะเร็งในบริเวณทรวงอกได้อย่างมีประสิทธิภาพและก่อให้เกิดประโยชน์สูงสุดแก่ผู้ป่วย

จุดมุ่งหมายของการศึกษา

เพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ที่มีต่อเลขซีทีและปริมาณรังสีจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งปอด

ขอบเขตของการวิจัย

เพื่อประเมินความแตกต่างของปริมาณรังสีในระบบการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA และ AXB เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ ได้แก่ ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ณ กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี

สมมติฐานของการวิจัย

การเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ส่งผลต่อเลขซีที และปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบวางแผนการรักษาไม่เกิน 2%

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ทฤษฎีพื้นฐาน

1. ชนิดของรังสี

รังสีแบ่งออกเป็น 2 ชนิด ได้แก่

1.1 รังสีไม่ก่อให้เกิดไอออน (Non ionizing radiation) คือ รังสีที่ไม่สามารถเกิดการแตกตัวเป็นไอออนได้ เนื่องจากมีพลังงานที่ต่ำกว่าพลังงานไอออไนเซชันของอะตอมหรือโมเลกุลที่มีการดูดกลืนไป โดยนิยามของรังสีไม่ก่อให้เกิดไอออนคือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีพลังงานไม่เพียงพอต่อการแตกตัวเป็นไอออนของอะตอม ได้แก่ อัลตราไวโอเล็ต แสง (visible light) อินฟราเรด ไมโครเวฟ และคลื่นวิทยุ

1.2 รังสีก่อให้เกิดไอออน (Ionizing radiation) คือ รังสีที่สามารถก่อให้เกิดการแตกตัวของไอออนได้แบบโดยตรงและโดยอ้อม เนื่องจากมีพลังงานเพียงพอต่อการเกิดการแตกตัวเป็นไอออนของอะตอม

1.2.1 รังสีที่ก่อให้เกิดการแตกตัวได้โดยตรง (Directly ionizing radiation) ประกอบไปด้วยอนุภาคที่มีประจุ ได้แก่ อิเล็กตรอน โปรตอน แอลฟา ไอออนหนัก (heavy ions) ที่มีการสะสมพลังงานในตัวกลางได้โดยตรง

1.2.2 รังสีที่ก่อให้เกิดการแตกตัวได้โดยอ้อม (Indirectly ionizing radiation) ประกอบด้วย โฟตอน (รังสีเอกซ์หรือรังสีแกมมา) และนิวตรอน ที่มีการสะสมพลังงานในตัวกลาง 2 ขั้นตอน

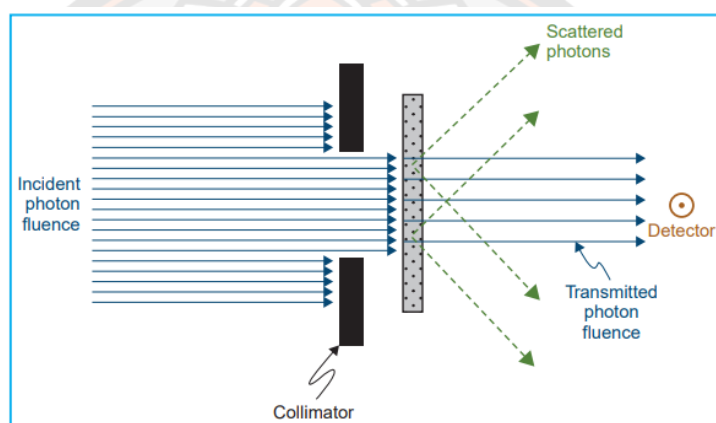
- อนุภาคที่มีประจุจะถูกปล่อยออกมาในตัวกลาง เช่น โฟตอนจะปล่อยอิเล็กตรอน คูโพซิตรอน และนิวตรอนปล่อยโปรตอนหรือไอออนหนักออกมา

- อนุภาคที่ปล่อยออกจะมีการปล่อยพลังงานให้แก่ตัวกลางที่มันวิ่งผ่านกับอิเล็กตรอนที่อยู่ในอะตอมของตัวกลาง

โดยไม่ว่าจะเป็นรังสีที่ก่อให้เกิดการแตกตัวได้โดยตรงหรือทางอ้อมล้วนแล้วสามารถนำมาใช้ในงานรังสีวินิจฉัยและใช้ในการรักษาโรคได้อีกด้วย [13]

2. การทดลองของรังสีโฟตอน

การทดลองวัดการลดทอนของรังสีโฟตอน แสดงดังภาพที่ 1 ลำรังสีแคบ ๆ (narrow beam) ของโฟตอนพลังงานเดียว (monoenergetic photons) ที่ดูดกลืนในตัวกลางที่มีความหนาแน่นที่แตกต่างกันไป โดยที่ตัวนับวัดรังสีจะถูวางในตำแหน่งที่ห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีและตัวกลางที่ดูดกลืนรังสีเพียงพอ เพื่อให้ได้เพียงรังสีปฐมภูมิ (primary photons) เท่านั้นและถูกนับวัดโดยตัวนับวัดปริมาณรังสี โฟตอนใดที่เกิดการกระเจิงด้วยตัวกลางจะไม่นับวัด ดังนั้นถ้าโฟตอนเกิดอันตรกิริยากับอะตอม มันอาจถูกดูดกลืนอย่างสมบูรณ์หรือกระเจิงออกไปจากเครื่องนับวัดปริมาณรังสีได้



ภาพ 1 การทดลองเพื่อศึกษาลำรังสีแคบ (narrow beam) เมื่อผ่านการลดทอนรังสีด้วยตัวกลาง (absorber) โดยไม่ทำการนับวัดรังสีกระเจิงจากโฟตอน

ภายใต้เงื่อนไขเหล่านี้ การลดจำนวนโฟตอน (dN) ต้องเป็นสัดส่วนกับจำนวนโฟตอนที่ตกกระทบ (incident photons) แทนด้วย N และความหนาของตัวกลาง (thickness of the absorber) แทนด้วย dx ได้ดังสมการที่ 1

$$dN \propto Ndx \quad (1)$$

$$dN = -\mu Ndx \quad (2)$$

โดยที่ μ คือค่าคงที่ของสัมประสิทธิ์การลดทอน (attenuation coefficient) ซึ่งเครื่องหมายลบเป็นตัวบ่งชี้ว่าจำนวนของโฟตอนลดลง เมื่อความหนาของตัวกลางเพิ่มขึ้น จากสมการที่ 2 สามารถเขียนในรูปของความเข้มรังสี (intensity) ได้ดังสมการที่ 3-4

$$dI = -\mu I dx \quad (3)$$

หรือ

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \quad (4)$$

หากความหนา x แสดงเป็นหน่วยของความยาว เมื่อนั้น μ จะเรียกว่าค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงเส้น (linear attenuation coefficient) เช่น หากความหนาใช้ในหน่วย cm หน่วยของ μ คือ $1/\text{cm}$ หรือ cm^{-1} และจากสมการการลดทอนของรังสีแสดงดังสมการที่ 5

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (5)$$

โดย

$I(x)$ คือ ความเข้มของรังสีที่ทะลุผ่านตัวกลาง

I_0 คือ ความเข้มของรังสีก่อนผ่านตัวกลาง

x คือ ความหนาของตัวกลาง [14]

3. รังสีรักษา

การใช้รังสีในการทำลายเซลล์มะเร็ง โดยรังสีที่ใช้ เรียกว่า รังสีไอออไนซ์ (ionizing radiation) เนื่องจากรังสีสร้างไอออนขึ้นมาหรืออนุภาคที่มีประจุทางไฟฟ้า และสะสมพลังงานไว้ในเซลล์ของเนื้อเยื่อที่เคลื่อนผ่าน ซึ่งพลังงานที่สะสมนี้สามารถทำลายเซลล์มะเร็งหรือทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางพันธุกรรมได้ โดยที่รังสีพลังงานสูงจะเข้าไปทำลายสารพันธุกรรม (deoxyribonucleic acid, DNA) ของเซลล์ และหยุดความสามารถในการแบ่งตัวของเซลล์ได้ถึงแม้ว่ารังสีจะทำลายเซลล์ปกติข้างเคียงไปด้วย แต่อย่างไรก็ตามเซลล์ปกติมักจำซ่อมแซมตัวเองได้อย่างรวดเร็ว โดยในการรักษาด้วยรังสี 2 แบบ ได้แก่

3.1 รังสีรักษากระยะไกล (External beam radiation therapy) คือ แหล่งกำเนิดรังสีถูกส่งมาจากภายนอกของตัวผู้ป่วย โดยใช้รังสีที่มีพลังงานสูง เช่น โฟตอน โปรตอน หรือ รังสีอนุภาคส่งไปยังตำแหน่งของก้อนมะเร็ง

3.2 รังสีรักษากระยะใกล้ (brachytherapy) คือ แหล่งกำเนิดรังสีอยู่ภายในร่างกายของผู้ป่วย โดยแหล่งกำเนิดรังสีจะอยู่ใกล้กับบริเวณที่ต้องการรักษา มักรักษาในระบบสืบพันธุ์เพศหญิงและมะเร็งต่อมลูกหมาก เป็นต้น [15]

4. เทคนิคการฉายรังสี

ในการรักษามะเร็งด้วยรังสีจะใช้ปริมาณรังสีที่ค่อนข้างสูงไปที่บริเวณก้อนมะเร็ง โดยบริเวณของเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงควรได้รับปริมาณรังสีที่น้อยที่สุด ในทางปฏิบัติจึงมีการแบ่งฉายรังสีหลายครั้ง เพื่อช่วยให้เนื้อเยื่อปกติที่ได้รับรังสี มีการซ่อมแซมตัวเอง ในขณะที่การฉายรังสีควรกระทำเพื่อป้องกันการเพิ่มจำนวนของเซลล์มะเร็ง ประกอบกับความก้าวหน้าของเทคโนโลยีจึงทำให้เกิดเทคนิคการฉายรังสีในรูปแบบต่าง ๆ ได้แก่

4.1 การฉายรังสีแบบ 3 มิติ (3D Conformal radiotherapy: 3D-CRT)

การฉายรังสีแบบ 2 มิติ นั้นเป็นการกำหนดขอบเขตการรักษาเป็นรูปทรง 4 เหลี่ยม โดยภาพถ่ายที่ได้เกิดจากการถ่ายภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปเท่านั้น ซึ่งในปัจจุบันได้ถูกแทนที่ด้วยการฉายรังสีแบบ 3 มิติ เนื่องจากใช้การถ่ายภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ซึ่งสามารถช่วยในการระบุตำแหน่งของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงได้อย่างถูกต้องแม่นยำ เพื่อช่วยในการจัดตำแหน่งของลำรังสีและใช้อุปกรณ์กำบังรังสี (shielding) ได้อย่างเหมาะสม

4.2 การฉายรังสีสามมิติแบบปรับความเข้ม (Intensity modulated radiation therapy: IMRT)

เป็นการทำให้ปริมาณรังสีได้รูปร่างที่ครอบคลุมกับก้อนมะเร็ง ในขณะที่เดียวกันก็หลีกเลี่ยงอวัยวะที่สำคัญโดยรอบ โดยการฉายรังสีแบบ IMRT จะอาศัยการคำนวณปริมาณรังสีในรูปแบบของการวางแผนแบบย้อนกลับ (Inverse planning) และใช้ปริมาณรังสีที่มีความเข้มที่ต่างกัน (Intensity modulated beam) โดยสามารถปรับความเข้มลำรังสีได้ด้วยวัสดุกำบังรังสี (Multileaf collimators: MLC) [15]

5. เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

การรักษาผู้ป่วยด้วยรังสีต้องมีการจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ก่อน เพื่อให้ได้ข้อมูลภาพมาใช้ในการกำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงในแบบ 3 มิติ และสามารถช่วยให้การรักษาถูกต้องแม่นยำมากยิ่งขึ้น เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษามีลักษณะการทำงานเหมือนกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทั่วไป แต่มีลักษณะที่แตกต่างจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทั่วไป ได้แก่

5.1 เติงที่มีลักษณะแบนราบเหมือนในห้องฉายรังสี เพื่อให้ผู้ป่วยนอนในท่าเดียวกันในทุกวัน และสามารถรองรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการจัดทำผู้ป่วยได้

5.2 เลเซอร์ภายนอกอุโมงค์เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาถูกติดตั้งที่เพดานและผนังห้อง สามารถยึดอยู่กับที่หรือเคลื่อนตำแหน่งได้ โดยเลเซอร์แบบเคลื่อนที่สามารถช่วยให้การขีดเส้นบนตัวผู้ป่วยทำได้ง่ายมากยิ่งขึ้น

5.3 ขนาดของอุโมงค์มีขนาดใหญ่กว่าเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทั่วไป เนื่องจากต้องให้ผู้ป่วยและอุปกรณ์ยึดตรึง (immobilization devices) สามารถเข้าไปได้

5.4 ซอฟต์แวร์พิเศษที่ช่วยในการวางแผนการรักษา สามารถจัดวางตำแหน่งลำรังสีและออกแบบการรักษา โดยใช้ซอฟต์แวร์การจำลองเสมือน (virtual simulation software) เมื่อสิ้นสุดขบวนการจำลองการรักษาจะได้ข้อมูลภาพ Digital Reconstructed Radiography (DRR) และข้อมูลตำแหน่งการจัดทำผู้ป่วย [16]

6. หุ่นจำลองโตชิบา (Toshiba phantom: TOS phantom)

เป็นหุ่นจำลองใช้ในการวัดเลขซีที ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 320 mm โดยมีเลขซีทีของวัสดุที่แตกต่างกันรวม 6 ชนิด ได้แก่ Air, Delrin, Acrylic, Nylon, Polypropylene และ water ที่ได้จากการสแกนที่ ค่าความต่างศักย์ 80-150 kV ค่ากระแสหลอด 300 mA, slice thickness 5 mm , rotation time 1 วินาที แสดงดังตารางที่ 1 ประเมินเลขซีทีโดยใช้ ROI ขนาด 25 × 25 พิกเซล [16]

ตาราง 1 เลขซีทีของวัสดุแต่ละชนิดใน TOS Phantom

วัสดุ	เลขซีที (HU)
Air	-995±20
Delrin	340±10
Acrylic	130±10
Nylon	100±10
Polypropylene	-105±10
water	0±5

7. เลขซีที (CT Number)

เลขซีทีเป็นเลขที่กำหนดอยู่ในแต่ละพิกเซลบนภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา เป็นค่าการกระจายของสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีในตัวกลางเทียบกับน้ำ โดยเลขซีทีสามารถคำนวณ ได้ดังสมการที่ 6

$$CT_{\text{number}} = k \left(\frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \right) \quad (6)$$

โดย

CT number	คือ เลขซีที หน่วยฮาวนฟิลด์ (Hounsfield unit: HU)
μ_t	คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีของตัวกลาง
μ_w	คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีของน้ำ
k	คือ ค่าคงที่ (k=1000) [17]

8. ค่าปริมาณรังสีที่เกี่ยวข้องกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

8.1 ค่าคอมพิวเตอร์ตัดโทโมกราฟีโดสอินเดกซ์ (Computed Tomography Dose Index: CTDI)

ปริมาณรังสีเฉลี่ยตลอดแนวแกน Z หรือตามแนวยาวของผู้ป่วยและทำการสแกนแบบ Axial โดยในการวัดจะใช้หัววัดนับวัดการแตกตัวของไอออน (ionization chamber) ที่มีความยาวขนาด 100 mm จึงทำให้ขอบเขตในการวัดค่าปริมาณรังสีตลอดแนวแกน Z เท่ากับ ± 50 mm โดยค่า CTDI มีหน่วยเป็นมิลลิเกรย์ (mGy) ดังสมการที่ 7

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (7)$$

โดย

n	คือ จำนวนข้อมูลภาพ
T	คือ ความหนาของภาพ หน่วย mm
D(z)	คือ การกระจายปริมาณรังสีตามแนวยาวของผู้ป่วยจากการ สแกนแบบ Axial 1 รอบ
d(z)	คือ ระยะทางตามแนวยาวของผู้ป่วย [17]

8.2 ค่าเวตเต็ดคอมพิวเตอร์ตัดโทโมกราฟีโดสอินเดกซ์ (Weighted Computed Tomography Dose Index: CTDI_w)

เป็นการนับวัดปริมาณรังสีเฉลี่ยในแนวแกน x และ y ของผู้ป่วย เพื่อพิจารณาการกระจายของปริมาณรังสีสามารถทำได้โดยใช้หุ่นจำลองและนับวัดปริมาณรังสีโดยใช้หัววัดไอออนไนซ์ เซชัน บริเวณจุดกึ่งกลางของหุ่นจำลอง (center) และบริเวณผิวของหุ่นจำลอง (periphery) ดังสมการที่ 8

$$\text{CTDI}_w = \frac{1}{3} (\text{CTDI}_{100, \text{center}}) + \frac{2}{3} (\text{CTDI}_{100, \text{periphery}}) \quad (8)$$

โดย

$CTDI_{100,center}$ คือ ค่า $CTDI_{100}$ ที่บริเวณจุดกึ่งกลางของหุ่นจำลอง

$CTDI_{100,periphery}$ คือ ค่าเฉลี่ย $CTDI_{100}$ ที่บริเวณผิวของหุ่นจำลอง

8.3 ค่าโวลุ่มเวทเต็ดคอมพิวเต็ดโทโมกราฟีโตสอินเดกซ์ (Volume Weighted Computed Tomography Dose Index: $CTDI_{vol}$)

ปริมาณรังสีเฉลี่ยต่อสไลด์ที่ได้จากการสแกนแบบเกลียว (helical) โดยขึ้นอยู่กับค่าพิตช์ (pitch) ซึ่งค่าพิตช์ หรืออัตราส่วนของระยะทางที่เตียงเคลื่อนที่ใน 1 รอบการหมุนของหลอดเอกซเรย์ต่อความกว้างของลำรังสี ดังสมการที่ 9

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{Pitch} \quad (9)$$

8.4 ค่าปริมาณรังสีตามระยะแนวการสแกน (Dose Length Product: DLP)

ค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนทั้งปริมาตร สามารถคำนวณได้หากทราบระยะทางที่ได้รับรังสีจากการสแกน ดังสมการที่ 10 [17]

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{ระยะทางที่ได้รับรังสี (Irradiation length)} \quad (10)$$

9. เครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กทรอนิกส์ตรอน (Linear Accelerator: Linac)

เครื่องที่ใช้ในการเร่งอนุภาคอิเล็กทรอนิกส์ตรอนให้มีพลังงานจลน์ตั้งแต่ช่วง 4-25 MeV โดยใช้คลื่นไมโครเวฟในช่วงความถี่ 10^3 MHz (L band) – 10^4 MHz (X band) โดยส่วนใหญ่มักใช้ในช่วง 2856 MHz (S band) โดยในทางรังสีรักษาเครื่องเร่งอนุภาคสามารถผลิตลำอิเล็กตรอนและรังสีเอกซ์ (โฟตอน) ซึ่งในบางเครื่องมีรังสีเอกซ์ในช่วงพลังงานต่ำ (4 หรือ 6 MV) ในขณะที่บางเครื่องอาจมีทั้งรังสีเอกซ์และอิเล็กตรอนที่หลากหลายพลังงาน

9.1 องค์ประกอบของเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กทรอนิกส์ตรอน

- Gantry
- Gantry stand
- Modulator cabinet
- Patient support assembly (ยกตัวอย่างเช่น เตียงที่ใช้ในการรักษา)
- Control console

9.2 องค์ประกอบภายในเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอน

9.2.1 Pulsed modulator ทำหน้าที่จ่ายค่าความต่างศักย์สูงที่เป็น negative pulse ไปที่แหล่งกำเนิดของสัญญาณคลื่นไมโครเวฟ (microwave pulse) บริเวณ Microwave power source และอีกส่วนส่งไปยัง electron gun

9.2.2 Electron gun ทำหน้าที่ผลิตอิเล็กตรอนให้แก่ Accelerating waveguide โดย Electron gun แบ่งออกเป็น 2 ชนิด ได้แก่ ไดโอด และ ไตรโอด โดยทั้ง 2 ชนิดนี้ ประกอบไปด้วย heated filament cathode และ perforated grounded anode โดยแบบไตรโอดจะมีส่วนของ กริดเข้ามาช่วยด้วย ซึ่งอยู่ภายในหลอดไดโอดอีกที โดยอิเล็กตรอนที่เกิดขึ้นนั้นจะถูกปล่อยออกมาจากขั้วแคโทด โดยมี focusing cup ช่วยบีบลำอิเล็กตรอนให้มีขนาดเล็กหรือลำรังสีแบบดินสอ (pencil beam) ที่มีศักย์ไฟฟ้าขั้วลอบอยู่รอบไส้หลอด (filament) เพื่อผลิตอิเล็กตรอนที่มีประจุลบให้เคลื่อนที่ไปกระทบขั้วแอโนด เพื่อเข้าสู่ Accelerating waveguide

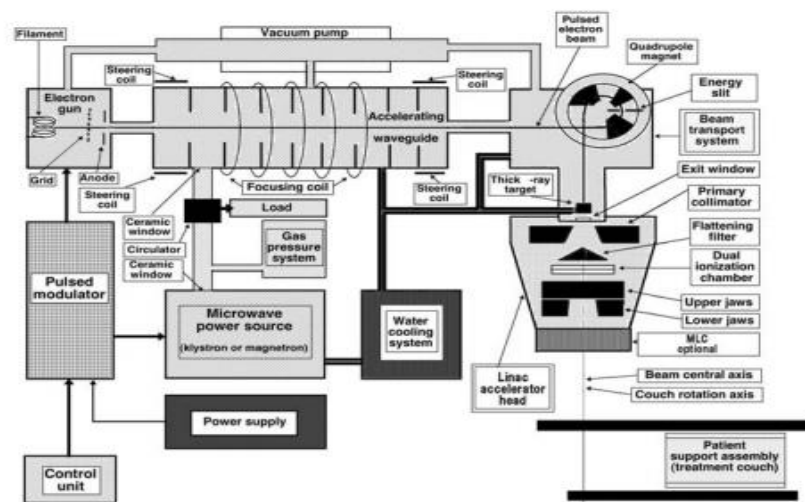
- Diode type สนามไฟฟ้าสถิต (electrostatic fields) ที่ใช้ในการเร่งอิเล็กตรอนใน Electron gun ชนิดไดโอด มีการสร้างจาก Pulsed modulator โดยตรงในรูปของ negative pulse เพื่อส่งไปยังขั้วแคโทด

- Triode type ขั้วแคโทดมีความต่างศักย์ไฟฟ้าติดลบโดยทั่วไปอยู่ที่ -20 kV โดยมีกริดเข้ามาช่วยในการตัดกระแสที่แคโทดออกไปยังแอโนด ซึ่งการยิงอิเล็กตรอนเข้าสู่ Accelerating waveguide จะมีการควบคุมด้วยพัลส์แรงดันไฟฟ้าซึ่งต้องใช้ร่วมกับกริดและต้องมีข้อมูลที่ตรงกันกับพัลส์ที่ใช้กับเครื่องสร้างสัญญาณไมโครเวฟ

9.2.3. Microwave power source ทำหน้าที่จ่ายค่าความต่างศักย์สูง เพื่อสร้าง microwave pulse โดยส่งสัญญาณคลื่นวิทยุ (Radiofrequency pulse: RF pulse) เข้าไปยัง accelerating waveguide

9.2.4 Accelerating waveguide ทำหน้าที่ให้สัญญาณคลื่นวิทยุเร่งอิเล็กตรอนให้มีความเร็วสูงขึ้นไปยังเป้าหมาย (target)

9.2.5 Bending magnets ทำหน้าที่ปรับมุมและทิศทางของลำรังสีจากแวนอนอนให้อยู่ในแนวตั้ง ดังแสดงในภาพที่ 2 โดยเครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Eclipse เวอร์ชัน 13.6 มี Bending magnets ทำมุม 270 องศา [18]



ภาพ 2 เครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนสำหรับใช้ในทางการแพทย์

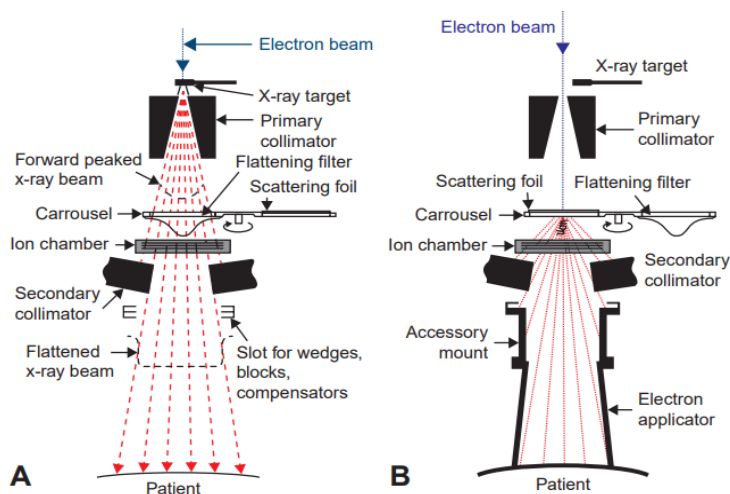
9.3 หัวเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอน

อิเล็กตรอนที่เกิดขึ้นใน electron gun จะถูกเร่งใน accelerating waveguide เพื่อให้เป็นพลังงานจลน์ที่ต้องการและลำรังสีออกมาในรูปของดินสอ (pencil beam) ผ่านการส่งลำรังสีเข้าสู่หัวเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนที่ผลิตโฟตอนและอิเล็กตรอนเข้ามาใช้ในทางคลินิก

องค์ประกอบที่สำคัญที่สามารถพบได้ในหัวเครื่องทั่วไป ประกอบด้วย

- X ray targets
- Flattening filters และ electron scattering foils
- Primary และ adjustable secondary collimators
- Dual transmission ionization chambers
- แสงไฟขอบขอบเขตลำรังสี (field light) และ ตัวเลขบอกระยะ
- Wedges
- MLC

โดยที่ลำรังสีโฟตอนเกิดจากการใช้ target และ flattening filter ร่วมกัน โดย flattening filter จะช่วยกรองความเข้มของลำรังสีตรงกลางที่มากกว่าบริเวณด้านข้างเพื่อให้ลำรังสีที่มีความเรียบมากขึ้น ในขณะที่ลำรังสีอิเล็กตรอนเกิดจากการเลื่อน target และ flattening filter ออกเหลือเพียงแค่ electron scattering foils ไว้ [14, 18] ดังแสดงในภาพที่ 3



ภาพ 3 องค์ประกอบภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนของลำรังสีโฟตอน (ภาพ A) และ ลำรังสีอิเล็กตรอน (ภาพ B)

10. การคำนวณปริมาณรังสี

งานรังสีรักษาในแต่ละหน่วยงานมีเทคนิคในการรักษาและการสอบเทียบที่แตกต่างกัน ตัวอย่างเช่น ในบางหน่วยงานใช้เทคนิค SAD (source to axis distance) ซึ่งเป็นการสอบเทียบที่บริเวณ isocenter ในขณะที่บางหน่วยงานใช้ทั้งเทคนิค SSD (Source to Skin Distance) ซึ่งเป็นการสอบเทียบที่บริเวณผิว และ SAD ดังนั้นการสอบเทียบเครื่องฉายจะทำในหุ่นจำลองน้ำ (water phantom) ที่ความลึกอ้างอิง สำหรับ SSD (การปรับเทียบแบบ SSD) หรือที่บริเวณ isocenter (การปรับเทียบแบบ SAD) ถึงแม้ว่าในปัจจุบันหน่วยงานส่วนใหญ่ใช้ความลึกอ้างอิงในบริเวณที่มีปริมาณรังสีสูงสุด (maximum dose) สำหรับวัดปริมาณรังสีที่ใช้ในการคำนวณ MU ในขณะที่บางหน่วยงานใช้ความลึกที่ 10 cm เป็นความลึกอ้างอิง นอกจากนี้ขอบเขตของลำรังสี แม้ว่าโดยทั่วไปมีลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้า หรือสี่เหลี่ยมจัตุรัส แต่อย่างไรก็ตามมักจะมีรูปร่างที่ไม่แน่นอนเพื่อป้องกันอวัยวะปกติข้างเคียงโดยรอบได้รับปริมาณรังสี ดังนั้นการคำนวณปริมาณรังสีโดยทั่วไปจึงต้องใช้ตามแนวทางที่กล่าวมาข้างต้น เพื่อให้เกิดความถูกต้องแม่นยำและเรียบง่ายสำหรับการใช้งานอย่างเป็นประจำ [14]

10.1 การคำนวณปริมาณรังสีด้วยตัวเอง (Manual calculation) [14]

สมการดังต่อไปนี้เป็นสมการที่ครอบคลุมสถานการณ์ในทางคลินิกต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการคำนวณ MU ดังแสดงในสมการที่ 11-14

10.1.1 isocentric fields

$$MU = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TPR(d, r_d) \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \cdot \left(\frac{SCD}{SPD}\right)^2} \quad (11)$$

หรือ

$$MU = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TMR(d, r_d) \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \cdot \left(\frac{SCD}{SPD}\right)^2} \quad (12)$$

11.1.2 nonisocentric fields

$$MU = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r) \cdot \left(\frac{P}{100}\right)(d, r, f) \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \cdot \left(\frac{SCD}{f + t_0}\right)^2} \quad (13)$$

หรือ

$$MU = \frac{D}{D_{cal} \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r) \cdot \left(\frac{P_N}{100}\right)(d, r, f) \cdot WF(d, r_d, x) \cdot TF \cdot OAR(d, x) \cdot \left(\frac{SCD}{f + d_0}\right)^2} \quad (14)$$

โดย

- D คือ ปริมาณรังสีบริเวณจุดที่สนใจ
- D_{cal} คือ ค่าการสอบเทียบ Dose/MU ที่ d_{ref} ภายใต้เงื่อนไขอ้างอิง
- $S_c(r_c)$ คือ Collimator scatter factor สำหรับขนาด Field ที่กำหนดด้วย collimator (r_c)
- $S_p(r)$ คือ Phantom scatter factor ที่ d_{ref} ของขนาด Field (r) ที่บริเวณพื้นผิว

- $S_p(r_d)$ คือ Phantom scatter factor ที่ d_{ref} ของขนาด Field (r_d) ที่ความลึก d
- $WF(d,r_d,x)$ คือ Wedge factor ที่ความลึก d ขนาด Field (r_d) และระยะ off-axis (x)
- TF คือ Tray factor
- OAR(d,x) คือ Off-axis ratio ที่ความลึก d และระยะ off-axis (x)
- SCD คือ ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงตำแหน่งการสอบเทียบที่ใช้ระบุ D_{cal}
- SPD คือ ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงตำแหน่งที่สนใจ ที่ซึ่ง D เป็นปริมาณรังสีที่ส่งให้
- d_0 คือ d_{ref} สำหรับ TPR และ PDD_N
- t_0 คือ d_{ref} ของปริมาณรังสีสูงสุด สำหรับ TMR และ PDD

โดยสมการการคำนวณ MU ดังที่กล่าวมาข้างต้นสมมติว่า

1. ค่าการสอบเทียบ Dose/MU หรือ D_{cal} คือ การระบุตำแหน่งระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงตำแหน่งการสอบเทียบ (SCD) สำหรับขนาด Field และความลึกอ้างอิง
2. Tray factor (TF) คือค่าแก้การส่งผ่านปริมาณรังสีสำหรับ tray โดยไม่ขึ้นกับขนาด Field และความลึก [14]

10.2 การคำนวณปริมาณรังสีด้วยระบบวางแผนการรักษา

10.2.1 Model based algorithms แบบจำลองอัลกอริทึมสำหรับการคำนวณการกระจายของปริมาณรังสีในผู้ป่วย [18]

1. การคำนวณความสัมพันธ์แบบง่าย

เป็นการคำนวณของการเกิด Compton scatter ครั้งแรกและการเพิ่มปริมาณรังสีปฐมภูมิ (primary dose) บริเวณจุดที่สนใจ วิธีการคือใช้ลำรังสีแบบขนาน (parallel beam) ของโฟตอนพลังงานเดียวและไม่คำนึงถึงความหนาแน่นที่แตกต่างกันของเนื้อเยื่อและการกระเจิงของรังสีที่สูงกว่าครั้งแรก

2. วิธี convolution superposition

ซึ่งนับจากปริมาณรังสีสะสมจากการเกิดอันตรกิริยาของโฟตอน โดยแยกการเกิดอันตรกิริยาของโฟตอนปฐมภูมิ (primary photon) จากการกระเจิงของรังสีโฟตอนเมื่อผ่านวัสดุ และอนุภาคที่มีประจุที่เกิดจาก Photoelectric effect Compton scattering และ Pair production

3. วิธี Monte Carlo

เป็นรูปแบบที่ดีที่สุดของการคำนวณปริมาณรังสี โดยใช้หลักการความน่าจะเป็นในการควบคุมการเกิดอันตรกิริยาของโฟตอนและอิเล็กตรอนกับผู้ป่วยและการส่งผ่านผู้ป่วย ซึ่งการจำลอง Monte Carlo เป็นสิ่งสำคัญในทุกโมเดลของการคำนวณปริมาณรังสี เพื่อระบุลักษณะของลำรังสีที่ออกมาจากแหล่งกำเนิดรังสี แต่ยังสามารถใช้ในการคำนวณการกระจายของปริมาณรังสีโฟตอนได้โดยตรงสำหรับผู้ป่วย โดยข้อจำกัดในปัจจุบันของการคำนวณด้วย Monte Carlo คือ เวลาที่ใช้ในการคำนวณค่อนข้างนาน เพื่อให้การคำนวณมีความแม่นยำมากขึ้น

10.2.2 ระบบวางแผนการรักษา ยี่ห้อ Varian รุ่น Eclipse ประกอบด้วยอัลกอริทึม 2 แบบ ได้แก่

1. Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) [19]

1.1 พารามิเตอร์ทางกายภาพที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี

AAA ใช้พารามิเตอร์พื้นฐานในการจำลองการคำนวณด้วยมอนติคาร์โล โดยพารามิเตอร์จะถูกปรับเปลี่ยนในระหว่างการกำหนดข้อมูลของลำรังสี (beam data) ดังนั้นลักษณะของลำรังสีที่คำนวณได้จะตรงกับข้อมูลของลำรังสีที่วัดได้ในแต่ละแผนการรักษา โดยพารามิเตอร์พื้นฐานที่ใช้ในการสร้างแบบจำลองในทางคลินิกจะถูกสร้างชุดข้อมูลที่พลังงาน 6 ถึง 23 MV ไว้ก่อนเพื่อใช้เป็นข้อมูลในการอ้างอิงของเครื่องเร่งอนุภาคเพื่อใช้ในการหาปริมาณของลำรังสี (beam fluence) และ energy phase space ซึ่งในทุกโมเดลของ AAA มีการคำนวณในตัวกลางที่เทียบเท่ากับน้ำ โดยระหว่างที่มีการคำนวณการกระจายของปริมาณรังสีพารามิเตอร์เหล่านี้จะถูกปรับความหนาแน่นของเนื้อเยื่อให้เหมือนในผู้ป่วยจริง

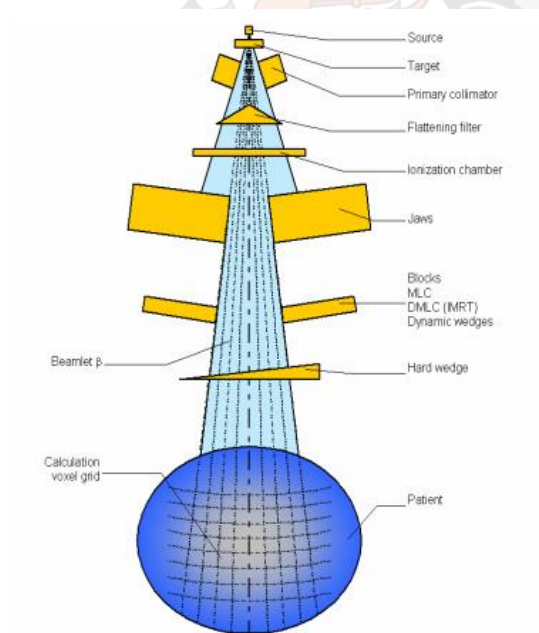
1.2 การสร้างโมเดลของลำรังสีที่ใช้ในทางคลินิก (Clinical Beam Modeling)

การจำลองมอนติคาร์โลเพื่อใช้ในการสร้างโมเดลตั้งต้น (initial phase-space model) สำหรับใช้ในทางคลินิก รวมถึงโครงสร้างทางเรขาคณิต (geometrical structure) และ ส่วนประกอบของวัสดุที่แน่นอนภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาค รวมถึง source target, primary collimator, flattening filter, monitor ionization chamber, jaws และ beam modifiers โดยพารามิเตอร์ที่ได้จากการจำลองมอนติคาร์โลจะถูกตัดแปรรูประหว่างการกำหนดค่าข้อมูลของลำรังสีเพื่อให้คุณสมบัติของลำรังสีที่คำนวณได้ตรงกับข้อมูลของลำรังสีที่ใช้ในทางคลินิก สำหรับแต่ละการรักษา ซึ่งการจำลองโดยส่วนใหญ่ดำเนินการโดยการใช้โปรแกรม EGSnrc ซึ่งเหมาะสำหรับการสร้างแบบจำลองการเกิดปฏิกิริยาทางฟิสิกส์ใน เช่น Compton scattering, Bremsstrahlung, photoelectric effect, electron-positron pair production และ annihilation

โดยลำรังสีที่ออกมาจากเครื่องเร่งอนุภาคออกมาเป็นวงกว้าง ซึ่งแบ่งออกเป็นลำรังสีที่มีขนาดเล็กที่มีการจำกัดขนาด (finite-sized beamlets) ดังแสดงในภาพที่ 4 นอกจากนี้ลำรังสียังแบ่งออกเป็นโฟตอนและอิเล็กตรอนของแต่ละความเข้มของลำรังสี (beamlet intensity) อีกด้วย โดยโฟตอนนั้นแบ่งออกเป็น

- Primary photons ที่มาจากการที่อิเล็กตรอนชนที่เป้า โดยแยกสเปกตรัมของพลังงานของลำรังสีวงกว้าง (broad beam) ซึ่งได้จากกราฟเส้นโค้งของพลังงานเฉลี่ย ดังแสดงในภาพที่ 16

- Extra focal photons และ scatter ในแผ่นกรองแบบแบนหรืออุปกรณ์จำกัดลำรังสี โดยที่ Extra focal photons จะมีการกระจายของลำรังสีที่สม่ำเสมอทั่วทั้งบริเวณของลำรังสีในวงกว้าง (broad beam) และยังสามารถจำลองด้วย secondary source ซึ่งอยู่ในตำแหน่งที่ต่ำกว่า primary source collimator ได้ [19]



ภาพ 4 ส่วนประกอบของหัวเครื่องเร่งอนุภาคและลำรังสีแบบวงกว้าง (broad beam)

2. อัลกอริทึม Acuros XB (AXB)

การคำนวณปริมาณรังสีด้วย AXB พัฒนาขึ้นเพื่อตอบสนองความต้องการ 2 อย่าง ได้แก่ ความถูกต้องและความรวดเร็วของการฉายรังสี ในบริเวณเนื้อที่มีความหนาแน่นแตกต่างกัน เช่น อากาศ ปอด กระดูก และวัสดุที่ไม่ใช่ทางชีววิทยา (non-biologic implants) ซึ่งอาจมีผลกระทบต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ ด้วยอัลกอริทึม AXB มีการใช้เทคนิคขั้นสูงเพื่อการแก้ปัญหา สมการ Linear Boltzmann Transport (LBTE) และการนับวัดผลกระทบโดยตรงที่เกิดจากความไม่สม่ำเสมอของเนื้อเยื่อ ในการคำนวณปริมาณรังสีในผู้ป่วย ซึ่ง AXB ให้ความถูกต้องใกล้เคียงกับมอนติคาร์โลและสามารถคำนวณปริมาณรังสีได้เร็วขึ้นและไม่มีสัญญาณรบกวน (statistic noise) สำหรับสมการ Boltzmann Transport เป็นสมการที่อธิบายถึงพฤติกรรมของอนุภาครังสี (radiation particle) ขณะที่อนุภาคเดินทางผ่านและเกิดอันตรกิริยากับวัตถุ โดยสมการ LBTE คือสมการ Boltzmann Transport ที่พิจารณา radiation particle ที่เกิดอันตรกิริยากับตัวกลางที่ผ่านในแนวเส้นตรงเท่านั้น โดยทั่วไปแล้วมี 2 วิธีการที่ใช้ในการแก้สมการ LBTE ได้แก่ มอนติคาร์โลและวิธีของจำนวนรังสี (numerical methods) โดยทั้งสองวิธีถูกนำมาใช้ร่วมกันใน AXB ซึ่งการทำงานของทั้ง 2 วิธีทำให้เกิดความผิดพลาดขึ้น กล่าวคือ มอนติคาร์โลทำให้เกิดความผิดพลาดแบบสุ่ม โดยความผิดพลาดนั้นเกิดจากผลการจำกัดจำนวนของอนุภาคจากการจำลอง และความผิดพลาดของการเกิดอันตรกิริยากับตัวกลางของแต่ละอนุภาค เมื่อวิธีของมอนติคาร์โลมีการใช้เทคนิคในการเร่งความเร็วในการคำนวณและลดสัญญาณรบกวนอาจจะส่งผลให้เกิดความผิดพลาดแบบเป็นระบบ (systemic error) ในวิธี explicit LBTE solution เกิดความผิดพลาดแบบเป็นระบบ และความผิดพลาดจากความไม่ต่อเนื่องของตัวแปร space, energy, angle ซึ่งความไม่ต่อเนื่องของกระบวนการนี้เป็นผลให้การแก้ปัญหามีความเร็วมากขึ้น แต่ความถูกต้องน้อยลง ซึ่งประโยชน์ของการพัฒนาสมการ LBTE คือการทำให้มอนติคาร์โลสามารถทำงานได้เร็วขึ้น และไม่มี statistic noise เมื่อนำจุดเด่นของทั้งสองเทคนิคนี้มาใช้ร่วมกันทำให้มีความเร็วมีและความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสี [20]

2.1 โมเดลของแหล่งกำเนิดรังสี (source model) ของ AXB มีพื้นฐานมาจากโมเดลของ AAA ประกอบไปด้วย 4 ส่วน

2.1.1 primary source เป็นการกำหนด source ที่บริเวณเป้า (target) เป็นบริเวณที่เกิด bremsstrahlung photon

2.2.2 ส่วน extra focal source เป็นตำแหน่งการเกิดอันตรกิริยาบริเวณหัวเครื่องอนุภาค (accelerator head) ได้แก่ flattening filter, primary collimators, and secondary jaw

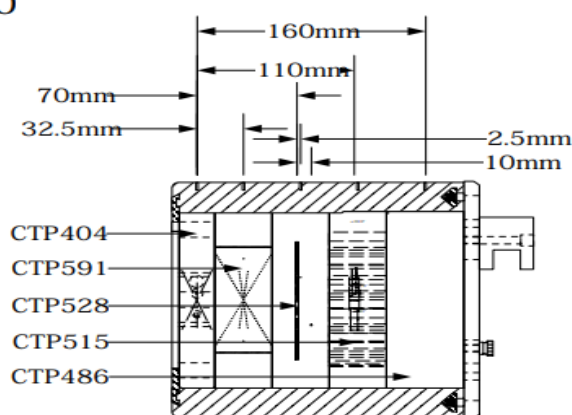
2.2.3 Electron contamination แสดงปริมาณรังสีสะสมในบริเวณ build-up และส่วนสุดท้ายคือโมเดลส่วนของ Photons scattered จาก wedge แสดง scatter จาก hard wedges

ในการคำนวณของ AXB มีการคำนึงถึงองค์ประกอบทางเคมี (chemical composition) และความหนาแน่นที่อนุภาควิ่งผ่านในแต่ละวอกเซลล์ของกริด ซึ่งองค์ประกอบทางเคมีประกอบด้วย 2 ส่วนคือทางชีววิทยา ได้แก่ ปอด เนื้อเยื่อไขมัน (adipose tissue) กล้ามเนื้อ กระดูกอ่อน (cartilage) และ กระดูก และส่วนที่ไม่ใช่ทางชีววิทยา เช่น เหล็ก [20]

11. หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600

อุปกรณ์ใช้สำหรับประเมินคุณภาพของภาพในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางที่ 20 cm และยาว 20 cm โดยภายในหุ่นจำลองประกอบไปด้วย 5 โมดูล ที่ใช้ในการประเมินคุณภาพของภาพที่ต่างกันออกไป ได้แก่ CTP404 Phantom position verification, CTP591 Bead geometry, CTP528 21 line pair high resolution, CTP528 Point source, CTP515 Sub slice และ supra slice low contrast และ CTP486 Solid image uniformity module ดังแสดงในภาพที่ 5 และตำแหน่งกึ่งกลางของแต่ละโมดูลเพื่อใช้ในการสแกนคุณภาพของภาพในแต่ละส่วน [21] แสดงดังตารางที่ 2

Catphan® 600



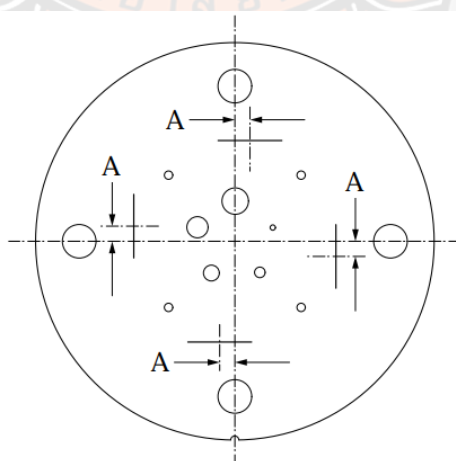
ภาพ 5 โมดูลภายในของหุ่นจำลอง Catphan Phantom

ตาราง 2 ตำแหน่งกึ่งกลางของแต่ละโมดูลภายในหุ่นจำลอง Catphan Phantom 600

โมดูล	ระยะจากกึ่งกลางของโมดูลที่ 1 (mm)
CTP404	
CTP591 Bead geometry	32.5
CTP528, 21line pair high resolution	70
CTP528. Point source	80
CTP515, Sub slice and supra slice low contrast	110
CTP486, Solid image uniformity module	150

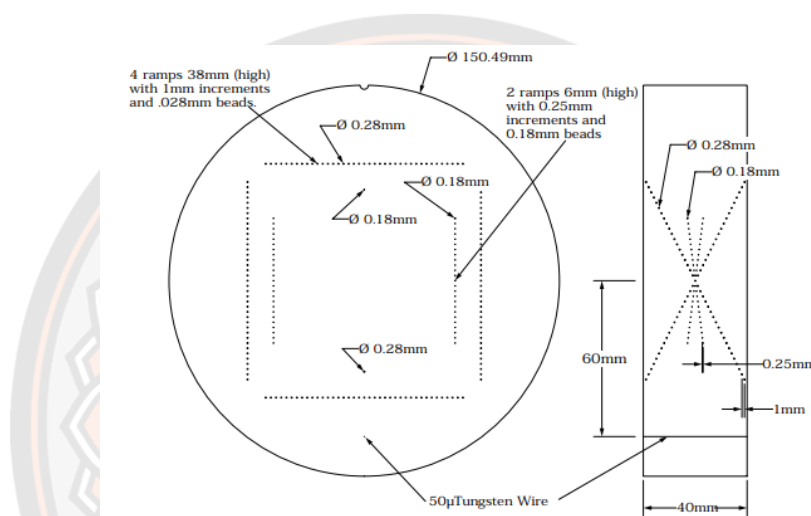
โดยภายในหุ่นจำลอง Catphan 600 ประกอบไปด้วย 5 โมดูล ได้แก่

11.1 Phantom position verification ใช้ประเมินตำแหน่งของหุ่นจำลองโดยปรับให้อยู่ในแนวที่เหมาะสมแก่การประเมิน สำหรับการวัดความถูกต้องของตำแหน่งในแนวแกน Z โดยวัดจากจุดกึ่งกลางของภาพด้านหนึ่งไปยังอีกด้านหนึ่งซึ่งสอดคล้องกับจุดศูนย์กลางของหุ่นจำลอง แล้วคูณระยะทาง A ด้วย 0.42 เพื่อใช้ในการกำหนดแนวแกน Z ที่ถูกต้อง ในการประเมินความถูกต้องในแนวแกน X และ Y อาจใช้กริดช่วยในการลากเส้นตัดกึ่งกลางของหุ่นจำลองทั้ง 2 แนวเพื่อให้การลากเส้นมีความแม่นยำมากยิ่งขึ้น ดังแสดงในภาพที่ 6



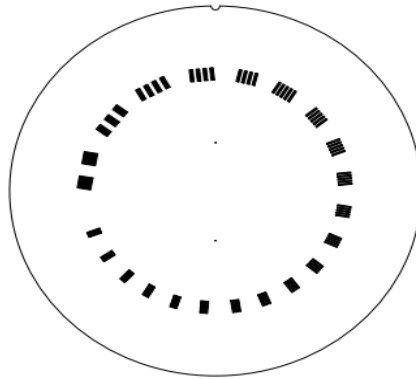
ภาพ 6 Phantom position verification

11.2 Bead Geometry ใช้ในการประเมิน modulation transfer function (MTF) และความกว้างของสไลด์ (slice width) โดยใช้ลวดและปิดภายในโมดูลในการประเมิน ซึ่งภายในโมดูลประกอบไปด้วยปิด (beads) ที่เรียงกันทั้งหมด 3 คู่และเม็ดปิด 2 เม็ด โดยมี 2 แถวคู่ที่อยู่รอบนอกมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของเม็ดปิดที่ 0.28 mm โดยเว้นช่องว่างระหว่างปิดที่ 1 mm ส่วนอีกคู่อยู่ด้านในมีเม็ดปิดที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.18 mm โดยเว้นช่องว่างระหว่างปิดที่ 0.25 mm และ 2 เม็ดปิดที่อยู่อิสระมีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.28 และ 0.18 mm อีกทั้งยังมีลวดทั้งสแตนเลสที่อยู่ห่างจากจุดกึ่งกลางโมดูล 6 cm ดังแสดงในภาพที่ 7



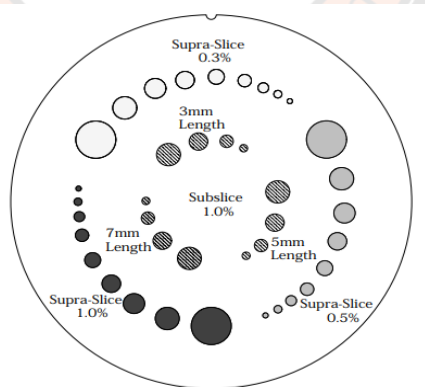
ภาพ 7 Bead Geometry Module

11.3 Spatial Resolution เป็นส่วนที่ใช้ในการประเมินความสามารถของเครื่องสแกนในการแยกรายละเอียดหรือวัสดุที่มีขนาดเล็ก 2 จุดออกจากกัน ซึ่งประกอบด้วย line pair จำนวน 21 คู่ โดยแปลผลจากระยะห่างของวัสดุที่น้อยที่สุดที่สามารถแยกออกจากกันได้ และเม็ดปิดที่ทำจากทั้งสแตนเลสที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 0.28 mm จำนวน 2 เม็ดใช้ในการประเมินสำหรับ modulation transfer function (MTF) ดังแสดงในภาพที่ 8



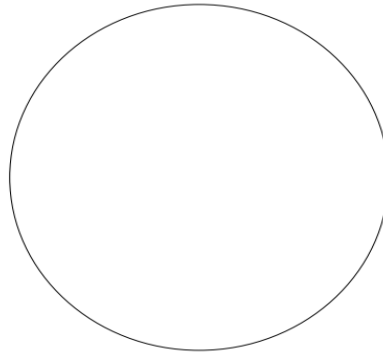
ภาพ 8 Spatial Resolution Module

11.4 Low Contrast ใช้ในการประเมินความสามารถในการแยกรายละเอียดที่เล็กที่สุดของภาพ เมื่อค่าความแตกต่างของขาวดำ (contrast) ระหว่างวัสดุและรอบวัสดุนั้นมีค่าความแตกต่างกันน้อยมาก โดยที่ภายนอกเป็น Supra-slice ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางตั้งแต่ 2,3,4,5,6,7,8,9 และ 15 mm และภายในเป็น Sub-slice ที่มีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลางตั้งแต่ 3,5,7 และ 9 mm โดยทั้งหมดนี้จะมีระดับความคมชัด 3 ระดับ ได้แก่ 0.3%,0.5% และ 1.0% ดังแสดงในภาพที่ 9



ภาพ 9 Low Contrast Module

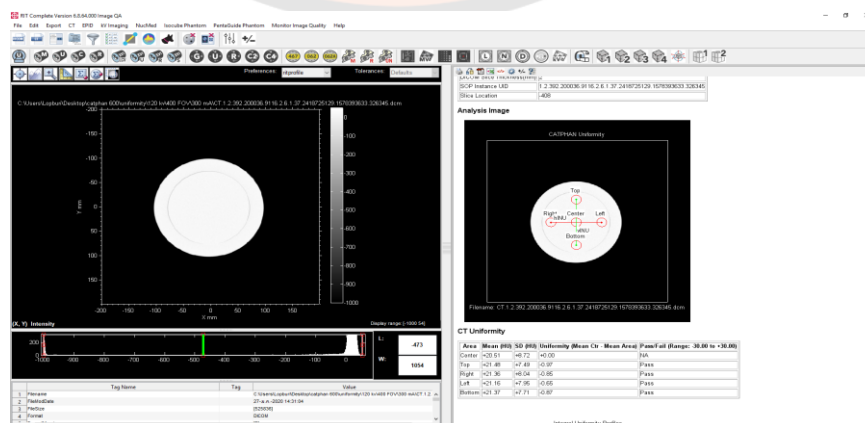
11.5 Image Uniformity ใช้ในการประเมินความสม่ำเสมอ และสัญญาณรบกวนของภาพ(noise) ซึ่งทำจากวัสดุที่มีลักษณะเป็นเนื้อเดียวกัน โดยเลขซีทีของวัสดุออกแบบให้อยู่ภายใน 2% (20HU) ของความหนาแน่นของน้ำที่โปรโตคอลมาตรฐาน ซึ่งเลขซีทีที่บันทึกมักอยู่ในช่วง 5-18 HU [21] ดังแสดงในภาพที่ 10



ภาพ 10 Image Uniformity Module

12. โปรแกรม RIT software

โปรแกรมที่ใช้ในการประเมินคุณภาพของภาพในงานทางรังสีแบบอัตโนมัติ และสามารถวิเคราะห์ผลข้อมูลได้อย่างรวดเร็วและแม่นยำ โดยสำหรับการทดสอบภาพในทางรังสีรักษานั้น การประเมินคุณภาพของภาพของเครื่อง Linac อ้างอิงตามคำแนะนำของ TG 142 และประเมินคุณภาพของภาพของหุ่นจำลองต่าง ๆ เช่น Catphan Phantom 600 ที่สามารถประเมินได้ทั้ง Spatial resolution, CNR และ Uniformity เป็นต้น [22, 23] ดังแสดงในภาพที่ 11



ภาพ 11 การประเมินคุณภาพของภาพของหุ่นจำลองด้วยโปรแกรม RIT software

13. ฟันจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอน (CT Electron Density Phantom)

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) และ International Atomic Energy Agency (IAEA) รายงานว่าระบบการวางแผนการรักษาต้องมีการเปลี่ยนเลขซีทีที่เป็นความหนาแน่นอิเล็กตรอน สำหรับใช้ในการคำนวณการกระจายของปริมาณรังสีให้ถูกต้อง โดยทั่วไปสามารถทำได้โดยใช้วัสดุอ้างอิงความหนาแน่นอิเล็กตรอนเพื่อใช้ในการตรวจสอบ ซึ่งภายในฟันจำลองประกอบไปด้วยวัสดุเลียนแบบเนื้อเยื่อ (Tissue Mimicking Materials: TMM) ใช้สำหรับจำแนกลักษณะความหนาแน่นอิเล็กตรอนมาตรฐานประกอบด้วยวัสดุ 13 ชนิดที่มีค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่แตกต่างกัน [24] ดังแสดงในตารางที่ 3

ตาราง 3 ค่า Electron Density Relative to Water และ Physical Density (g/cm³) ของ ฟันจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่วัสดุต่าง ๆ

วัสดุ	Electron Density Relative to Water	Physical Density (g/cm ³)
Lung (LN-300)	0.282	0.290
Lung (LN-450)	0.452	0.460
Adipose (AP6)	0.928	0.945
Breast	0.954	0.977
Zero HU Solid Water (x4)	1.001	1.015
Brain	1.047	1.051
Liver (LV1)	1.063	1.095
Inner Bone	1.086	1.133
Bone (B200)	1.102	1.150
Bone (CB2-30% Mineral)	1.278	1.333
Bone (CB2-50% Mineral)	1.471	1.561
Cortical Bone (SB3)	1.695	1.823
True Water	1.000	1.000

14. หุ่นจำลองบริเวณทรวงอก (CIRS Thorax Phantom)

หุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่มีลักษณะเป็นรูปวงรีและแสดงถึงสัดส่วนของมนุษย์ โดยบริเวณลำตัวของหุ่นจำลองทำจากพลาสติกที่สมมูลกับน้ำ และในบริเวณปอดและกระดูกสามารถใส่หัววัดไอออนไนซ์เซชันแชนเบอร์ได้ เพื่อใช้ในการวัดปริมาณรังสีแบบจุด (point dose) และอีกครั้งหนึ่งตามแนวยาวของหุ่นจำลองถูกแบ่งออกเป็น 12 ส่วน แต่ละส่วนหนา 1 cm เพื่อรองรับการใส่ฟิล์ม โดยหุ่นจำลองทรวงอกยังใช้ในการอธิบายความไม่สม่ำเสมอของเนื้อเยื่อบริเวณทรวงอกในการวางแผนการรักษา โดยหุ่นจำลองที่ใช้ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาจะให้ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนและเลขซีทีในหน่วย Hounsfield (HU) ซึ่งประกอบไปด้วยวัสดุที่เทียบเท่าปอด กระดูก กล้ามเนื้อ ไขมัน และน้ำ [25] ดังตารางที่ 4

ตาราง 4 ค่าความหนาแน่น, Electron density per $\text{cm}^3 \times 10^{23}$ และ Electron density relative to water ของวัสดุแต่ละชนิดภายในหุ่นจำลองบริเวณทรวงอก (CIRS Thorax phantom)

วัสดุ	ความหนาแน่น (g/cm^3)	Electron density per $\text{cm}^3 \times 10^{23}$	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

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี 2018 Davis AT. และคณะ ได้ทำการปรับพารามิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Toshiba รุ่น Aquilion LB ซึ่งสามารถปรับตั้งค่าความต่างศักย์ ได้ทั้ง 80, 100, 120 และ 135 kV ค่ากระแสหลอด ระหว่าง 10-500 mA ซึ่งเป็นการปรับตั้งค่าแบบอัตโนมัติ และ FOV ที่ 700 (XL), 550 (LL), 400 (L), 320 (M) และ 240 (S) mm โดยฟิลเตอร์สำหรับบริเวณลำตัวกำหนด FOV ที่ 400, 550 และ 700 mm ซึ่งการปรับพารามิเตอร์ในการสแกนนั้นจะส่งผลต่อคุณภาพของภาพและเลขซีที ซึ่งจำเป็นต้องนำไปใช้ในการวางแผนการรักษาต่อไป ในการทดลองใช้หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 เพื่อประเมินคุณภาพของภาพในส่วน spatial resolution และ contrast to noise ratio (CNR) ประเมินปริมาณรังสีจาก $CTDI_{vol}$ และประเมินการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ในการสแกน ได้แก่ Acquisition FOV และ effective mAs พบว่า เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงค่า Acquisition FOV จะส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของ spatial resolution, CNR, $CTDI_{vol}$ รวมถึงส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที ในขณะที่ effective mAs นั้นส่งผลต่อ CNR และ $CTDI_{vol}$ เท่านั้น โดย $CTDI_{vol}$ ที่เพิ่มขึ้นจะขึ้นอยู่กับค่า effective mAs [8] ซึ่งการประเมินคุณภาพของภาพสอดคล้องกับงานวิจัยในปี 2018 ของ Tomic N. และคณะ โดยทำการเปรียบเทียบคุณภาพของภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ทั้งหมด 3 เครื่อง ได้แก่ GE LS 16, Philips Brilliance Big Bore และ Toshiba Aquilion LB เพื่อเปรียบเทียบ spatial resolution, และ contrast to noise ratio (CNR) โดยใช้หุ่นจำลอง Catphan Phantom 504 ในการประเมิน และใช้โปรโตคอลของศีรษะและอุ้งเชิงกรานในการสแกน พบว่า Acquisition FOV ที่มีขนาดเล็กจะส่งผลต่อ spatial resolution และ CNR มากกว่า Acquisition FOV ที่มีขนาดใหญ่ [26] ประกอบกับงานวิจัยของ Breiki G และคณะ พบว่า เมื่อเลือกใช้ค่าความต่างศักย์ ที่ 120 kV ค่ากระแสหลอด ที่ 50, 100, 150, 200, 250 และ 300 mAs จะมีสัญญาณรบกวน (noise) เท่ากับ 12.8, 7.8, 6.2, 5.5, 4.9 และ 4.6 ตามลำดับ ซึ่งสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นมีค่าลดลงและใกล้เคียงกันมากขึ้น เมื่อค่ากระแสหลอด เพิ่มขึ้น ดังนั้น เมื่อค่ากระแสหลอดเพิ่มขึ้น CNR จึงเพิ่มขึ้นด้วย [27] เช่นเดียวกับงานวิจัยของ Hiltz M และ Duzenli C พบว่า เมื่อปรับค่ากระแสหลอดเพิ่มขึ้น ส่งผลให้สัญญาณรบกวนมีค่าลดลงและใกล้เคียงกันมากขึ้นเช่นกัน [28] โดยจากงานวิจัยของ ทั้ง Nelms BE และคณะ ในปี 2012 และ Davis AT และคณะ ในปี 2018 กล่าวว่าคุณภาพของภาพต้องมีประสิทธิภาพสูงเพื่อช่วยในการกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงได้อย่างถูกต้อง หากมีการกำหนดขอบเขตของบริเวณดังกล่าวไม่ถูกต้อง จะส่งผลกระทบต่อการวางแผนการรักษาได้อีกด้วย [8, 10] ดังนั้นคุณภาพของภาพที่ใช้ต้องมีคุณภาพที่เพียงพอต่อการวางแผนการรักษา เพื่อให้การวางแผนการรักษามีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น

โดยการเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ในการสแกนนั้นส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที โดยในปี 2017 Davis AT และคณะ ได้ทำการทบทวนบทความจาก 34 บทความที่เกี่ยวข้องกับการ commissioning ของระบบวางแผนการรักษาและการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษา เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงจากภาพซีที โดยได้สรุปไว้ว่า ค่ากระแสหลอดไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที ตรงข้ามกับค่าความต่างศักย์ที่จะส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงเลขซีทีเป็นอย่างมาก ในขณะที่ Acquisition FOV นั้นขึ้นอยู่กับเครื่องสแกน และสรุปค่าความคลาดเคลื่อนของเลขซีที เท่ากับ ± 20 HU สำหรับเนื้อเยื่อ และ ± 50 HU สำหรับปอดและกระดูก ซึ่งจะส่งผลให้ปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษาเปลี่ยนแปลงน้อยกว่า 1% [3] และจากงานวิจัยในปี 2008 ของ Ebert MA. และคณะ ได้ทำการเปรียบเทียบเลขซีทีที่ ค่าความต่างศักย์ 80 kV และ 140 kV โดยวัดเลขซีทีบริเวณวัสดุเทียบเท่ากระดูก (RED เท่ากับ 1.2) มีค่าเท่ากับ 450 และ 280 HU ตามลำดับ ซึ่งต่างกันอยู่ 170 HU และในบริเวณที่มีโลหะนั้นมีความแตกต่างของเลขซีทีมากกว่า 5000 HU [29] จากงานวิจัยของ Guan H และคณะ (2002) พบว่า บริเวณที่มีอวัยวะที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันมาก จะส่งผลให้เลขซีทีเปลี่ยนแปลงมากด้วย [4] ดังนั้นถ้าในบริเวณที่มีความหนาแน่นของอวัยวะที่ต่างกันอย่างชัดเจน เช่น บริเวณทรวงอก ซึ่งประกอบไปด้วย ปอด กระดูก และน้ำ อาจทำให้การประมวลผลเลขซีทีมีโอกาสผิดพลาดได้ ซึ่งอาจทำให้การคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษาเกิดความผิดพลาดได้ด้วยเช่นกัน จากการศึกษาที่กล่าวมาข้างต้นจะเห็นได้ว่าค่าพารามิเตอร์ที่ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีทีอย่างชัดเจน ได้แก่ ค่าความต่างศักย์ และ FOV ในขณะที่ ค่ากระแสหลอด นั้นไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที

จากงานวิจัยในปี 2018 ของ Davis AT และคณะ ยังพบว่า เลขซีทีสำหรับเนื้อเยื่อแต่ละชนิดต้องมีค่าไม่ต่างไปจาก Calibration curve หรือ กราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีที กับ RED หากเลขซีทีของเนื้อเยื่อที่ได้จากเครื่องสแกนซีทีกับ calibration curve ไม่ตรงกันอาจทำให้การคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษาผิดพลาดได้ [8] เช่นเดียวกันกับงานวิจัยของ Guan H และ Dong H พบว่า เมื่อวางแผนการรักษาบริเวณอู่เชิงกราน ที่พลังงาน 6 MV ด้วยเทคนิค Intensity modulated radiation therapy (IMRT) จำนวน 7 Fields ด้วยอัลกอริทึม AAA นั้น เมื่อเปรียบเทียบแผนการรักษาระหว่าง Planning computed tomography (PCT) กับ Cone beam computed tomography (CBCT) พบว่า เมื่อเลขซีทีบริเวณที่เป็นอากาศ เนื้อเยื่อ และกระดูกเปลี่ยนแปลงไป 20, 20 และ 500 HU ตามลำดับ จะทำให้ปริมาณรังสีเปลี่ยนแปลง 3.4% และเมื่อเลขซีทีเปลี่ยนแปลงไป 20, 20 และ 200 HU ตามลำดับ ส่งผลให้ปริมาณรังสีมีการเปลี่ยนแปลงไป 0.6% ซึ่งหมายความว่าค่าการเปลี่ยนแปลงของเลขซีทีในบริเวณกระดูกนั้นส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีเป็นอย่างมาก [30] และจากงานวิจัยของ Kilby W และคณะ ได้ทำการสร้างค่าความคลาดเคลื่อนของความหนาแน่นอิเล็กทรอนิกส์สำหรับโฟตอนพลังงาน 6 MV โดยให้เกิดข้อผิดพลาดของ

ปริมาณรังสีสูงสุดที่ 2% สำหรับเนื้อเยื่อที่มีความหนาสูงสุดที่ 20 cm 10 cm และ 7 cm สำหรับน้ำ ปอด กระดูก ตามลำดับ โดยใช้ระบบวางแผนการรักษาโมเดลรุ่น Hogstrom ของบริษัท Nucletron พบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนของค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนคือ ± 0.03 สำหรับน้ำ ± 0.05 สำหรับปอด และ ± 0.08 สำหรับกระดูก ซึ่งเมื่อนำมาวางแผนการรักษาโดยใช้ความหนาของวัสดุเป็น 10 cm พบว่า เมื่อน้ำ ปอด และกระดูก มีค่า HU เปลี่ยนแปลงไป 30, 25, 107 HU จะทำให้ปริมาณรังสีมีการเปลี่ยนแปลงไป 1.1, 0.9 และ 2% ตามลำดับ [6] ประกอบกับงานวิจัยของ Cozzi L และคณะ ได้ทำการเปรียบเทียบเพื่อหาเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสี ที่ได้จากการวางแผนการรักษา ระหว่าง calibration curve ของระบบวางแผนการรักษากับการสแกนหุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอน รุ่น 465 ที่สแกนโดยใช้โปรโตคอลมาตรฐานที่ slice thickness 5 mm ค่าความต่างศักย์ 120 kV ค่ากระแสหลอด 250 mA ที่ acquisition time 1 s และใช้ matrix size ขนาด 320×320 pixels ที่ FOV 480 mm พบว่า เมื่อวางแผนการรักษาโดยใช้พลังงาน ที่ 6 MV ที่ความหนาของเนื้อเยื่อ 10 cm ส่งผลให้ น้ำ ปอด และกระดูก มีค่า HU เปลี่ยนแปลงไป 20, 30, 100 HU จะทำให้ปริมาณรังสีมีการเปลี่ยนแปลงไป 0.7, 0.4 และ 1.6% ตามลำดับ [5] และในปี 2016 Mahmoudi R และคณะ ได้ทำการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษาของ CorePLAN และ MIRS บริเวณกึ่งกลางของหุ่นจำลอง กำหนดให้ SSD เท่ากับ 100 cm ที่พลังงาน 6 MV Field size ขนาด 10×10 cm² พบว่า CorePLAN เมื่อวางแผนการรักษาโดยใช้ภาพการสแกน CT ที่ค่าความต่างศักย์ ต่างกัน ได้แก่ 80, 110 และ 130 kV ปริมาณรังสีในบริเวณ Polyethylene เท่ากับ 67.90, 67.70 และ 67.80 cGy ตามลำดับ น้ำ เท่ากับ 67.80, 67.60 และ 67.50 ตามลำดับ และกระดูก เท่ากับ 67.80, 67.40 และ 67.80 ตามลำดับ ซึ่งเมื่อเทียบกับที่ค่าความต่างศักย์ 80 kV เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีทั้ง Polyethylene, น้ำ และกระดูก มีค่าน้อยกว่า 1% และ MIRS เมื่อวางแผนการรักษาโดยใช้ภาพการสแกน CT ที่ค่าความต่างศักย์ต่างกัน ได้แก่ 80, 110 และ 130 kV ปริมาณรังสีในบริเวณ Polyethylene เท่ากับ 66.70, 66.60 และ 66.50 cGy ตามลำดับ น้ำ เท่ากับ 66.60, 66.60 และ 66.50 ตามลำดับ และกระดูก เท่ากับ 66.70, 66.50 และ 66.30 ตามลำดับ ซึ่งเมื่อเทียบกับที่ค่าความต่างศักย์ 80 kV เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีทั้ง Polyethylene, น้ำ และกระดูก มีค่าน้อยกว่า 1% เช่นกัน [31] ในปี 2019 Afifi MB และคณะ ได้ทำการศึกษาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์ และ ค่ากระแสหลอด ต่อกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง RED และเลขซีที พบว่า การเปลี่ยนแปลงของเลขซีที ที่ความหนาแน่นของกระดูก RED เท่ากับ 1.695 พบว่า เมื่อ ค่าความต่างศักย์เพิ่มขึ้น จะส่งผลให้เลขซีทีมีค่าลดลง ในขณะที่ ค่ากระแสหลอด มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีทีเมื่อใช้ ค่ากระแสหลอดต่ำ ร่วมกับ ค่าความต่างศักย์ต่ำเท่านั้น [32] ในปี 2017 ของ Mahur M. และคณะ ที่ทำการประเมินความแตกต่างของปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษา เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงโปรโตคอลในการสแกน โดยทำการ

สแกนหุ่นจำลอง Catphan Phantom 504 โมดูลที่ 404 ด้วยค่าความต่างศักย์ 80, 100, 120 และ 140 kV ที่ความหนาสไลด์ 1.5 mm แล้วนำมาสร้าง calibration curve ในอัลกอริทึม AAA แล้วนำมาเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสี โดยใช้ภาพในการสแกนที่ 120 kV พบว่า เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วางแผนการรักษา โดยกำหนดให้ปริมาณรังสีที่บริเวณ isocenter เท่ากับ 200 cGy และพลังงานที่ 6 MV ซึ่งเมื่อใช้ calibration curve ที่ 80,100 และ 140 kV เทียบกับที่ 120 kV ส่งผลให้เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษาบริเวณจุด isocenter เท่ากับ 0.3%, 0.05% และ 0% ที่ calibration curve ที่ 80,100 และ 140 kV ตามลำดับ ซึ่งทำให้เห็นได้ว่า เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีจะมากที่สุด เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ต่ำที่สุด และพบว่าเมื่อมีการเปลี่ยนแปลง calibration curve ทำให้เปอร์เซ็นต์การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีนั้นน้อยกว่า 1% [33]

ในปี 2002 Guan H และคณะ ศึกษาค่าปริมาณรังสีต่อมอเนตอร์ยูนิต (Dose/MU) จากการใช้ภาพสแกน CT บริเวณ Femoral head ด้วยค่าความต่างศักย์ที่ต่างกันที่ 120 ต่อ 80 kV ที่มี Field size ขนาด $5 \times 5 \text{ cm}^2$ และ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ที่พลังงาน 6 MV มีค่า Dose/MU เท่ากับ 1.0143 และ 1.0107 ตามลำดับ และบริเวณปอด ที่ 130 ต่อ 80 kV ที่ Field size และพลังงานเท่ากัน มีค่า Dose/MU เท่ากับ 1.0018 และ 0.9996 ตามลำดับ ซึ่งมีค่าความแตกต่างกันของ Dose/MU ค่อนข้างน้อย เนื่องจากเป็นบริเวณที่มีความหนาแน่นต่ำ และสามารถสรุปได้ว่าการสแกน CT ด้วย ค่าความต่างศักย์ ที่ 80 kV นั้นทำให้เกิดการลดทอนปริมาณรังสีได้ดีในบริเวณกระดูก และส่งผลให้ Dose/MU มีค่าต่ำ ดังนั้น เมื่อค่าความต่างศักย์สูงขึ้น จึงส่งผลให้ Dose/MU มีค่าเพิ่มสูงขึ้น ในขณะที่บริเวณปอดนั้น Dose/MU ระหว่าง ค่าความต่างศักย์ ทั้ง 2 ค่า มีค่าต่างกันเพียงเล็กน้อยเท่านั้น และเมื่อสแกนด้วยค่ากระแสหลอดที่ต่างกันที่ 80 ต่อ 300 mAs ในปอด โดยใช้ Field size ขนาด $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ที่พลังงาน 6 MV มีค่า Dose/MU เท่ากับ 0.9979 ซึ่งมีค่าความแตกต่างน้อยกว่า 1 % และเปรียบเทียบค่าความแตกต่างของ Dose/MU ของเคสผู้ป่วยจริงเทียบกับ calibration curve อื่น ๆ แล้วนำค่าที่ได้มาเทียบกับ curve แบบ 4 ตำแหน่ง ที่ใช้ในการประเมินหาค่าแก้ของเนื้อเยื่อที่มีความแตกต่างกัน (inhomogeneity correction) สำหรับบริเวณ cranium, femur tube, femur head และ lung พบว่า Dose/MU ที่พลังงาน 6 MV มีความแตกต่างสูงสุดถึง 2% เมื่อเทียบกับ calibration curve อื่น ๆ [4] โดยในปี 2017 งานวิจัยของ Yan C และคณะ ได้ทำการเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณที่บริเวณกึ่งกลางของปอดของหุ่นจำลอง QUASAR ด้วย PTW N31003 จากเคสผู้ป่วย 3 เคส ในเทคนิค VMAT พบว่า ค่าความแตกต่างจากการคำนวณของ AXB $D_{w,m}$ เทียบกับการวัดไม่เกิน 1% ในขณะที่ AAA มีความแตกต่างเมื่อเทียบกับการวัดสูงถึง 2.7% ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าอัลกอริทึม AXB คำนวณได้มีความถูกต้องมากกว่า AAA ในบริเวณที่มีความหนาแน่นต่ำ และเมื่อเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีจาก

การคำนวณด้วย AAA กับ AXB ($D_{w,m}$) บริเวณ isocenter นั้นมีค่าน้อยกว่าความแตกต่างระหว่าง AAA กับ AXB ($D_{m,m}$) โดยที่เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ AXB ($D_{w,m}$) น้อยกว่า 2% ขณะที่ AXB ($D_{m,m}$) มากถึง 4.3% [34] และในปี 2018 Taweap S. และคณะ ทำการตรวจสอบปริมาณรังสีของ อัลกอริทึม AXB สำหรับโฟตอนพลังงาน 6 MV ในเคสศีรษะ ทรวงอก และเชิงกราน รวม 15 เคส โดยวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง CIRs Thorax ที่บริเวณกึ่งกลางของหุ่นจำลองด้วยหัววัดไอออนเซชัน CC13 เทียบกับการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ในเทคนิค 3D-CRT, IMRT และ VMAT พบว่า เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณในเทคนิค 3D-CRT, IMRT และ VMAT เท่ากับ $0.27 \pm 0.29\%$, $-0.60 \pm 1.05\%$ และ $-1.12 \pm 0.44\%$ ตามลำดับ และค่าการเปลี่ยนแปลงของความแตกต่างของปริมาณรังสีในเทคนิค 3D-CRT น้อยกว่าในเทคนิค IMRT และ VMAT เนื่องจาก IMRT และ VMAT มีการวางแผนการรักษาที่มีความซับซ้อนมากกว่าและตำแหน่ง การวางของหัววัดปริมาณรังสีไอออนเซชันอยู่ในบริเวณของ high dose gradient [35] และจาก งานวิจัยของ Padmanaban S และคณะ พบว่า เมื่อมีการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการ รักษาในบริเวณที่มีความหนาแน่นต่างกันมาก โดยใช้อัลกอริทึม AXB สามารถคำนวณปริมาณรังสีใน บริเวณเนื้อเยื่อหลังจากที่ลำรังสีทะลุผ่านความหนาแน่นต่ำ เช่น ปอด หรืออากาศ ได้ดีกว่าอัลกอริทึม Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) [36] ประกอบกับงานวิจัยของ Shiraiishi S และคณะ ทำการประเมินความแม่นยำในการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA และ AXB สำหรับมะเร็ง ปอดที่มีก้อนขนาดต่าง ๆ พบว่า ปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วย AAA มีปริมาณรังสีคลาดเคลื่อน บริเวณ GTV ถึง PTV ที่ 6MV ในเทคนิค 3D-CRT และ VMAT ในขณะที่ AXB มีปริมาณรังสีที่ ครอบคลุมบริเวณ PTV ได้ดีกว่า AAA เมื่อเทียบกับฟิล์ม [37] ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Rana S ได้ทำการทบทวนผลจากการศึกษาต่าง ๆ จากการวางแผนการรักษาด้วย AAA และ AXB ใน แผนการรักษาของโรคมะเร็งปอด โดยให้ผลเช่นเดียวกันว่า AXB มีความถูกต้องแม่นยำมากกว่า AAA เมื่อมีการคำนวณในบริเวณเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นต่างกัน โดยที่ความแตกต่างระหว่าง Monte Carlo กับ AAA นั้นมีค่าสูงในขณะที่ Monte Carlo เทียบกับ AXB แตกต่างกันน้อยกว่า [38] และยัง สอดคล้องกันกับงานวิจัยของ Liu HW และคณะ พบว่า อัลกอริทึม AXB นั้นสามารถคำนวณปริมาณ รังสีในบริเวณที่มีเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นต่างกันได้อย่างถูกต้องแม่นยำเช่นกัน โดยที่ AXB นั้นจะมี การคิดองค์ประกอบทางเคมี (chemical composition) ของแต่ละ voxel ร่วมด้วย [39]

จากการทบทวนงานวิจัยที่ผ่านมา พบว่า ปัจจัยที่มีผลต่อการคำนวณปริมาณรังสี หรือเลขซีที ได้แก่ ค่าความต่างศักย์ และ FOV ซึ่งเมื่อวัสดุมีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน เช่น น้ำ ปอด และ กระดูก เมื่อใช้ค่าพารามิเตอร์ที่ต่างกัน จะส่งผลให้มีการเปลี่ยนแปลงของเลขซีทีไปด้วย แต่เนื่องจาก ในการศึกษาครั้งนี้มุ่งเน้นการเปลี่ยนแปลงของความหนาแน่นของอิเล็กตรอนและการคำนวณปริมาณ รังสีด้วยระบบวางแผนการรักษา เพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด

และ FOV ที่มีต่อเลขชี้กำลังและปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งเชิงปอด



บทที่ 3

วิธีดำเนินงานวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

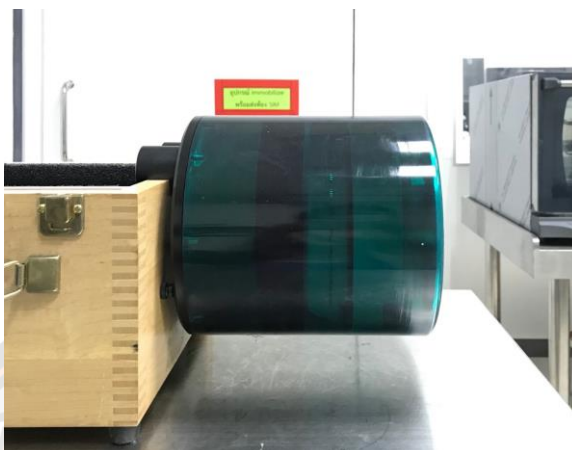
1. เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Toshiba รุ่น Aquilion LB (Toshiba medical systems corporation. Inc., Tochigi, Japan) ดังแสดงในภาพที่ 12



ภาพ 12 เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Toshiba รุ่น Aquilion LB

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Toshiba รุ่น Aquilion LB มีอุปกรณ์นับวัดรังสีทำจากแกโดลิเนียมออกไซด์ซิลไฟต์ เป็นเครื่องชนิด 16 สไลด์ ลำรังสีสูงสุด 16 cm สามารถทำงานในโหมดการสแกนแบบตัดขวางและแบบเกลียว มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของอุโมงค์ 90 cm สามารถตั้งค่าความต่างศักย์ในการสแกน ได้ที่ 80, 100, 120 หรือ 135 kV ค่ากระแสหลอด ในช่วง 10 ถึง 500 mA และ FOV ที่เส้นผ่านศูนย์กลางขนาด (XL) 700, (LL) 550, (L) 400, (M) 320 และ (S) 240 mm เพื่อใช้ในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ [8]

2. หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 (The Phantom Laboratory. Inc., NY, USA) ดังแสดงในภาพที่ 13



ภาพ 13 หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600

3. หุ่นจำลอง TOS Phantom (Canon Medical Systems. Inc., USA) ดังแสดงในภาพที่ 14



ภาพ 14 หุ่นจำลอง TOS Phantom

4. หุ่นจำลอง Tissue Characteristic Phantom หรือ Electron Density Phantom Model 467 (Gammex Wisconsin, USA) ดังแสดงในภาพที่ 15



ภาพ 15 หุ่นจำลอง Tissue Characteristic Phantom Model 467

5. หุ่นจำลองทรวงอก (CIRS Thorax phantom) Model 002LFC (CIRS Wayne, NJ) [40] ดังแสดงในภาพที่ 16



ภาพ 16 หุ่นจำลองทรวงอก (CIRS Thorax phantom) Model 002LFC

6. โปรแกรม RIT Radiation Therapy QA and Diagnostic Imaging QC Software หรือ RIT Software เวอร์ชัน 6.8.64 (Radiological Imaging Technology, Inc., Colorado Springs, CO, USA)

7. ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ยี่ห้อ Varian รุ่น Eclipse version 13.6

การเก็บรวบรวมข้อมูล

1. ตรวจสอบคุณภาพของภาพ ปริมาณรังสี และความถูกต้องของเลขซีทีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

1.1 จัดหุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 ให้ระยะของ isocenter ตรงกับบริเวณที่ต้องการสแกนในแต่ละโมดูล ดังแสดงในภาพที่ 17 เริ่มด้วยจัดให้ isocenter ตรงกับบริเวณโมดูล CTP404 แล้วเลื่อนตำแหน่งการสแกนไปที่โมดูล CTP528 Spatial resolution (lp/cm), CTP515 Contrast to noise ratio (CNR) และ CTP486 Uniformity (HU) ที่ระยะห่างจาก CTP404 เท่ากับ 70 mm, 110 mm และ 150 mm ตามลำดับ ดังตารางที่ 2 ตำแหน่งกึ่งกลางของแต่ละโมดูลภายในหุ่นจำลอง Catphan Phantom 600



ภาพ 17 การจัดอุปกรณ์ในการสแกน Catphan Phantom 600

1.2 ทำการปรับพารามิเตอร์ในการสแกนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ได้แก่ ค่าความต่างศักย์ ที่ 80, 100, 120 และ 135 kV ค่ากระแสหลอด ที่ 100, 200 และ 300 mA FOV ที่ 400, 550 และ 700 mm โดยจำกัดค่าในการสแกนของรอบการหมุน (rotation time) เท่ากับ 1 วินาที และค่าความหนาของสไลด์ 2 mm โดยในแต่ละค่าความต่างศักย์ จะใช้ค่ากระแส

หลอด และ FOV ในแต่ละค่าร่วมด้วย ดังนั้นโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกนรวมทั้งสิ้น 36 โปรโตคอล ดังตารางที่ 5

ตาราง 5 โปรโตคอลที่ใช้ในการสแกนของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาที่มีการเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)
1	80	100	400
2			550
3			700
4		200	400
5			550
6			700
7		300	400
8			550
9			700
10	100	100	400
11			550
12			700
13		200	400
14			550
15			700
16		300	400
17			550
18			700
19	120	100	400
20			550
21			700
22		200	400
23			550

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)
24			700
25		300	400
26			550
27			700
28	135	100	400
29			550
30			700
31		200	400
32			550
33			700
34		300	400
35			550
36			700

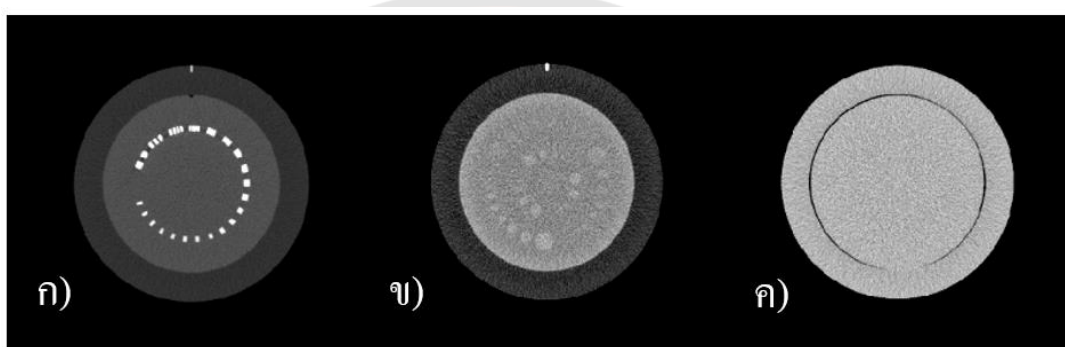
1.3 ทำการสแกนแบบตัดขวาง (axial) ของแต่ละโมดูล โดยแต่ละโปรโตคอลทำการสแกนแบบต่อเนื่อง 3 ครั้งพร้อมทั้งบันทึกค่า $CTDI_{vol}$ บนหน้าจอเครื่องสแกนภายหลังการสแกนในแต่ละโปรโตคอล

1.4 ประเมินคุณภาพของภาพ

ในส่วนของคุณภาพของภาพจะพิจารณา Spatial resolution, CNR และ Uniformity โดยการนำภาพไฟล์ Dicom จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ที่ไม่มีการบีบอัดไฟล์ภาพมาทำการวิเคราะห์โดยโปรแกรม RIT Software และอาศัยข้อกำหนดจาก AAPM TG66 ซึ่งมีเกณฑ์การประเมินแสดงดังตารางที่ 6 โดยมีการวิเคราะห์ผลคุณภาพของภาพในแต่ละส่วนดังแสดงในภาพที่ 18 และการวิเคราะห์ผลดังนี้

ตาราง 6 เกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพ ตามเกณฑ์มาตรฐานของ AAPM TG66

หุ่นจำลอง	พารามิเตอร์	มาตรฐานกำหนด
Catphan Phantom 600	Spatial resolution	≥ 6 lp/cm
	Contrast to noise ratio (CNR)	≥ 1.2
	Uniformity	center \pm 5HU



ภาพ 18 วิเคราะห์ผลคุณภาพของภาพของหุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 ในส่วน ก) Spatial resolution (CTP528), ข) CNR (CTP515) และ ค) Uniformity (CTP486)

1.4.1 การวิเคราะห์ผลคุณภาพของภาพ

1. Spatial resolution เป็นการประเมินความสามารถในการแยกรายละเอียดหรือวัตถุที่มีขนาดเล็ก 2 จุดออกจากกัน โดยใช้ภาพจากโมดูล CTP528 มาวิเคราะห์ผลด้วย RIT Software

2. Contrast to noise ratio (CNR) เป็นการประเมินความสามารถในการแยกรายละเอียดของภาพที่มีเลขซีทีของเนื้อเยื่อที่แตกต่างกันต่อสัญญาณรบกวน โดยใช้โมดูล CTP515 วิเคราะห์ด้วยโปรแกรม RIT Software ซึ่งทำการประเมินในบริเวณที่ระดับความคมชัด 1.0% ที่ Supra-slice 15 mm และบริเวณพื้นหลัง (Background) ด้วย Region of interest (ROI) ขนาด 1 cm ดังสมการที่ 15

$$CNR = 2 \frac{|\bar{\mu}_S - \bar{\mu}_B|}{\sigma_S + \sigma_B} \quad (15)$$

โดย

$\bar{\mu}_S$ คือ ค่าเฉลี่ยของเลขซีทีภายใน ROI ของบริเวณที่ต้องการทดสอบสัญญาณ

$\bar{\mu}_B$ คือ ค่าเฉลี่ยของเลขซีทีภายใน ROI ของพื้นหลัง

σ_S คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขซีทีภายใน ROI ของบริเวณที่ต้องการทดสอบสัญญาณ

σ_B คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขซีทีภายใน ROI ของพื้นหลัง

3. Uniformity เป็นการประเมินความสม่ำเสมอของเลขซีทีจากภาพที่ได้จากวัสดุชนิดเดียว โดยใช้ภาพจากโมดูล CTP486 โดยประเมินค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของจุดกึ่งกลางหุ่นจำลอง ($\text{Mean}_{\text{center}}$) กับค่าเฉลี่ยของพื้นที่โดยรอบ ($\text{Mean}_{\text{periphery}}$) เท่ากับ ± 5 HU ดังสมการที่ 16 ทั้ง 4 ตำแหน่ง ได้แก่ บน ล่าง ซ้าย และ ขวา ของหุ่นจำลอง โดยพิจารณาจากค่าความแตกต่างที่มากที่สุดระหว่าง $\text{Mean}_{\text{center}}$ และ $\text{Mean}_{\text{periphery}}$

$$\text{Mean}_{\text{center}} - \text{Mean}_{\text{periphery}} \leq \pm 5 \text{ HU} \quad (16)$$

เมื่อ

$\text{Mean}_{\text{center}}$ คือ ค่าเฉลี่ยเลขซีทีของจุดกึ่งกลางหุ่นจำลอง

$\text{Mean}_{\text{periphery}}$ คือ ค่าเฉลี่ยเลขซีทีของพื้นที่โดยรอบ

1.5 ประเมินความถูกต้องของเลขซีที

1.5.1 ใช้โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพ ตาม AAPM TG66

1.5.2 ประเมินความถูกต้องของเลขซีทีด้วยหุ่นจำลอง TOS Phantom โดยจัดให้อุปกรณ์ตรงกับบริเวณที่ต้องการสแกน ดังแสดงในภาพที่ 19 สแกนแบบต่อเนื่อง 3 ครั้ง

1.5.3 ทำการวิเคราะห์ผลจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยกำหนดให้ขอบเขตที่สนใจ (region of interest: ROI) มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 1 cm เพื่อหาค่าเฉลี่ยเลขซีที ตามเกณฑ์การประเมินของบริษัท Toshiba ดังตารางที่ 7

ตาราง 7 เกณฑ์การประเมินความถูกต้องของเลขซีที ตามเกณฑ์มาตรฐานของบริษัท Toshiba

หุ่นจำลอง	พารามิเตอร์	มาตรฐานกำหนด
TOS phantom	ความถูกต้องของเลขซีที	Polypropylene (-105±10HU) Nylon (100±10HU) Acrylic (130±10HU) Delrin (340±10HU) Air (-995±20HU)
	เฉลี่ย	-106 ± 12 HU



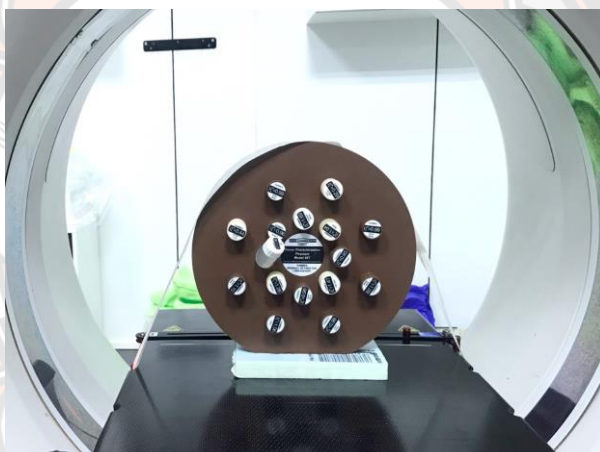
ภาพ 19 การจัดอุปกรณ์ในการสแกน TOS Phantom

2. สร้าง Calibration curve เพื่อใช้ในระบบวางแผนการรักษา

2.1 ทำการจัดตำแหน่งและสแกนหุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอน (Electron density phantom) ดังแสดงในภาพที่ 20 ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยจัดให้อุปกรณ์ตรงกับบริเวณที่ต้องการสแกน และใช้โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินทั้งคุณภาพของภาพจาก AAPM TG66 และค่าความถูกต้องของเลขซีที ตามเกณฑ์มาตรฐานของบริษัท Toshiba มาทำการสแกนแบบต่อเนื่องโปรโตคอลละ 3 ครั้ง

2.2 ส่งภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาเข้าสู่ระบบวางแผนการรักษา และประเมินผลโดยใช้ ROI ขนาด 1 cm วัดเลขซีทีบนวัสดุที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันทั้ง 16 ชนิด เพื่อประเมินค่าเฉลี่ยเลขซีที

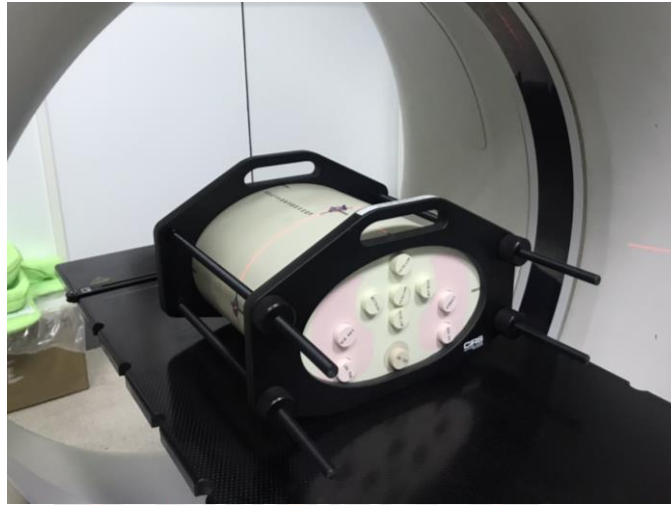
2.3 สร้างกราฟที่แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีที่มีต่อค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่สัมพันธ์กับน้ำ (Electron density relative to water) และค่าความหนาแน่นทางกายภาพ (Physical density) ในหน่วย g/cm^3 ของวัสดุแต่ละชนิด หรือที่เรียกว่า Calibration curve เพื่อกำหนดไว้ในระบบวางแผนการรักษา โดยใช้ค่าเฉลี่ยของเลขซีทีที่ได้ของแต่ละวัสดุรวม 16 ชนิดเทียบกับค่าความหนาแน่นมาตรฐานของหุ่นจำลอง Electron density phantom ดังตารางที่ 3 ค่า Electron density relative to water และ Physical density (g/cm^3) ของหุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่วัสดุต่าง ๆ



ภาพ 20 การจัดอุปกรณ์ในการสแกนของ Electron density phantom

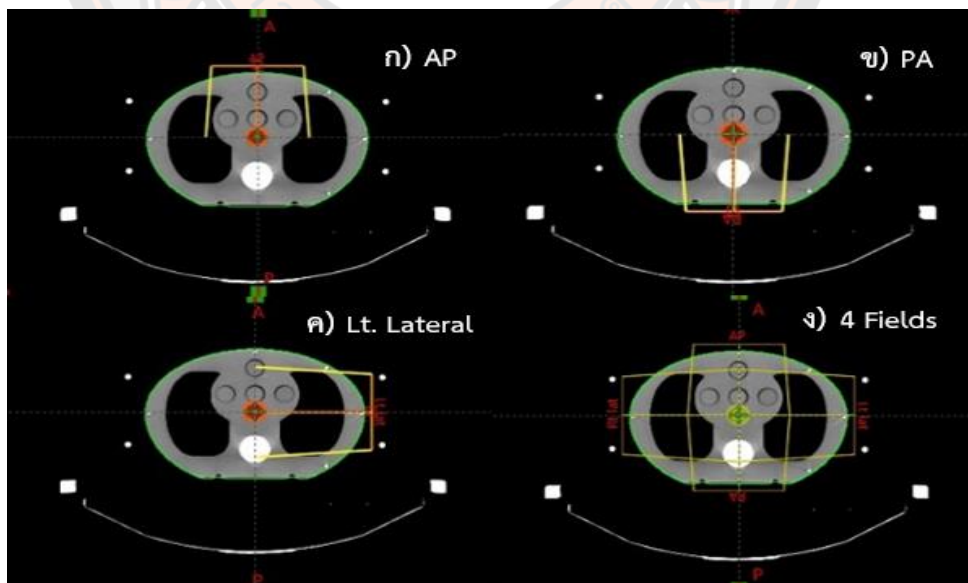
3. คำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษา

3.1 สแกนหุ่นจำลองทรวงอก (CIRS thorax phantom) ดังแสดงในภาพที่ 21 ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยทำการสแกนทั้ง 36 โปรโตคอล



ภาพ 21 การจัดอุปกรณ์ในการสแกนของ CIRS thorax phantom

3.2 ส่งภาพเข้าสู่ระบบวางแผนการรักษาเพื่อวางแผนการรักษา โดยวางแผนการรักษาแบบ 1 Field ได้แก่ AP, PA และ Lt. Lateral และแบบ 4 Fields ประกอบด้วย AP, PA, Lt. Lateral และ Rt. Lateral โดยกำหนดขอบเขตพื้นที่ฉายเท่ากับ $14 \times 16 \text{ cm}^2$ และให้ปริมาณรังสี 200 cGy/fraction และคำนวณปริมาณรังสีที่ตำแหน่งกึ่งกลางลำรังสีโดยใช้อัลกอริทึม AAA และ AXB ดังแสดงในภาพที่ 22



ภาพ 22 แผนการรักษาแบบ 1 Field ได้แก่ AP (ภาพ ก), PA (ภาพ ข) และ Lt. Lateral (ภาพ ค) และแบบ 4 Fields (ภาพ ง)

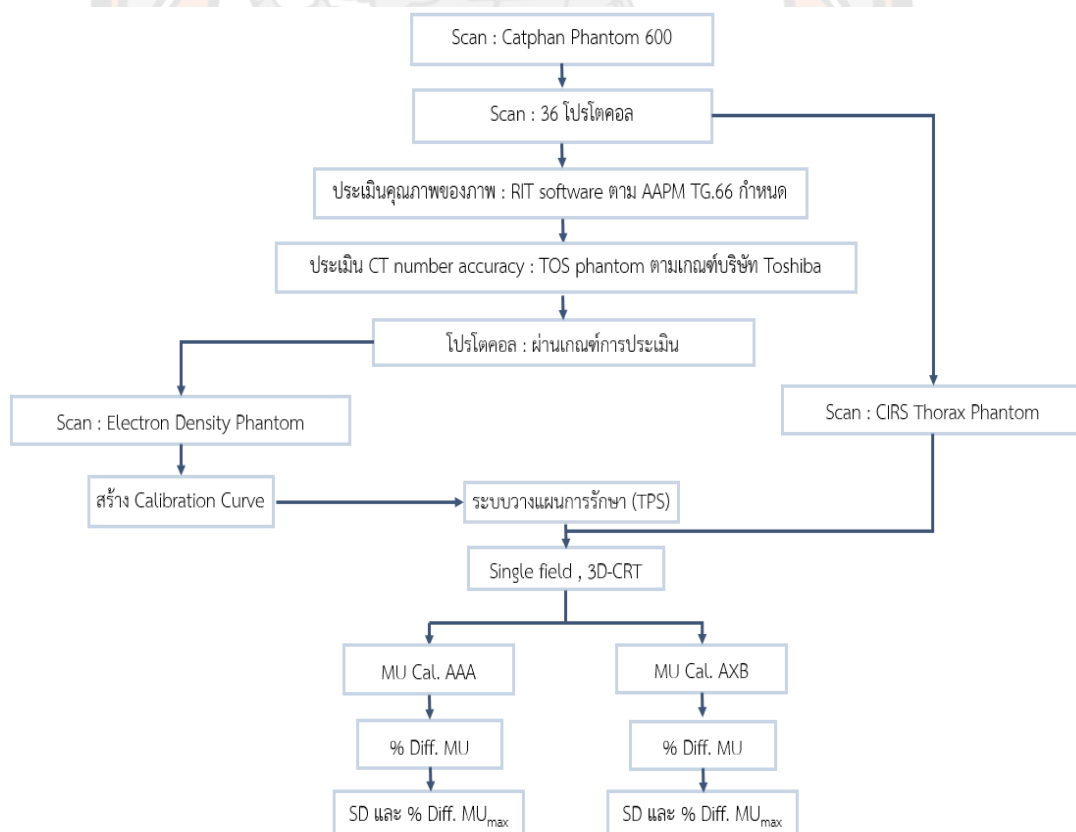
4. การเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของค่า MU ของแต่ละอัลกอริทึม

เปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU (%Diff. MU) ที่ได้ของแต่ละอัลกอริทึมจากการเปลี่ยน Calibration curve และโปรโตคอลในการสแกน เพื่อหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation: SD) และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีสูงสุด (%Diff. MU_{max})

การวิเคราะห์ข้อมูล

1. นำ MU ที่ได้จากการคำนวณปริมาณรังสีที่มีโปรโตคอลในการสแกน Calibration curve หรือโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินทั้งในส่วนของคุณภาพของภาพ และความถูกต้องของเลขซีทีที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันกับที่ใช้สแกนหุ่นจำลอง CIRS Thorax phantom ที่นำมาใช้ในการวางแผนการรักษา มาหาค่าเฉลี่ยของ MU (\overline{MU})

2. หาค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเปรียบเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve โดยประเมินจากค่า SD และ %Diff. MU_{max} โดยขั้นตอนการเก็บข้อมูล และการวิเคราะห์ผลแสดงดังภาพที่ 23



ภาพ 23 ขั้นตอนการเก็บข้อมูล และวิเคราะห์ผลข้อมูลทั้งหมดของการศึกษาครั้งนี้

บทที่ 4

ผลการวิจัย

1. ผลการประเมินคุณภาพของภาพ ปริมาณรังสี และค่าความถูกต้องของเลขซีที

จากการสแกนโปรโตคอลทั้ง 36 โปรโตคอลของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยใช้หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 และประเมินคุณภาพของภาพด้วยโปรแกรม RIT Software ในส่วน Spatial resolution, CNR และ Uniformity และในส่วนของค่าความถูกต้องของเลขซีที วิเคราะห์ผลด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา เนื่องจากในส่วนของ การประเมินความถูกต้องของเลขซีที ตาม AAPM TG66 กำหนดให้การประเมินอ้างอิงตามข้อมูล Baseline ซึ่งจากข้อมูล Baseline การประเมินความถูกต้องของเลขซีที ในบริเวณทรวงอกของ โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีนั้นใช้หุ่นจำลอง TOS phantom ซึ่งเป็นเพราะขนาดของหุ่นจำลอง TOS phantom นั้นมีขนาดใกล้เคียงกับบริเวณทรวงอก และประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจาก เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของแต่ละโปรโตคอลโดยอาศัยค่า CTDI ที่ประเมินได้จาก เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ซึ่งสามารถสรุปผลการประเมินได้ดังนี้

1.1 ผลการประเมินคุณภาพของภาพ

1.1.1 Spatial resolution

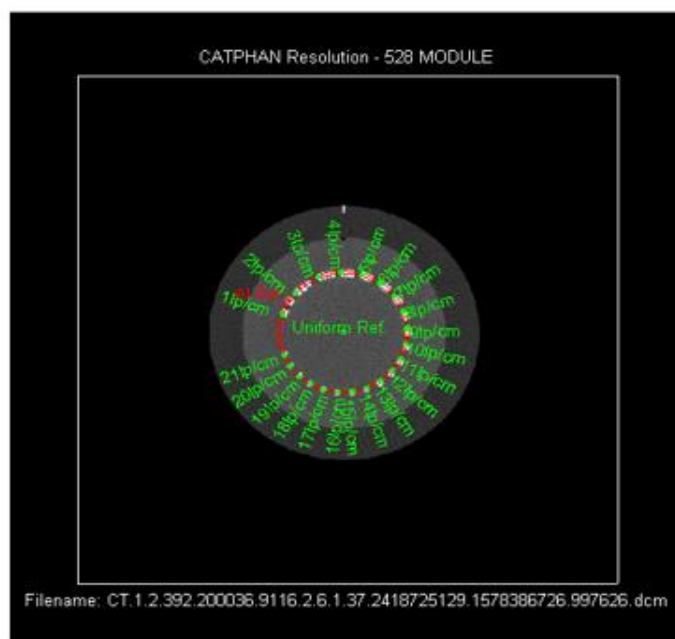
จากการวิเคราะห์ผลด้วยโปรแกรม RIT Software ดังแสดงในภาพที่ 24 พบว่าโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 ในส่วนของ Spatial resolution ผ่านเกณฑ์การประเมิน 24 โปรโตคอล ดังตารางที่ 8

ตาราง 8 ผลการประเมินคุณภาพของภาพในส่วน Spatial resolution ในหน่วย lp/cm ที่โปรโตคอลต่าง ๆ

โปรโตคอล		Spatial resolution (lp/cm)			
mA	FOV (mm)	80 kV	100 kV	120 kV	135 kV
100	400	6.33*	6.00*	6.00*	6.00*
100	550	6.00*	6.00*	6.00*	6.00*
100	700	4.67	5.00	–	–
200	400	7.00*	6.00*	6.00*	6.00*
200	550	6.00*	6.00*	6.00*	6.00*
200	700	4.33	4.67	–	–
300	400	7.00*	6.00*	6.00*	6.00*
300	550	6.00*	6.00*	6.00*	6.00*
300	700	5.00	4.33	–	–

หมายเหตุ: สัญลักษณ์ – แสดงถึง ไม่สามารถนับวัดได้

สัญลักษณ์ * แสดงถึง ผ่านเกณฑ์การประเมินตาม AAPM TG66



ภาพ 24 การวิเคราะห์ผลของ Spatial resolution ด้วยโปรแกรม RIT Software

จากการวิเคราะห์ผลสามารถสรุปได้ว่า ขนาดของ FOV มีผลกระทบต่อ Spatial resolution โดยเฉพาะที่ FOV ขนาด 700 mm จะเห็นได้ว่าไม่มีโปรโตคอลใดเลยที่ผ่านเกณฑ์ตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 ที่กำหนดให้ Spatial resolution ต้องมากกว่าหรือเท่ากับ 6 lp/cm ซึ่งโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์นั้นล้วนแต่มีขนาดของ FOV ที่เล็กกว่า 700 mm ได้แก่ 400 และ 550 mm นอกจากนี้ ค่าความต่างศักย์ ที่ 80 kV ที่ FOV ขนาด 400 mm เมื่อใช้ ค่ากระแสหลอด ที่ 100, 200 และ 300 mA มีค่า Spatial resolution เท่ากับ 6.33, 7 และ 7 lp/cm ตามลำดับ และที่ FOV ขนาด 550 mm ค่ากระแสหลอด ที่ 100, 200 และ 300 mA มีค่า Spatial resolution เท่ากับ 6 lp/cm โดยที่ FOV 700 mm ร่วมกับ ค่าความต่างศักย์ หรือ ค่ากระแสหลอด เท่าใดก็ตาม พบว่าไม่มีโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์ของ Spatial resolution ดังนั้นเมื่อ FOV มีขนาดใหญ่ขึ้นเป็นผลให้ความสามารถในการแยกรายละเอียดหรือวัตถุที่มีขนาดเล็ก 2 จุดออกจากกันหรือ ค่า Spatial resolution นั้นลดลงตามไปด้วย

1.1.2 Contrast to noise ratio (CNR)

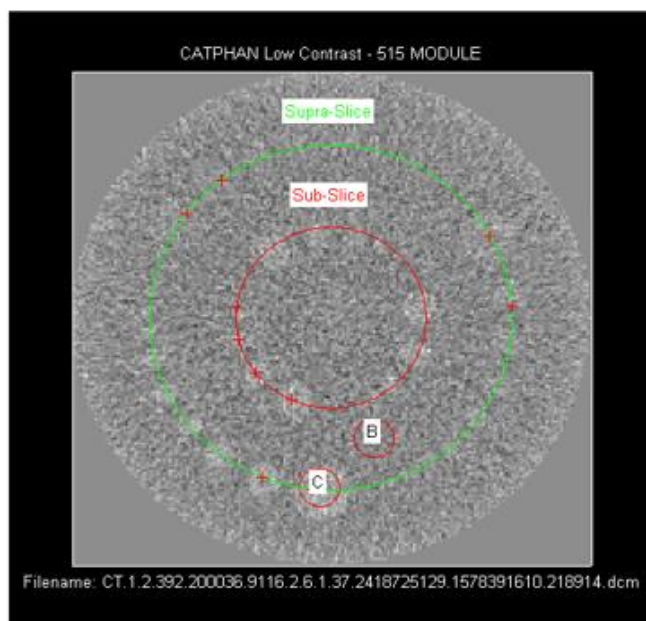
จากการวิเคราะห์ผลด้วยโปรแกรม RIT Software ดังแสดงในภาพที่ 25 พบว่า โพรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 ในส่วนของ CNR ผ่านเกณฑ์การประเมิน 6 โพรโตคอล ดังตารางที่ 9

ตาราง 9 ผลการประเมินคุณภาพของภาพในส่วน CNR ที่โพรโตคอลต่าง ๆ

โพรโตคอล		CNR			
mA	FOV (mm)	80 kV	100 kV	120 kV	135 kV
100	400	0.30	0.70	0.90	0.90
100	550	0.60	0.40	–	0.80
100	700	0.60	0.50	–	0.60
200	400	0.60	1.00	1.20*	1.20*
200	550	0.80	0.70	–	1.10
200	700	0.60	0.50	–	0.80
300	400	0.70	1.10	1.60*	1.50*
300	550	1.00	0.90	–	1.40*
300	700	1.00	1.10	–	1.40*

หมายเหตุ: สัญลักษณ์ – แสดงถึง ไม่สามารถนับวัดได้

สัญลักษณ์ * แสดงถึง ผ่านเกณฑ์การประเมินตาม AAPM TG66



ภาพ 25 การวิเคราะห์ผลของ CNR ด้วยโปรแกรม RIT Software

จากการวิเคราะห์ผลของ CNR จะสังเกตได้ว่าค่าเฉลี่ยของ CNR นั้นเพิ่มขึ้นตามค่ากระแสหลอดที่เพิ่มขึ้น และจากเกณฑ์ข้อกำหนดของ AAPM TG66 ที่กำหนดให้ค่า CNR มีค่ามากกว่าหรือเท่ากับ 1.2 นั้น ได้แก่ โปรโตคอลที่ค่าความต่างศักย์ ที่ 120 kV ขนาด FOV 400 mm ค่ากระแสหลอด ที่ 200 และ 300 mA และค่าความต่างศักย์ ที่ 135 kV FOV 400, 550 และ 700 mm ค่ากระแสหลอด เท่ากับ 300 mA และค่าความต่างศักย์ ที่ 135 kV FOV 400 ค่ากระแสหลอด เท่ากับ 200 mA ซึ่งเห็นได้ว่า ค่าเฉลี่ยของ CNR เพิ่มขึ้นตาม ค่ากระแสหลอดที่เพิ่มขึ้น ยกตัวอย่าง เช่น ที่ค่าความต่างศักย์ 80 kV FOV ขนาด 400 mm เมื่อใช้ ค่ากระแสหลอด 100, 200 และ 300 mA ส่งผลให้ CNR มีค่าเท่ากับ 0.3, 0.6 และ 0.7 ตามลำดับ และยังพบว่า ค่าความต่างศักย์มีผลต่อค่า CNR น้อยมาก ในขณะที่ FOV แทบไม่มีผลต่อ CNR เลย โดยเฉพาะในโปรโตคอลที่ใช้ค่าความต่างศักย์ 135 kV ค่ากระแสหลอด 300 mA และ FOV ที่ 400, 550 และ 700 mm ผลการประเมิน CNR เท่ากับ 1.5, 1.4 และ 1.4 ตามลำดับ

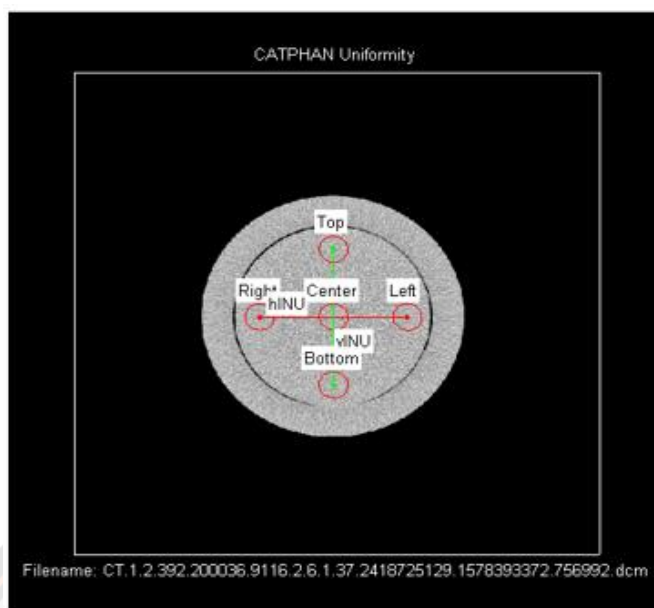
1.1.3 Uniformity

จากการวิเคราะห์ผลด้วยโปรแกรม RIT Software ดังแสดงในภาพที่ 26 พบว่าโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 ในส่วนของ uniformity ผ่านเกณฑ์การประเมิน 19 โปรโตคอล ดังตารางที่ 10

ตาราง 10 ผลการประเมินคุณภาพของภาพในส่วน Uniformity ในหน่วย HU ที่โปรโตคอลต่าง ๆ

โปรโตคอล		Uniformity (HU)			
mA	FOV (mm)	80 kV	100 kV	120 kV	135 kV
100	400	-6.36	-5.84	-1.22*	-2.41*
100	550	-22.48	-5.43	0.47*	0.69*
100	700	-22.74	-5.05	-0.27*	1.75*
200	400	-6.39	-5.84	-0.92*	-2.23*
200	550	-23.01	-5.03	0.29*	0.76*
200	700	-22.81	-5.86	0.76*	0.54*
300	400	-6.79	-5.90	-0.93*	-3.49*
300	550	-20.60	-5.34	0.30*	0.63*
300	700	-20.80	-4.69*	0.67*	1.91*

หมายเหตุ: สัญลักษณ์ * แสดงถึง ผ่านเกณฑ์การประเมินตาม AAPM TG66



ภาพ 26 การวิเคราะห์ผลของ Uniformity ด้วยโปรแกรม RIT Software

จากการวิเคราะห์ผลของ Uniformity พบว่า โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์ตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 ที่กำหนดให้ค่าเฉลี่ยของจุดกึ่งกลางหุ่นจำลอง ($Mean_{center}$) – ค่าเฉลี่ยของพื้นที่โดยรอบ ($Mean_{periphery}$) ต้องมีค่าอยู่ในช่วง ± 5 HU ได้แก่ โปรโตคอลที่มีค่าความต่างศักย์เท่ากับ 120 และ 135 kV ทุกโปรโตคอล รวมถึงโปรโตคอลที่ใช้ค่าความต่างศักย์ 100 kV ค่ากระแสหลอด 300 mA และ FOV 700 mm ในขณะที่ค่าความต่างศักย์ 80 kV นั้นมีค่าความแตกต่างระหว่างค่า $Mean_{center}$ กับ $Mean_{periphery}$ มากกว่า ± 5 HU ทำให้ไม่ผ่านตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้ จึงเห็นได้ว่าค่าความต่างศักย์ที่สูงนั้นส่งผลต่อความสม่ำเสมอของเลขซีที หรือ Uniformity มีค่าดีขึ้น

1.2 ผลการประเมินปริมาณรังสี

จากการบันทึกค่าปริมาณรังสีด้วยการประเมินของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา จากทุกโปรโตคอล พบว่า เมื่อค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV มีค่าเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ $CTDI_{vol}$ มีค่าเพิ่มขึ้น โดยในการศึกษานี้พบว่าค่า $CTDI_{vol}$ มีค่าต่ำสุดและสูงสุด เท่ากับ 10.3 และ 126.1 mGy ที่ 80 kV 100 mA FOV 400 mm และที่ 135 kV 300 mA ในทุก FOV ตามลำดับ และเมื่อ ค่ากระแสหลอด และ FOV คงที่ และใช้ค่าความต่างศักย์ต่างกัน พบว่า เมื่อค่าความต่างศักย์ มีค่า 100, 120 และ 135 kV จะได้ค่า $CTDI_{vol}$ 1.76, 2.64 และ 3.51 เท่า ตามลำดับ เมื่อเทียบกับ ค่าความต่างศักย์ ที่ 80 kV เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ และ FOV คงที่ และใช้ ค่ากระแสหลอดต่างกัน พบว่า เมื่อ ค่ากระแสหลอด 100, 200 และ 300 mA มีค่า $CTDI_{vol}$ จะเพิ่มเป็น 1, 2 และ 3 เท่า ตามลำดับ และเมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ และ ค่ากระแสหลอด คงที่ และใช้ FOV ต่างกัน พบว่า FOV ที่ 550 และ 700 mm มีค่า $CTDI_{vol}$ เพิ่มขึ้นเท่ากับ 1.19 เท่า เมื่อเทียบกับ FOV ที่ 400 mm แสดงดังตารางที่ 11

ตาราง 11 ผลการประเมิน $CTDI_{vol}$ ในหน่วย mGy ที่โปรโตคอลต่าง ๆ

โปรโตคอล		$CTDI_{vol}$ (mGy)			
mA	FOV (mm)	80 kV	100 kV	120 kV	135 kV
100	400	10.30	18.10	27.20	35.40
100	550	12.20	21.50	32.30	42.00
100	700	12.20	21.50	32.30	42.00
200	400	20.60	36.10	54.40	70.80
200	550	24.40	42.90	64.60	84.10
200	700	24.40	42.90	64.60	84.10
300	400	30.90	54.20	81.60	126.10
300	550	36.70	64.40	96.90	126.10
300	700	36.70	64.40	96.90	126.10

1.3 โพรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพและปริมาณรังสี

จากการประเมินคุณภาพของภาพทั้ง 36 โพรโตคอล พบว่า โพรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์ Spatial resolution, CNR และ Uniformity ตามเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพของ AAPM TG66 และปริมาณรังสี มีจำนวน 5 โพรโตคอล ดังตารางที่ 12

ตาราง 12 โพรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 และ ค่า CTDI_{vol} ที่ค่าพารามิเตอร์ต่าง ๆ

ลำดับที่	โพรโตคอล			
	kV	mA	FOV (mm)	CTDI _{vol} (mGy)
1	120	200	400	54.40
2	120	300	400	81.60
3	135	200	400	70.80
4	135	300	400	126.10
5	135	300	550	126.10

จากตารางที่ 12 พบว่า โพรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 ในส่วนของ Spatial resolution, CNR และ Uniformity นั้นใช้ ค่าความต่างศักย์ สูง ได้แก่ 120 และ 135 kV ค่ากระแสหลอด ที่ 200 และ 300 mA ที่ FOV ขนาด 400 mm และ ค่าความต่างศักย์ 135 kV ค่ากระแสหลอด 300 mA FOV ขนาด 550 mm จากนั้นนำโพรโตคอลที่ผ่านมาประเมินหาความถูกต้องของเลขซีซีต่อไป

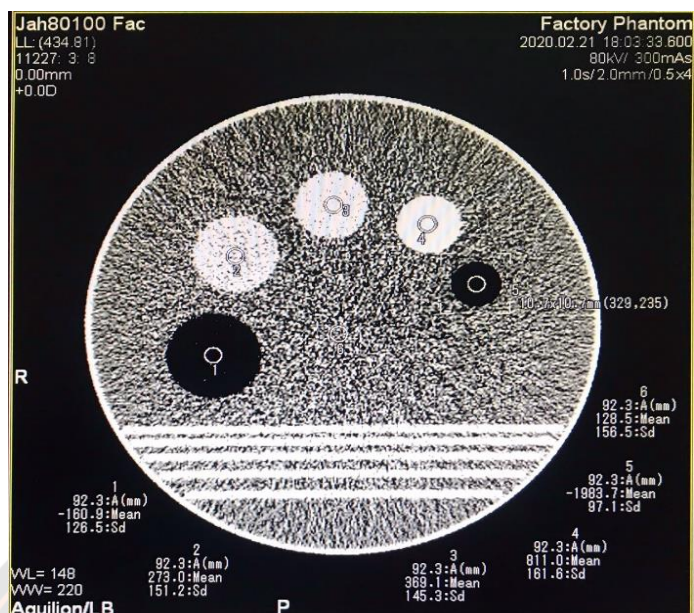
1.4 ผลการประเมินความถูกต้องของเลขซีที

จากการวิเคราะห์ผลความถูกต้องของเลขซีที ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ดังแสดงในภาพที่ 27 พบว่า โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินความถูกต้องของเลขซีทีตามข้อกำหนดของบริษัท Toshiba จาก 5 โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพ ตาม AAPM TG66 ที่กล่าวมาข้างต้น พบว่า ผ่านเกณฑ์การประเมิน 4 โปรโตคอล ดังตารางที่ 13

ตาราง 13 โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินความถูกต้องของเลขซีที ตามข้อกำหนดของ Toshiba

ลำดับที่	โปรโตคอล			ค่าเฉลี่ย ความถูกต้องของเลขซีที (HU)
	kV	mA	FOV (mm)	
1	120	200	400	-102.67*
2	120	300	400	-103.64*
3	135	200	400	-100.15*
4	135	300	400	-100.11*
5	135	300	550	-124.34

หมายเหตุ: สัญลักษณ์ * แสดงถึง ผ่านเกณฑ์การประเมินตามข้อกำหนดของ Toshiba



ภาพ 27 การวิเคราะห์ผลของความถูกต้องของเลขซีที ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลอง การรักษา

จากการวิเคราะห์ผลของค่าความถูกต้องของเลขซีที ตามข้อกำหนดของบริษัท Toshiba ให้ทำการเปรียบเทียบเลขซีทีในแต่ละวัสดุ นอกจากนี้กำหนดให้ใช้ค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของทุกวัสดุ นำมาหาค่าเฉลี่ยเพื่อประเมินความถูกต้องของเลขซีทีของวัสดุ ได้แก่ Polypropylene, Nylon, Acrylic, Delrin และ Air ซึ่งมีค่าเท่ากับ -106 ± 12 HU จะเห็นได้ว่า โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินในส่วน of ค่าความถูกต้องของเลขซีที มีค่าความต่างศักย์ เท่ากับ 120 และ 135 kV ที่ค่ากระแสหลอด 200 และ 300 mA และมีขนาดของ FOV 400 mm ในขณะที่ ค่าความต่างศักย์ 135 kV ค่ากระแสหลอด 300 mA FOV ขนาด 550 mm ไม่ผ่านเกณฑ์การประเมิน จึงสามารถสรุปได้ว่า FOV ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที

และจากตารางที่ 13 พบว่า โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินความถูกต้องของเลขซีที ตามข้อกำหนดของบริษัท Toshiba คือโปรโตคอลที่ใช้ค่าความต่างศักย์ ได้แก่ 120 และ 135 kV ค่ากระแสหลอด ที่ 200 และ 300 mA ที่ FOV ขนาด 400 mm เท่านั้น

2. ผลการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษา

การคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษานั้น ต้องทำการกำหนด calibration curve ให้แก่ระบบวางแผนการรักษาก่อน ซึ่งเป็นกราฟที่แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่สัมพันธ์กับน้ำ (Electron density relative to water) และค่าความหนาแน่นทางกายภาพ (Physical density) ในหน่วย g/cm^3 โดยทำการสร้าง calibration curve ของแต่ละโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพก่อนนำมาใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี ซึ่งเลขซีทีของแต่ละวัสดุนั้นได้มาจากการสแกนหุ่นจำลอง electron density โดยนำค่าเฉลี่ยซีทีที่ได้จากการสแกนต่อเนื่องทั้ง 3 ครั้งของแต่ละวัสดุกำหนดเข้าไปในระบบวางแผนการรักษา แล้วจึงทำการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษาต่อไป

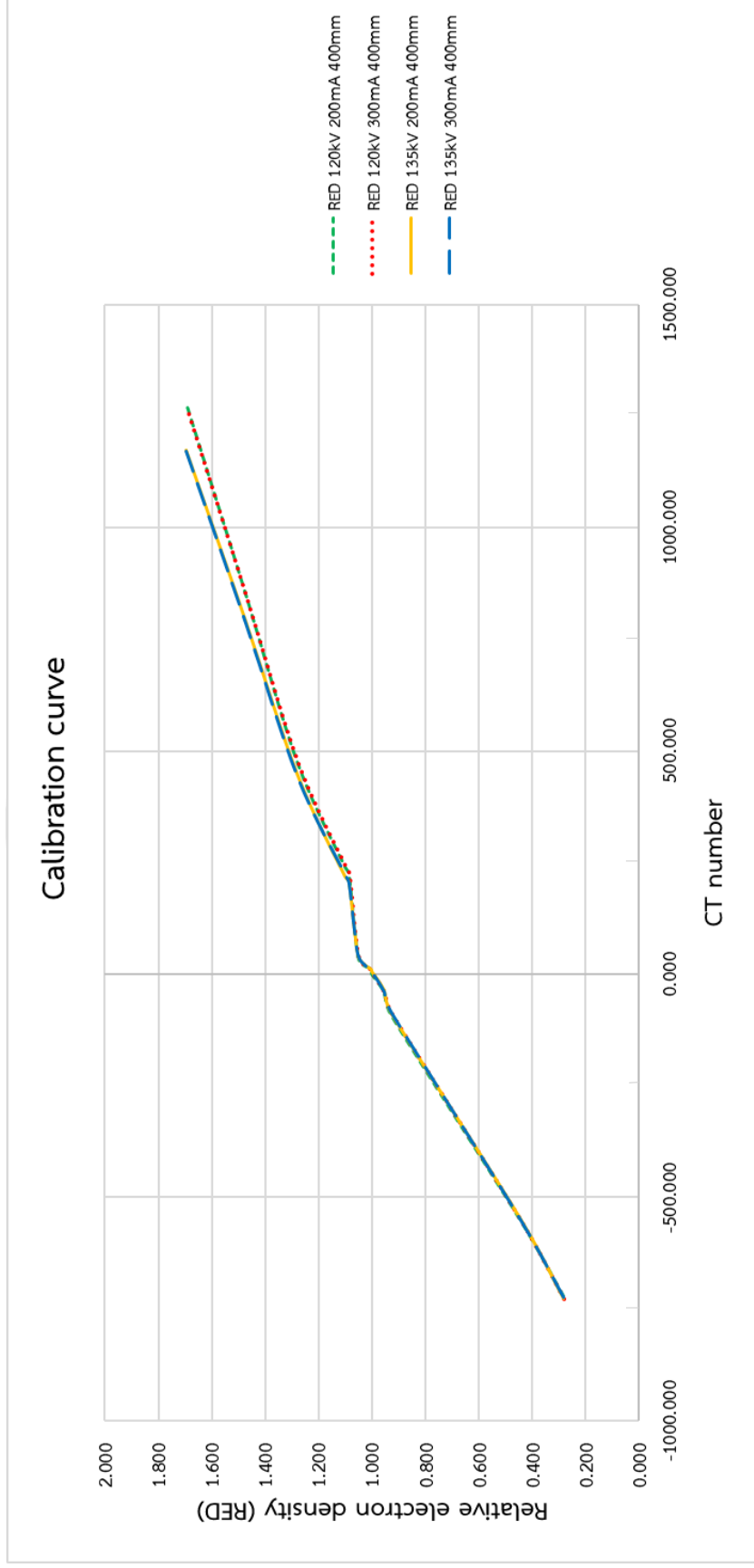
2.1 ค่าเฉลี่ยเลขซีทีของหุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอน (electron density phantom) แต่ละวัสดุ

จากการนำโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG66 ในส่วนของ Spatial resolution, CNR, Uniformity และ ความถูกต้องของเลขซีที ทั้ง 4 โปรโตคอลมาสแกนหุ่นจำลอง electron density phantom ซ้ำ 3 ครั้งและหาค่าเฉลี่ย เพื่อใช้ในการสร้าง calibration curve เพื่อใช้ในการวางแผนการรักษานั้น สามารถสรุปค่าเฉลี่ยเลขซีทีได้ดังตารางที่ 14

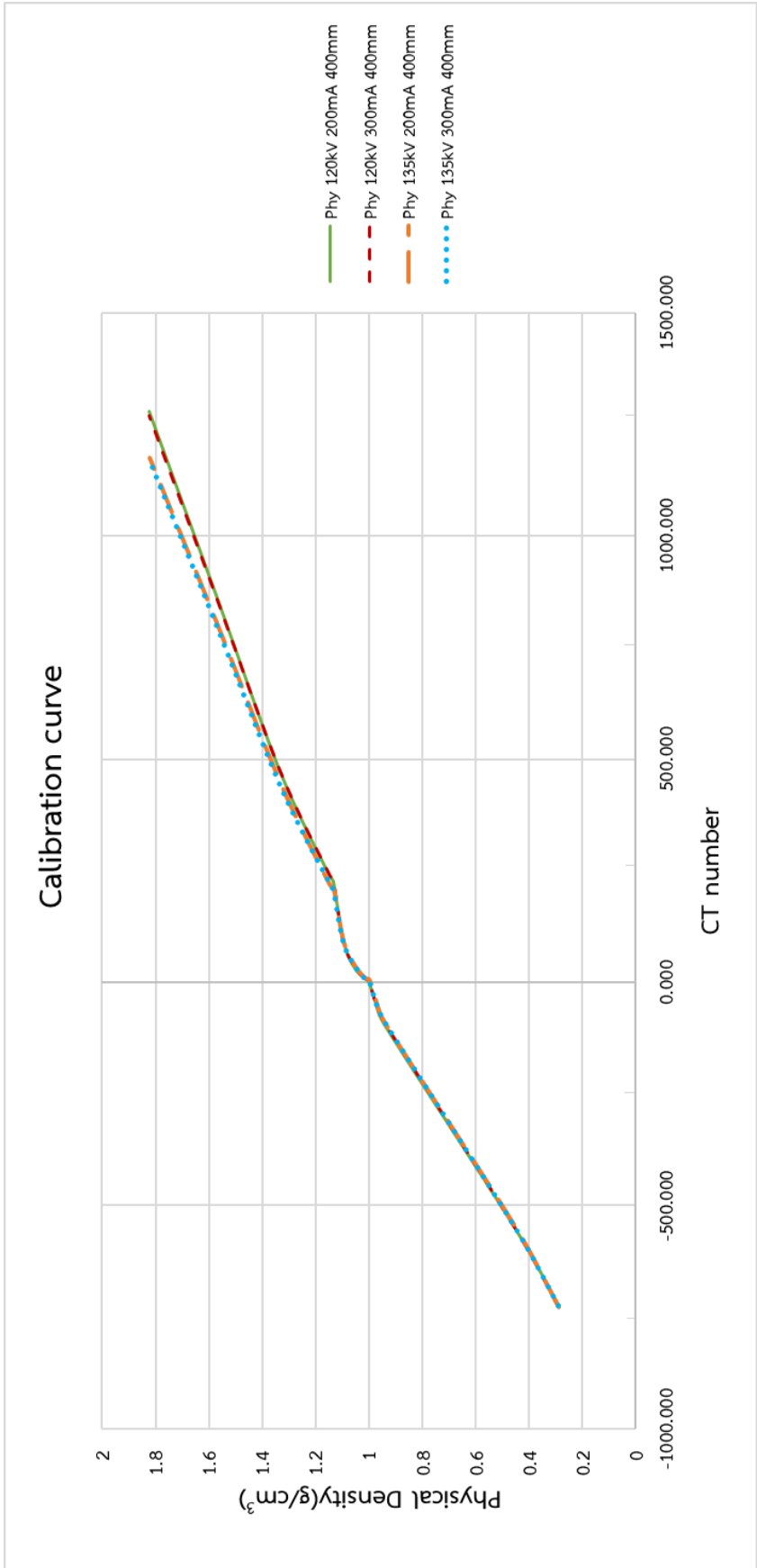
ตาราง 14 ค่าเฉลี่ยเลขชี้กำลังของหุ่นจำลองความหนาแน่นอิเล็กตรอนของแต่ละวัสดุทั้ง 4
โปรโตคอล

ลำดับที่		1	2	3	4
โปรโตคอล	kV	120	120	135	135
	mA	200	300	200	300
	FOV (mm)	400	400	400	400
วัสดุ	Lung 300	-722.133	-727.833	-728.533	-724.833
	Lung 450	-543.800	-543.800	-541.800	-542.133
	Adipose	-91.667	-87.567	-87.533	-84.800
	Breast	-40.700	-42.200	-36.967	-39.067
	Water	-0.300	2.667	4.900	4.867
	Solid water	10.750	7.358	8.533	7.767
	Brain	29.300	31.700	34.067	35.233
	Liver	91.700	88.467	88.133	88.667
	Inner bone	225.133	225.000	207.100	205.933
	B200	241.700	243.033	219.933	225.100
	CB2 30%	472.733	473.533	446.033	442.067
	CB2 50%	848.733	844.800	788.933	785.267
	Cort Bone	1278.800	1269.233	1174.767	1172.367

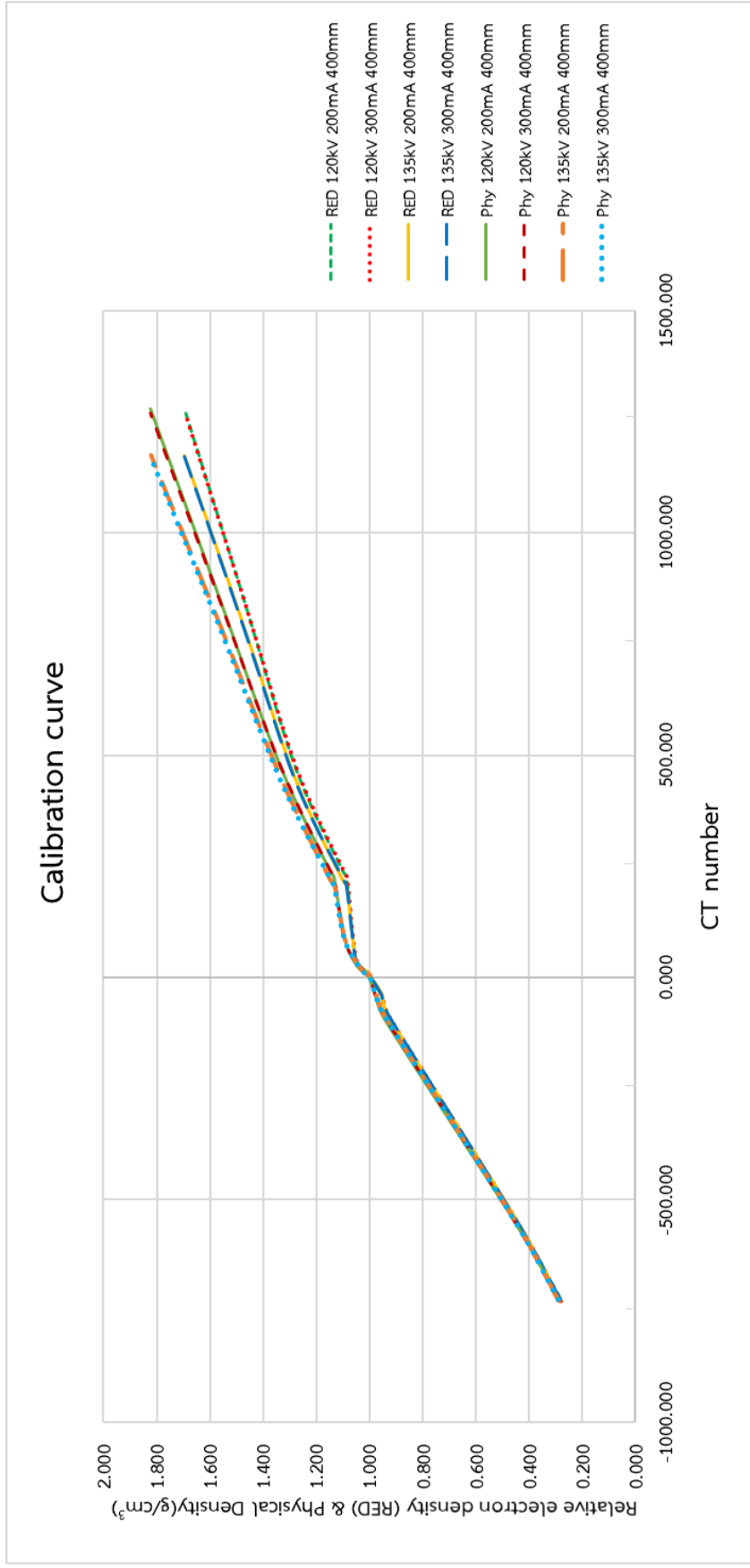
เมื่อนำผลจากตารางที่ 14 มาสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขชี้กำลังกับค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่สัมพันธ์กับน้ำ (Electron density relative to water) และค่าความหนาแน่นทางกายภาพ (Physical density) ในหน่วย g/cm^3 ของแต่ละวัสดุ เพื่อใช้ในระบอบวางแผนการรักษา โดยใช้ค่าเฉลี่ยของเลขชี้กำลังที่ได้ของแต่ละวัสดุรวม 16 วัสดุเทียบกับค่าความหนาแน่นมาตรฐานของหุ่นจำลองความหนาแน่นของอิเล็กตรอน ดังตารางที่ 3 สามารถสรุปได้ดังภาพที่ 28-30



ภาพ 28 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับ Relative electron density ที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 29 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับ Physical density ในหน่วย g/cm³ ที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 30 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างเลขซีทีกับ Relative electron density และ Physical density ในหน่วย g/cm³ ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

2.1 ผลการคำนวณ MU และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ในแต่ละแผนการรักษาที่ Calibration curve ต่าง ๆ

2.1.1 อัลกอริทึม AAA

ตาราง 15 ผลการคำนวณ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

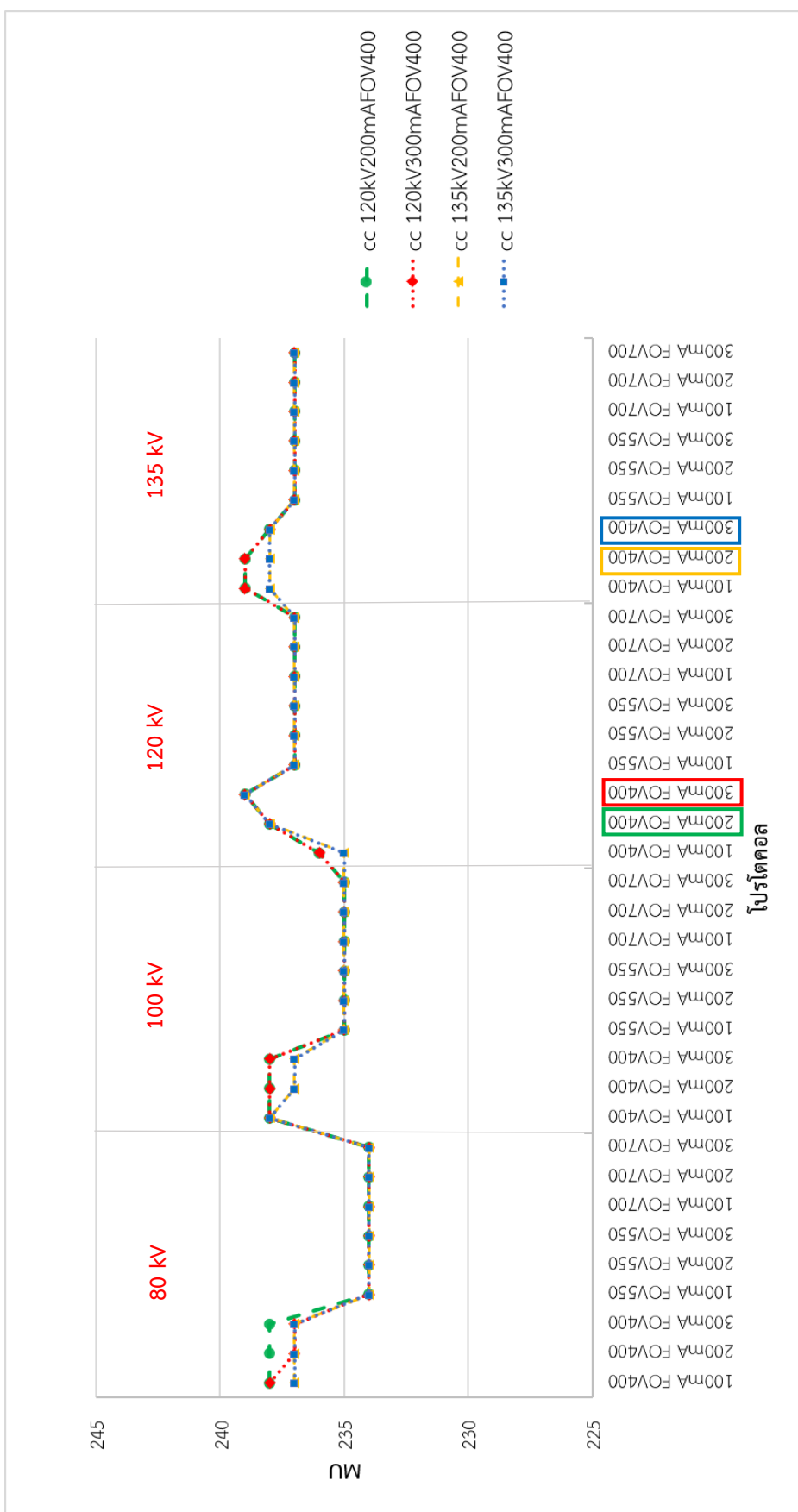
โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of AP Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	238	238	237	237
2	80	200	400	238	237	237	237
3	80	300	400	238	237	237	237
4	80	100	550	234 ^a	234 ^a	234 ^a	234 ^a
5	80	200	550	234 ^a	234 ^a	234 ^a	234 ^a
6	80	300	550	234 ^a	234 ^a	234 ^a	234 ^a
7	80	100	700	234 ^a	234 ^a	234 ^a	234 ^a
8	80	200	700	234 ^a	234 ^a	234 ^a	234 ^a
9	80	300	700	234 ^a	234 ^a	234 ^a	234 ^a
10	100	100	400	238	238	238	238
11	100	200	400	238	238	237	237
12	100	300	400	238	238	237	237
13	100	100	550	235	235	235	235
14	100	200	550	235	235	235	235
15	100	300	550	235	235	235	235
16	100	100	700	235	235	235	235
17	100	200	700	235	235	235	235

ตาราง 15 ผลการคำนวณ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of AP Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
18	100	300	700	235	235	235	235
19	120	100	400	236	236	235	235
20	120	200	400	238	238	238	238
21	120	300	400	239 ^b	239 ^b	239 ^b	239 ^b
22	120	100	550	237	237	237	237
23	120	200	550	237	237	237	237
24	120	300	550	237	237	237	237
25	120	100	700	237	237	237	237
26	120	200	700	237	237	237	237
27	120	300	700	237	237	237	237
28	135	100	400	239 ^b	239 ^b	238	238
29	135	200	400	239 ^b	239 ^b	238	238
30	135	300	400	238	238	238	238
31	135	100	550	237	237	237	237
32	135	200	550	237	237	237	237
33	135	300	550	237	237	237	237
34	135	100	700	237	237	237	237
35	135	200	700	237	237	237	237
36	135	300	700	237	237	237	237

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 31 ปริมาณรังสีของ AP Field จากการศึกษาด้วยอัลทริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 31 แสดงถึงการนำค่า MU ของแผนการรักษาของ AP Field ที่คำนวณด้วย อัลกอริทึม AAA พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 % โดยจากกราฟจะเห็นว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 239 MU ซึ่งค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 16



ตาราง 16 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of AP Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	-0.42	-0.42	-0.84	-0.84
2	80	200	400	-0.42	-0.84	-0.84	-0.84
3	80	300	400	-0.42	-0.84	-0.84	-0.84
4	80	100	550	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b
5	80	200	550	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b
6	80	300	550	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b
7	80	100	700	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b
8	80	200	700	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b
9	80	300	700	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b	-2.09 ^b
10	100	100	400	-0.42	-0.42	-0.42	-0.42
11	100	200	400	-0.42	-0.42	-0.84	-0.84
12	100	300	400	-0.42	-0.42	-0.84	-0.84
13	100	100	550	-1.67	-1.67	-1.67	-1.67
14	100	200	550	-1.67	-1.67	-1.67	-1.67
15	100	300	550	-1.67	-1.67	-1.67	-1.67
16	100	100	700	-1.67	-1.67	-1.67	-1.67
17	100	200	700	-1.67	-1.67	-1.67	-1.67
18	100	300	700	-1.67	-1.67	-1.67	-1.67
19	120	100	400	-1.26	-1.26	-1.67	-1.67
20	120	200	400	-0.42	-0.42	-0.42	-0.42
21	120	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a

ตาราง 16 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of AP Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
23	120	200	550	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
24	120	300	550	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
25	120	100	700	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
26	120	200	700	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
27	120	300	700	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
28	135	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.42	-0.42
29	135	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.42	-0.42
30	135	300	400	-0.42	-0.42	-0.42	-0.42
31	135	100	550	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
32	135	200	550	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
33	135	300	550	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
34	135	100	700	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
35	135	200	700	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
36	135	300	700	-0.84	-0.84	-0.84	-0.84
Average				-1.03	-1.06	-1.13	-1.13
SD				0.67	0.66	0.61	0.61
Max				2.09	2.09	2.09	2.09
Min				0.00	0.00	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

ตาราง 17 ผลการคำนวณ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

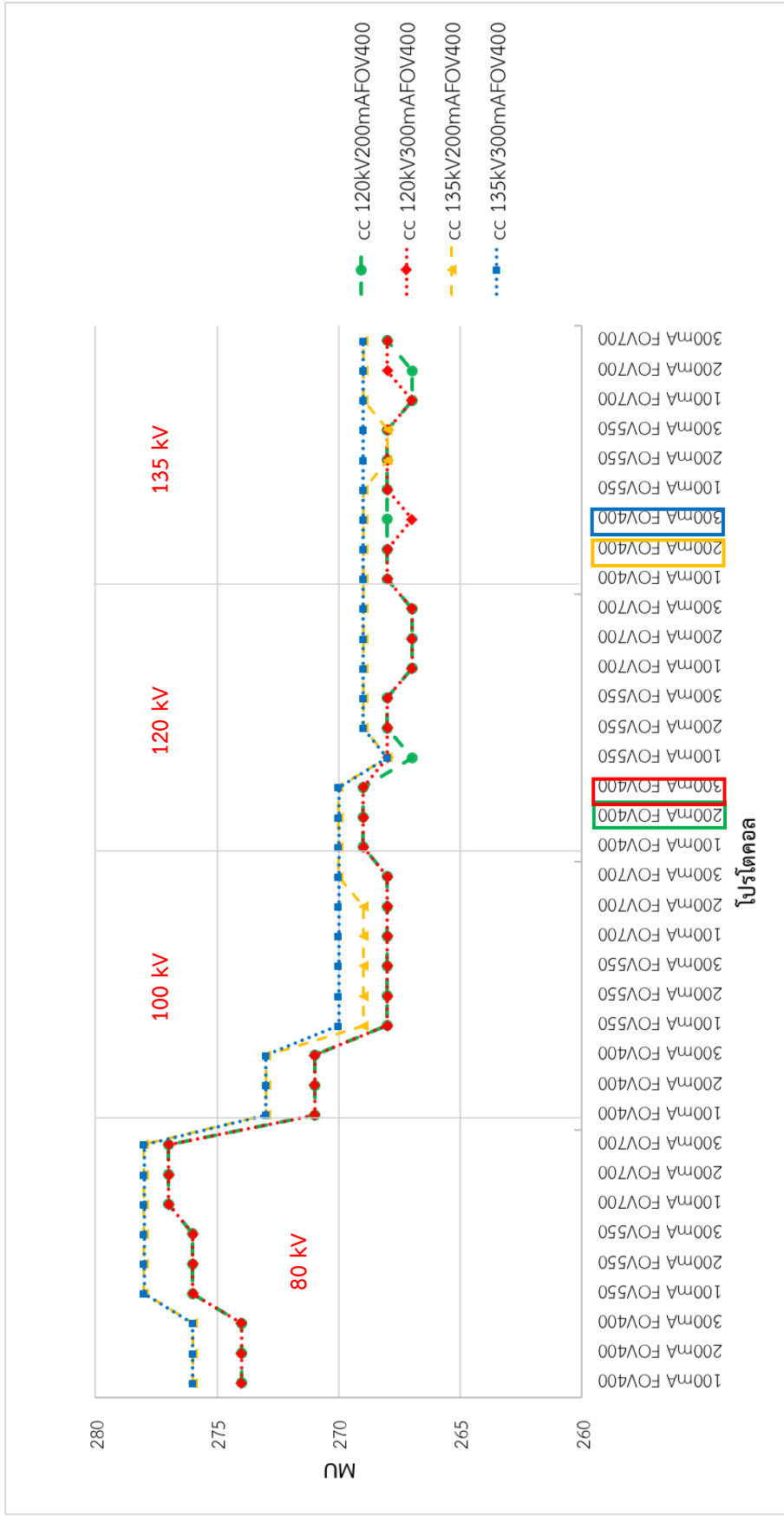
โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of PA Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	274	274	276	276
2	80	200	400	274	274	276	276
3	80	300	400	274	274	276	276
4	80	100	550	276	276	278 ^b	278 ^b
5	80	200	550	276	276	278 ^b	278 ^b
6	80	300	550	276	276	278 ^b	278 ^b
7	80	100	700	277 ^b	277 ^b	278 ^b	278 ^b
8	80	200	700	277 ^b	277 ^b	278 ^b	278 ^b
9	80	300	700	277 ^b	277 ^b	278 ^b	278 ^b
10	100	100	400	271	271	273	273
11	100	200	400	271	271	273	273
12	100	300	400	271	271	273	273
13	100	100	550	268	268	269	270
14	100	200	550	268	268	269	270
15	100	300	550	268	268	269	270
16	100	100	700	268	268	269	270
17	100	200	700	268	268	269	270
18	100	300	700	268	268	270	270
19	120	100	400	269	269	270	270
20	120	200	400	269	269	270	270
21	120	300	400	269	269	270	270

ตาราง 17 ผลการคำนวณ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of PA Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	267 ^a	268	268 ^a	268 ^a
23	120	200	550	268	268	269	269
24	120	300	550	268	268	269	269
25	120	100	700	267 ^a	267 ^a	269	269
26	120	200	700	267 ^a	267 ^a	269	269
27	120	300	700	267 ^a	267 ^a	269	269
28	135	100	400	268	268	269	269
29	135	200	400	268	268	269	269
30	135	300	400	268	267 ^a	269	269
31	135	100	550	268	268	269	269
32	135	200	550	268	268	268a	269
33	135	300	550	268	268	268a	269
34	135	100	700	267 ^a	267 ^a	269	269
35	135	200	700	267 ^a	268	269	269
36	135	300	700	268	268	269	269

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 32 ปริมาณรังสีของ PA Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 32 แสดงถึงการนำค่า MU ของแผนการรักษาของ PA Field ที่คำนวณด้วย อัลกอริทึม AAA พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่เท่ากันทุกเส้น โดยจากกราฟจะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการ สแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 269 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 18



ตาราง 18 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of PA Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	1.86	1.86	2.60	2.60
2	80	200	400	1.86	1.86	2.60	2.60
3	80	300	400	1.86	1.86	2.60	2.60
4	80	100	550	2.60	2.60	3.35 ^b	3.35 ^b
5	80	200	550	2.60	2.60	3.35 ^b	3.35 ^b
6	80	300	550	2.60	2.60	3.35 ^b	3.35 ^b
7	80	100	700	2.97 ^b	2.97 ^b	3.35 ^b	3.35 ^b
8	80	200	700	2.97 ^b	2.97 ^b	3.35 ^b	3.35 ^b
9	80	300	700	2.97 ^b	2.97 ^b	3.35 ^b	3.35 ^b
10	100	100	400	0.74	0.74	1.49	1.49
11	100	200	400	0.74	0.74	1.49	1.49
12	100	300	400	0.74	0.74	1.49	1.49
13	100	100	550	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.37
14	100	200	550	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.37
15	100	300	550	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.37
16	100	100	700	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.37
17	100	200	700	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.37
18	100	300	700	-0.37	-0.37	0.37	0.37
19	120	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.37	0.37
20	120	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.37	0.37
21	120	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.37	0.37

ตาราง 18 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of PA Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-0.74	-0.37	-0.37	-0.37
23	120	200	550	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.00 ^a
24	120	300	550	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.00 ^a
25	120	100	700	-0.74	-0.74	0.00 ^a	0.00 ^a
26	120	200	700	-0.74	-0.74	0.00 ^a	0.00 ^a
27	120	300	700	-0.74	-0.74	0.00 ^a	0.00 ^a
28	135	100	400	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.00 ^a
29	135	200	400	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.00 ^a
30	135	300	400	-0.37	-0.74	0.00 ^a	0.00 ^a
31	135	100	550	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.00 ^a
32	135	200	550	-0.37	-0.37	-0.37	0.00 ^a
33	135	300	550	-0.37	-0.37	-0.37	0.00 ^a
34	135	100	700	-0.74	-0.74	0.00 ^a	0.00 ^a
35	135	200	700	-0.74	-0.37	0.00 ^a	0.00 ^a
36	135	300	700	-0.37	-0.37	0.00 ^a	0.00 ^a
Average				0.40	0.41	0.91	0.98
SD				1.27	1.28	1.37	1.32
Max				2.97	2.97	3.35	3.35
Min				0.00	0.00	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

ตาราง 19 ผลการคำนวณ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม
AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

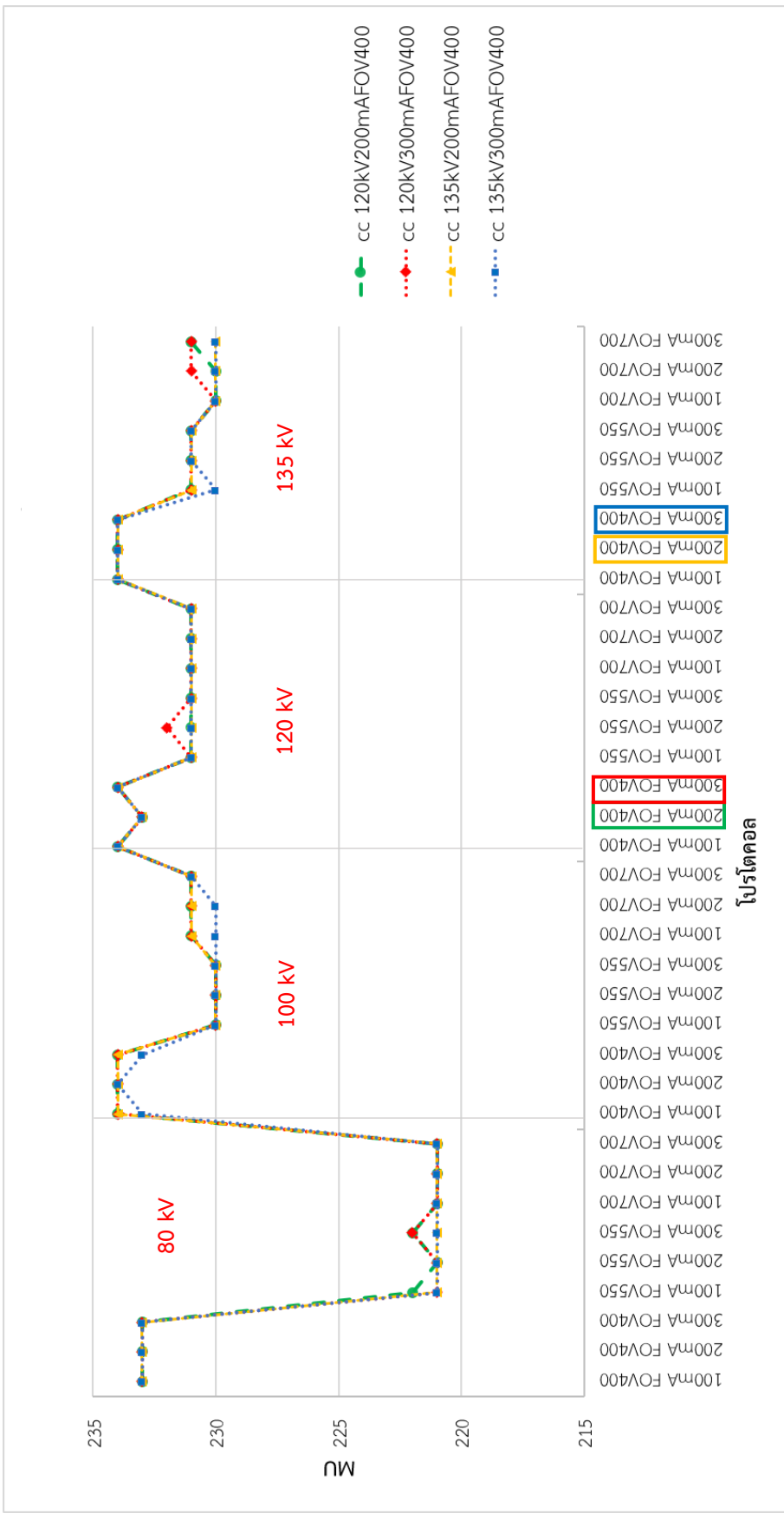
โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of Lt. Lateral Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	233	233	233	233
2	80	200	400	233	233	233	233
3	80	300	400	233	233	233	233
4	80	100	550	222	221 ^a	221 ^a	221 ^a
5	80	200	550	221 ^a	221 ^a	221 ^a	221 ^a
6	80	300	550	222	222	221 ^a	221 ^a
7	80	100	700	221 ^a	221 ^a	221 ^a	221 ^a
8	80	200	700	221 ^a	221 ^a	221 ^a	221 ^a
9	80	300	700	221 ^a	221 ^a	221 ^a	221 ^a
10	100	100	400	234 ^b	234 ^b	234 ^b	233
11	100	200	400	234 ^b	234 ^b	234 ^b	234 ^b
12	100	300	400	234 ^b	234 ^b	234 ^b	233
13	100	100	550	230	230	230	230
14	100	200	550	230	230	230	230
15	100	300	550	230	230	230	230
16	100	100	700	231	231	231	230
17	100	200	700	231	231	231	230
18	100	300	700	231	231	231	231
19	120	100	400	234 ^b	234 ^b	234 ^b	234 ^b
20	120	200	400	233	233	233	233
21	120	300	400	234 ^b	234 ^b	234 ^b	234 ^b

ตาราง 19 ผลการคำนวณ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of Lt. Lateral Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	231	231	231	231
23	120	200	550	231	232	231	231
24	120	300	550	231	231	231	231
25	120	100	700	231	231	231	231
26	120	200	700	231	231	231	231
27	120	300	700	231	231	231	231
28	135	100	400	234 ^b	234 ^b	234 ^b	234 ^b
29	135	200	400	234 ^b	234 ^b	234 ^b	234 ^b
30	135	300	400	234 ^b	234 ^b	234 ^b	234 ^b
31	135	100	550	231	231	231	230
32	135	200	550	231	231	231	231
33	135	300	550	231	231	231	231
34	135	100	700	230	230	230	230
35	135	200	700	230	231	230	230
36	135	300	700	231	231	230	230

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 33 ปริมาณรังสีของ Lt. Lateral Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 33 แสดงถึงการนำค่า MU ของแผนการรักษาของ Lt. Lateral Field ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 % โดยจากกราฟจะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 234 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 20



ตาราง 20 เปร้เปรียบเทียบความแตกต่างของ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of Lt. Lateral Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	-0.43	-0.43	-0.43	-0.43
2	80	200	400	-0.43	-0.43	-0.43	-0.43
3	80	300	400	-0.43	-0.43	-0.43	-0.43
4	80	100	550	-5.13	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b
5	80	200	550	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b
6	80	300	550	-5.13	-5.13	-5.56 ^b	-5.56 ^b
7	80	100	700	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b
8	80	200	700	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b
9	80	300	700	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b	-5.56 ^b
10	100	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.43
11	100	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
12	100	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.43
13	100	100	550	-1.71	-1.71	-1.71	-1.71
14	100	200	550	-1.71	-1.71	-1.71	-1.71
15	100	300	550	-1.71	-1.71	-1.71	-1.71
16	100	100	700	-1.28	-1.28	-1.28	-1.71
17	100	200	700	-1.28	-1.28	-1.28	-1.71
18	100	300	700	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28
19	120	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
20	120	200	400	-0.43	-0.43	-0.43	-0.43
21	120	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a

ตาราง 20 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of Lt. Lateral Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28
23	120	200	550	-1.28	-0.85	-1.28	-1.28
24	120	300	550	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28
25	120	100	700	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28
26	120	200	700	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28
27	120	300	700	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28
28	135	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
29	135	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
30	135	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
31	135	100	550	-1.28	-1.28	-1.28	-1.71
32	135	200	550	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28
33	135	300	550	-1.28	-1.28	-1.28	-1.28
34	135	100	700	-1.71	-1.71	-1.71	-1.71
35	135	200	700	-1.71	-1.28	-1.71	-1.71
36	135	300	700	-1.28	-1.28	-1.71	-1.71
Average				-1.65	-1.64	-1.69	-1.75
SD				1.79	1.84	1.86	1.83
Max				5.56	5.56	5.56	5.56
Min				0.00	0.00	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

ตาราง 21 ผลการคำนวณ MU ของ 4 Fields เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่
Calibration curve ต่าง ๆ

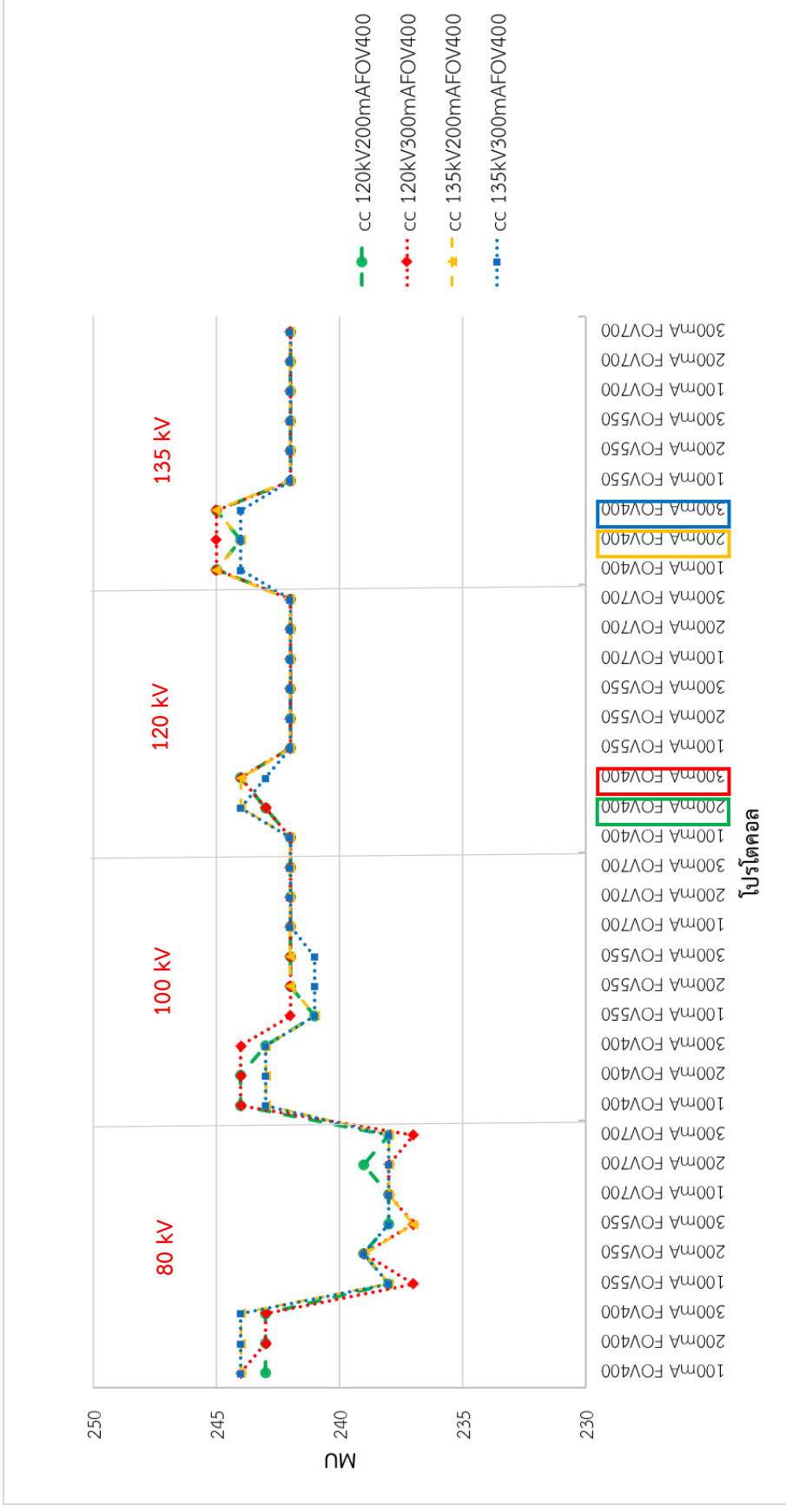
โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU ของ 4 Fields ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	243	244	244	244 ^b
2	80	200	400	243	243	244	244 ^b
3	80	300	400	243	243	244	244 ^b
4	80	100	550	238 ^a	237 ^a	238	238 ^a
5	80	200	550	239	239	239	239
6	80	300	550	238 ^a	237 ^a	237 ^a	238 ^a
7	80	100	700	238 ^a	238	238	238 ^a
8	80	200	700	239	238	238	238 ^a
9	80	300	700	238 ^a	237 ^a	238	238 ^a
10	100	100	400	244	244	243	243
11	100	200	400	244	244	243	243
12	100	300	400	243	244	243	243
13	100	100	550	241	242	241	241
14	100	200	550	242	242	242	241
15	100	300	550	242	242	242	241
16	100	100	700	242	242	242	242
17	100	200	700	242	242	242	242
18	100	300	700	242	242	242	242
19	120	100	400	242	242	242	242
20	120	200	400	243	243	244	244 ^b
21	120	300	400	244	244	244	243

ตาราง 21 ผลการคำนวณ MU ของ 4 Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่
Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU ของ 4 Fields ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	242	242	242	242
23	120	200	550	242	242	242	242
24	120	300	550	242	242	242	242
25	120	100	700	242	242	242	242
26	120	200	700	242	242	242	242
27	120	300	700	242	242	242	242
28	135	100	400	245 ^b	245 ^b	245 ^b	244 ^b
29	135	200	400	244	245 ^b	244	244 ^b
30	135	300	400	245 ^b	245 ^b	245 ^b	244 ^b
31	135	100	550	242	242	242	242
32	135	200	550	242	242	242	242
33	135	300	550	242	242	242	242
34	135	100	700	242	242	242	242
35	135	200	700	242	242	242	242
36	135	300	700	242	242	242	242

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 34 ปริมาณรังสีของ 4 Fields จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 34 แสดงถึงการนำค่า MU ของแผนการรักษา 4 Fields ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 % โดยจากกราฟจะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 244 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 22



ตาราง 22 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ของ 4 Fields เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU ของ 4 Fields ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	-0.41	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
2	80	200	400	-0.41	-0.41	0.00 ^a	0.00 ^a
3	80	300	400	-0.41	-0.41	0.00 ^a	0.00 ^a
4	80	100	550	-2.46 ^b	-2.87 ^b	-2.46	-2.46 ^b
5	80	200	550	-2.05	-2.05	-2.05	-2.05
6	80	300	550	-2.46 ^b	-2.87 ^b	-2.87 ^b	-2.46 ^b
7	80	100	700	-2.46 ^b	-2.46	-2.46	-2.46 ^b
8	80	200	700	-2.05	-2.46	-2.46	-2.46 ^b
9	80	300	700	-2.46 ^b	-2.87 ^b	-2.46	-2.46 ^b
10	100	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.41	-0.41
11	100	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.41	-0.41
12	100	300	400	-0.41	0.00 ^a	-0.41	-0.41
13	100	100	550	-1.23	-0.82	-1.23	-1.23
14	100	200	550	-0.82	-0.82	-0.82	-1.23
15	100	300	550	-0.82	-0.82	-0.82	-1.23
16	100	100	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
17	100	200	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
18	100	300	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
19	120	100	400	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
20	120	200	400	-0.41	-0.41	0.00 ^a	0.00 ^a
21	120	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.41

ตาราง 22 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ของ 4 Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU ของ 4 Fields ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
23	120	200	550	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
24	120	300	550	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
25	120	100	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
26	120	200	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
27	120	300	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
28	135	100	400	0.41	0.41	0.41	0.00 ^a
29	135	200	400	0.00 ^a	0.41	0.00 ^a	0.00 ^a
30	135	300	400	0.41	0.41	0.41	0.00 ^a
31	135	100	550	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
32	135	200	550	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
33	135	300	550	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
34	135	100	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
35	135	200	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
36	135	300	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
Average				-0.87	-0.87	-0.87	-0.91
SD				0.75	0.89	0.83	0.77
Max				2.46	2.87	2.87	2.46
Min				0.00	0.00	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

2.1.2 อัลกอริทึม AXB

ตาราง 23 ผลการคำนวณ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

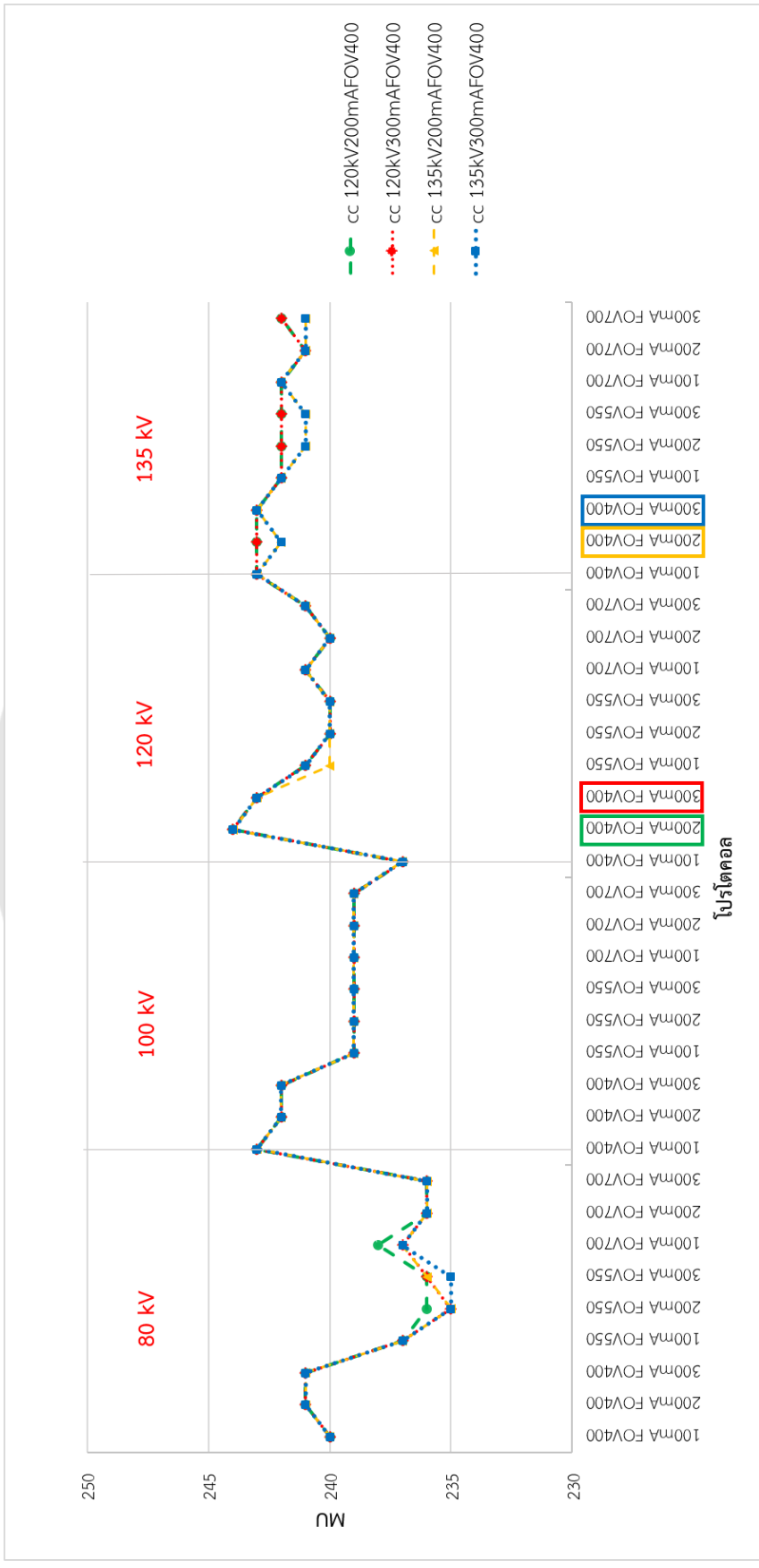
โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of AP Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	240	240	240	240
2	80	200	400	241	241	241	241
3	80	300	400	241	241	241	241
4	80	100	550	237	237	237	237
5	80	200	550	236 ^a	235 ^a	235 ^a	235 ^a
6	80	300	550	236 ^a	236	236	235 ^a
7	80	100	700	238	237	237	237
8	80	200	700	236 ^a	236	236	236
9	80	300	700	236 ^a	236	236	236
10	100	100	400	243	243	243	243
11	100	200	400	242	242	242	242
12	100	300	400	242	242	242	242
13	100	100	550	239	239	239	239
14	100	200	550	239	239	239	239
15	100	300	550	239	239	239	239
16	100	100	700	239	239	239	239
17	100	200	700	239	239	239	239
18	100	300	700	239	239	239	239
19	120	100	400	237	237	237	237

ตาราง 23 ผลการคำนวณ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of AP Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
20	120	200	400	244 ^b	244 ^b	244 ^b	244 ^b
21	120	300	400	243	243	243	243
22	120	100	550	241	241	240	241
23	120	200	550	240	240	240	240
24	120	300	550	240	240	240	240
25	120	100	700	241	241	241	241
26	120	200	700	240	240	240	240
27	120	300	700	241	241	241	241
28	135	100	400	243	243	243	243
29	135	200	400	243	243	242	242
30	135	300	400	243	243	243	243
31	135	100	550	242	242	242	242
32	135	200	550	242	242	241	241
33	135	300	550	242	242	241	241
34	135	100	700	242	242	242	242
35	135	200	700	241	241	241	241
36	135	300	700	242	242	241	241

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 35 ปริมาณรังสีของ AP Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 35 แสดงถึงการนำค่า MU ของแผนการรักษาของ AP Field ที่คำนวณด้วย อัลกอริทึม AXB พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 % โดยจากกราฟจะเห็นว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 243 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 24



ตาราง 24 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of AP Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	-1.23	-1.23	-1.23	-1.23
2	80	200	400	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
3	80	300	400	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
4	80	100	550	-2.47	-2.47	-2.47	-2.47
5	80	200	550	-2.88 ^b	-3.29 ^b	-3.29 ^b	-3.29 ^b
6	80	300	550	-2.88 ^b	-2.88	-2.88	-3.29
7	80	100	700	-2.06	-2.47	-2.47	-2.47
8	80	200	700	-2.88 ^b	-2.88	-2.88	-2.88
9	80	300	700	-2.88 ^b	-2.88	-2.88	-2.88
10	100	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
11	100	200	400	-0.41	-0.41	-0.41	-0.41
12	100	300	400	-0.41	-0.41	-0.41	-0.41
13	100	100	550	-1.65	-1.65	-1.65	-1.65
14	100	200	550	-1.65	-1.65	-1.65	-1.65
15	100	300	550	-1.65	-1.65	-1.65	-1.65
16	100	100	700	-1.65	-1.65	-1.65	-1.65
17	100	200	700	-1.65	-1.65	-1.65	-1.65
18	100	300	700	-1.65	-1.65	-1.65	-1.65
19	120	100	400	-2.47	-2.47	-2.47	-2.47
20	120	200	400	0.41	0.41	0.41	0.41
21	120	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a

ตาราง 24 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ AP Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of AP Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-0.82	-0.82	-1.23	-0.82
23	120	200	550	-1.23	-1.23	-1.23	-1.23
24	120	300	550	-1.23	-1.23	-1.23	-1.23
25	120	100	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
26	120	200	700	-1.23	-1.23	-1.23	-1.23
27	120	300	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
28	135	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
29	135	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.41	-0.41
30	135	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
31	135	100	550	-0.41	-0.41	-0.41	-0.41
32	135	200	550	-0.41	-0.41	-0.82	-0.82
33	135	300	550	-0.41	-0.41	-0.82	-0.82
34	135	100	700	-0.41	-0.41	-0.41	-0.41
35	135	200	700	-0.82	-0.82	-0.82	-0.82
36	135	300	700	-0.41	-0.41	-0.82	-0.82
Average				-1.13	-1.15	-1.21	-1.21
SD				0.95	0.98	0.95	0.97
Max				2.88	3.29	3.29	3.29
Min				0.00	0.00	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

ตาราง 25 ผลการคำนวณ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่
Calibration curve ต่าง ๆ

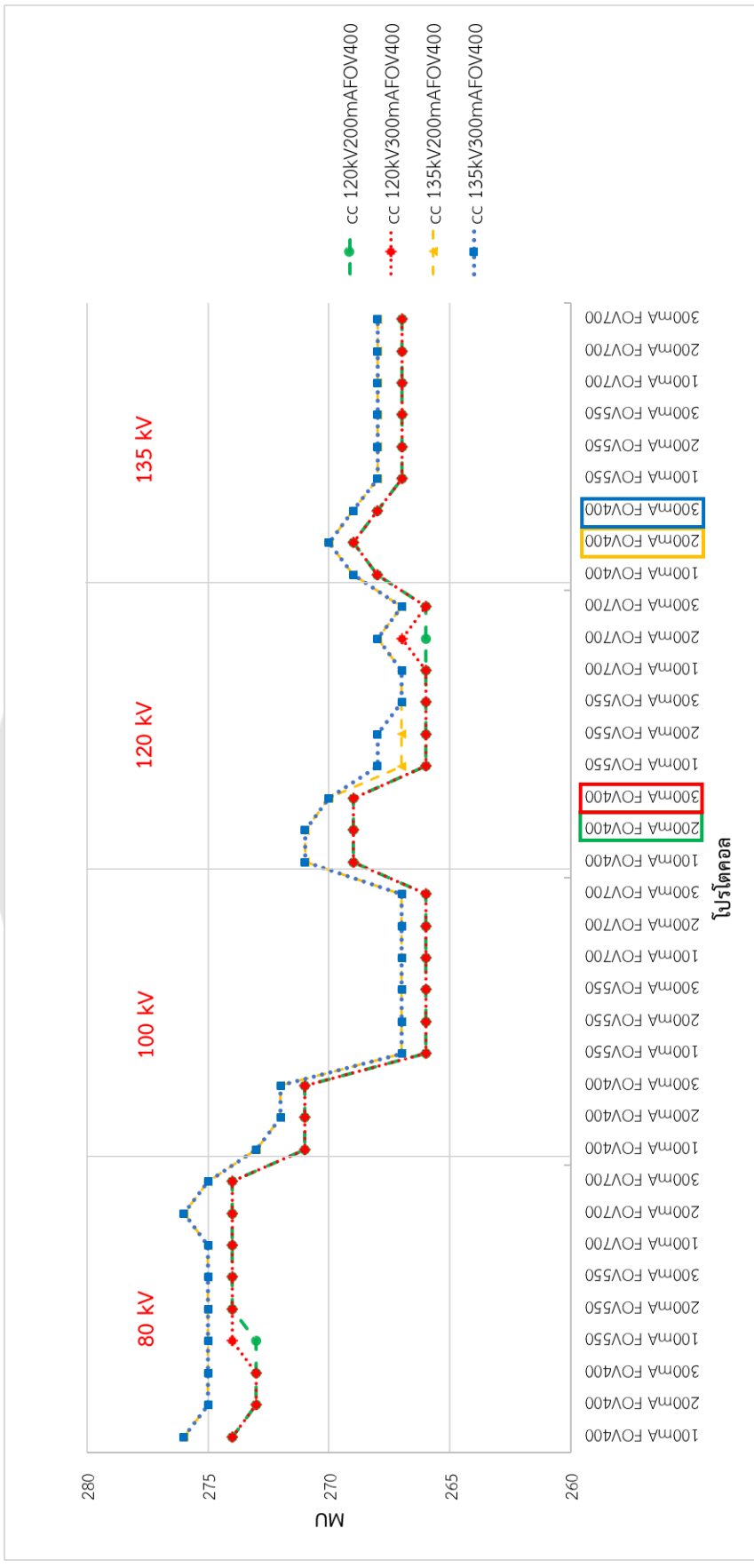
โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of PA Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	274 ^b	274 ^b	276 ^b	276 ^b
2	80	200	400	273	273	275	275
3	80	300	400	273	273	275	275
4	80	100	550	273	274 ^b	275	275
5	80	200	550	274 ^b	274 ^b	275	275
6	80	300	550	274 ^b	274 ^b	275	275
7	80	100	700	274 ^b	274 ^b	275	275
8	80	200	700	274 ^b	274 ^b	276 ^b	276 ^b
9	80	300	700	274 ^b	274 ^b	275	275
10	100	100	400	271	271	273	273
11	100	200	400	271	271	272	272
12	100	300	400	271	271	272	272
13	100	100	550	266 ^a	266 ^a	267 ^a	267 ^a
14	100	200	550	266 ^a	266 ^a	267 ^a	267 ^a
15	100	300	550	266 ^a	266 ^a	267 ^a	267 ^a
16	100	100	700	266 ^a	266 ^a	267 ^a	267 ^a
17	100	200	700	266 ^a	266 ^a	267 ^a	26 ^a
18	100	300	700	266 ^a	266 ^a	267 ^a	267 ^a
19	120	100	400	269	269	271	271
20	120	200	400	269	269	271	271
21	120	300	400	269	269	270	270

ตาราง 25 ผลการคำนวณ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of PA Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	266 ^a	266 ^a	267 ^a	268
23	120	200	550	266 ^a	266 ^a	267 ^a	268
24	120	300	550	266 ^a	266 ^a	267 ^a	267 ^a
25	120	100	700	266 ^a	266 ^a	267 ^a	267 ^a
26	120	200	700	266 ^a	267	268	268
27	120	300	700	266 ^a	266 ^a	267 ^a	267 ^a
28	135	100	400	268	268	269	269
29	135	200	400	269	269	270	270
30	135	300	400	268	268	269	269
31	135	100	550	267	267	268	268
32	135	200	550	267	267	268	268
33	135	300	550	267	267	268	268
34	135	100	700	267	267	268	268
35	135	200	700	267	267	268	268
36	135	300	700	267	267	268	268

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 36 ปริมาณรังสีของ PA Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 36 แสดงถึงการนำค่า MU ของแผนการรักษาของ PA Field ที่คำนวณด้วย อัลกอริทึม AXB พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 % โดยจากกราฟจะเห็นว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 270 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 26



ตาราง 26 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of PA Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	1.48 ^b	1.48 ^b	2.22 ^b	2.22 ^b
2	80	200	400	1.11	1.11	1.85	1.85
3	80	300	400	1.11	1.11	1.85	1.85
4	80	100	550	1.11	1.48 ^b	1.85	1.85
5	80	200	550	1.48 ^b	1.48 ^b	1.85	1.85
6	80	300	550	1.48 ^b	1.48 ^b	1.85	1.85
7	80	100	700	1.48 ^b	1.48 ^b	1.85	1.85
8	80	200	700	1.48 ^b	1.48 ^b	2.22	2.22
9	80	300	700	1.48 ^b	1.48 ^b	1.85	1.85
10	100	100	400	0.37 ^a	0.37 ^a	1.11	1.11
11	100	200	400	0.37 ^a	0.37 ^a	0.74	0.74
12	100	300	400	0.37 ^a	0.37 ^a	0.74	0.74
13	100	100	550	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
14	100	200	550	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
15	100	300	550	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
16	100	100	700	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
17	100	200	700	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
18	100	300	700	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
19	120	100	400	-0.37 ^a	-0.37 ^a	0.37	0.37
20	120	200	400	-0.37 ^a	-0.37 ^a	0.37	0.37
21	120	300	400	-0.37 ^a	-0.37 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a

ตาราง 26 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ของ PA Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of PA Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-0.74
23	120	200	550	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-0.74
24	120	300	550	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
25	120	100	700	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
26	120	200	700	-1.48 ^b	-1.11	-0.74	-0.74
27	120	300	700	-1.48 ^b	-1.48 ^b	-1.11	-1.11
28	135	100	400	-0.74	-0.74	-0.37	-0.37
29	135	200	400	-0.37 ^a	-0.37 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
30	135	300	400	-0.74	-0.74	-0.37	-0.37
31	135	100	550	-1.11	-1.11	-0.74	-0.74
32	135	200	550	-1.11	-1.11	-0.74	-0.74
33	135	300	550	-1.11	-1.11	-0.74	-0.74
34	135	100	700	-1.11	-1.11	-0.74	-0.74
35	135	200	700	-1.11	-1.11	-0.74	-0.74
36	135	300	700	-1.11	-1.11	-0.74	-0.74
Average				-0.39	-0.37	0.07	0.09
SD				1.14	1.17	1.24	1.22
Max				1.48	1.48	2.22	2.22
Min				0.37	0.37	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

ตาราง 27 ผลการคำนวณ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม
AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

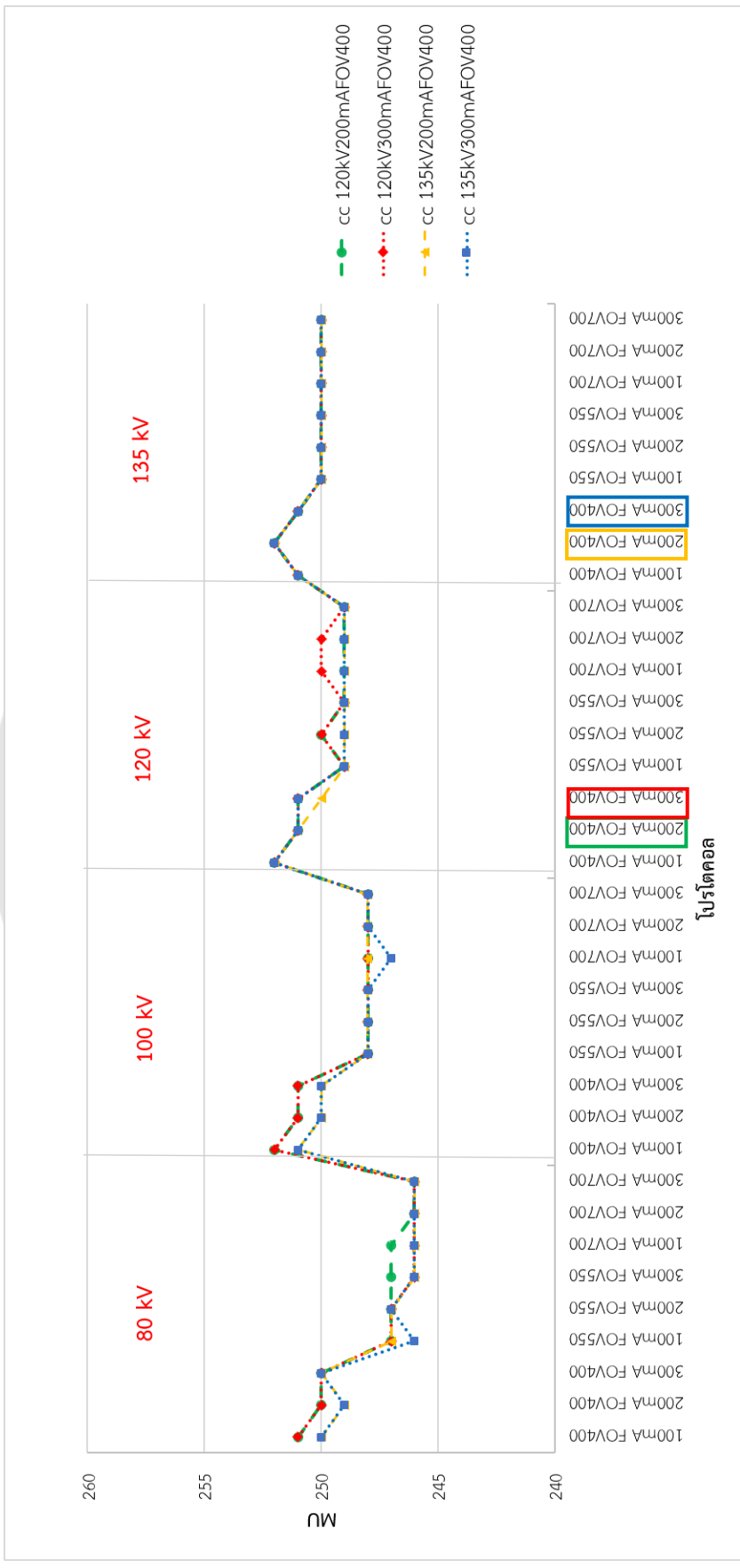
โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of Lt. Lateral Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	251	251	250	250
2	80	200	400	250	250	249	249
3	80	300	400	250	250	250	250
4	80	100	550	247	247	247	246 ^a
5	80	200	550	247	247	247	247
6	80	300	550	247	246 ^a	246 ^a	246 ^a
7	80	100	700	247	246 ^a	246 ^a	246 ^a
8	80	200	700	246 ^a	246 ^a	246 ^a	246 ^a
9	80	300	700	246 ^a	246 ^a	246 ^a	246 ^a
10	100	100	400	252 ^b	252 ^b	251	251
11	100	200	400	251	251	250	250
12	100	300	400	251	251	250	250
13	100	100	550	248	248	248	248
14	100	200	550	248	248	248	248
15	100	300	550	248	248	248	248
16	100	100	700	248	248	248	247
17	100	200	700	248	248	248	248
18	100	300	700	248	248	248	248
19	120	100	400	252 ^b	252 ^b	252 ^b	252 ^b
20	120	200	400	251	251	251	251
21	120	300	400	251	251	250	251

ตาราง 27 ผลการคำนวณ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU of Lt. Lateral Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	249	249	249	249
23	120	200	550	250	250	249	249
24	120	300	550	249	249	249	249
25	120	100	700	249	250	249	249
26	120	200	700	249	250	249	249
27	120	300	700	249	249	249	249
28	135	100	400	251	251	251	251
29	135	200	400	252 ^b	252 ^b	252 ^b	252 ^b
30	135	300	400	251	251	251	251
31	135	100	550	250	250	250	250
32	135	200	550	250	250	250	250
33	135	300	550	250	250	250	250
34	135	100	700	250	250	250	250
35	135	200	700	250	250	250	250
36	135	300	700	250	250	250	250

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 37 ปริมาณรังสีของ Lt. Lateral Field จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 37 แสดงถึงการนำค่า MU ของแผนการรักษาของ Lt. Lateral Field ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 % โดยจากกราฟจะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 252 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 28



ตาราง 28 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of Lt. Lateral Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	-0.40	-0.40	-0.79	-0.79
2	80	200	400	-0.79	-0.79	-1.19	-1.19
3	80	300	400	-0.79	-0.79	-0.79	-0.79
4	80	100	550	-1.98	-1.98	-1.98	-2.38 ^b
5	80	200	550	-1.98	-1.98	-1.98	-1.98
6	80	300	550	-1.98	-2.38 ^b	-2.38 ^b	-2.38 ^b
7	80	100	700	-1.98	-2.38 ^b	-2.38 ^b	-2.38 ^b
8	80	200	700	-2.38 ^b	-2.38 ^b	-2.38 ^b	-2.38 ^b
9	80	300	700	-2.38 ^b	-2.38 ^b	-2.38 ^b	-2.38 ^b
10	100	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	-0.40	-0.40
11	100	200	400	-0.40	-0.40	-0.79	-0.79
12	100	300	400	-0.40	-0.40	-0.79	-0.79
13	100	100	550	-1.59	-1.59	-1.59	-1.59
14	100	200	550	-1.59	-1.59	-1.59	-1.59
15	100	300	550	-1.59	-1.59	-1.59	-1.59
16	100	100	700	-1.59	-1.59	-1.59	-1.98
17	100	200	700	-1.59	-1.59	-1.59	-1.59
18	100	300	700	-1.59	-1.59	-1.59	-1.59
19	120	100	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
20	120	200	400	-0.40	-0.40	-0.40	-0.40
21	120	300	400	-0.40	-0.40	-0.79	-0.40

ตาราง 28 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ Lt. Lateral Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วย อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU of Lt. Lateral Field ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-1.19	-1.19	-1.19	-1.19
23	120	200	550	-0.79	-0.79	-1.19	-1.19
24	120	300	550	-1.19	-1.19	-1.19	-1.19
25	120	100	700	-1.19	-0.79	-1.19	-1.19
26	120	200	700	-1.19	-0.79	-1.19	-1.19
27	120	300	700	-1.19	-1.19	-1.19	-1.19
28	135	100	400	-0.40	-0.40	-0.40	-0.40
29	135	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
30	135	300	400	-0.40	-0.40	-0.40	-0.40
31	135	100	550	-0.79	-0.79	-0.79	-0.79
32	135	200	550	-0.79	-0.79	-0.79	-0.79
33	135	300	550	-0.79	-0.79	-0.79	-0.79
34	135	100	700	-0.79	-0.79	-0.79	-0.79
35	135	200	700	-0.79	-0.79	-0.79	-0.79
36	135	300	700	-0.79	-0.79	-0.79	-0.79
Average				-1.06	-1.06	-1.16	-1.17
SD				0.66	0.71	0.65	0.69
Max				2.38	2.38	2.38	2.38
Min				0.00	0.00	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

ตาราง 29 ผลการคำนวณ MU ของ 4 Fields เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่
Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU ของ 4 Fields ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	252	252	252	252
2	80	200	400	252	252	252	252
3	80	300	400	252	252	252	252
4	80	100	550	252	252	252	252
5	80	200	550	248 ^a	248 ^a	248 ^a	248 ^a
6	80	300	550	248 ^a	248 ^a	248 ^a	248 ^a
7	80	100	700	252	252	252	252
8	80	200	700	248 ^a	248 ^a	248 ^a	248 ^a
9	80	300	700	248 ^a	248 ^a	248 ^a	248 ^a
10	100	100	400	256 ^b	256 ^b	256 ^b	256 ^b
11	100	200	400	252	252	252	252
12	100	300	400	252	252	252	252
13	100	100	550	252	252	252	252
14	100	200	550	252	252	252	252
15	100	300	550	252	252	252	252
16	100	100	700	252	252	252	252
17	100	200	700	252	252	252	252
18	100	300	700	252	252	252	252
19	120	100	400	252	252	252	252
20	120	200	400	252	252	252	252
21	120	300	400	252	252	252	252

ตาราง 29 ผลการคำนวณ MU ของ 4 Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่
Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU ของ 4 Fields ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	252	252	252	252
23	120	200	550	252	252	252	252
24	120	300	550	252	252	252	252
25	120	100	700	252	252	252	252
26	120	200	700	252	252	252	252
27	120	300	700	252	252	252	252
28	135	100	400	252	252	252	252
29	135	200	400	252	252	252	252
30	135	300	400	252	252	252	252
31	135	100	550	252	252	252	252
32	135	200	550	252	252	252	252
33	135	300	550	252	252	252	252
34	135	100	700	252	252	252	252
35	135	200	700	252	252	252	252
36	135	300	700	252	252	252	252

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 38 ปริมาณรังสีของ 4 Fields จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 38 แสดงถึงการนำค่า MU ของแผนการรักษา 4 Fields ที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่เท่ากันทุกเส้น โดยจากกราฟจะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลอง กับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 252 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU ของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 30



ตาราง 30 เปอร์เซนต์ความแตกต่างของ MU ของ 4 Fields เมื่อวางแผนการรักษาด้วย
อัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU ของ 4 Fields ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	0.00	0.00	0.00	0.00
2	80	200	400	0.00	0.00	0.00	0.00
3	80	300	400	0.00	0.00	0.00	0.00
4	80	100	550	0.00	0.00	0.00	0.00
5	80	200	550	-1.59 ^b	-1.59 ^b	-1.59 ^b	-1.59 ^b
6	80	300	550	-1.59 ^b	-1.59 ^b	-1.59 ^b	-1.59 ^b
7	80	100	700	0.00	0.00	0.00	0.00
8	80	200	700	-1.59 ^b	-1.59 ^b	-1.59 ^b	-1.59 ^b
9	80	300	700	-1.59 ^b	-1.59 ^b	-1.59 ^b	-1.59 ^b
10	100	100	400	1.59 ^b	1.59 ^b	1.59 ^b	1.59 ^b
11	100	200	400	0.00	0.00	0.00	0.00
12	100	300	400	0.00	0.00	0.00	0.00
13	100	100	550	0.00	0.00	0.00	0.00
14	100	200	550	0.00	0.00	0.00	0.00
15	100	300	550	0.00	0.00	0.00	0.00
16	100	100	700	0.00	0.00	0.00	0.00
17	100	200	700	0.00	0.00	0.00	0.00
18	100	300	700	0.00	0.00	0.00	0.00
19	120	100	400	0.00	0.00	0.00	0.00
20	120	200	400	0.00	0.00	0.00	0.00
21	120	300	400	0.00	0.00	0.00	0.00

ตาราง 30 เปรียบเทียบความแตกต่างของ MU ของ 4 Field เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU ของ 4 Fields ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	0.00	0.00	0.00	0.00
23	120	200	550	0.00	0.00	0.00	0.00
24	120	300	550	0.00	0.00	0.00	0.00
25	120	100	700	0.00	0.00	0.00	0.00
26	120	200	700	0.00	0.00	0.00	0.00
27	120	300	700	0.00	0.00	0.00	0.00
28	135	100	400	0.00	0.00	0.00	0.00
29	135	200	400	0.00	0.00	0.00	0.00
30	135	300	400	0.00	0.00	0.00	0.00
31	135	100	550	0.00	0.00	0.00	0.00
32	135	200	550	0.00	0.00	0.00	0.00
33	135	300	550	0.00	0.00	0.00	0.00
34	135	100	700	0.00	0.00	0.00	0.00
35	135	200	700	0.00	0.00	0.00	0.00
36	135	300	700	0.00	0.00	0.00	0.00
Average				-0.13	-0.13	-0.13	-0.13
SD				0.58	0.58	0.58	0.58
Max				1.59	1.59	1.59	1.59
Min				0.00	0.00	0.00	0.00

หมายเหตุ: b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

2.2 ผลรวมปริมาณรังสีของทุกแผนการรักษา และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของ MU ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

2.2.1 อัลกอริทึม AAA

ตาราง 31 ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

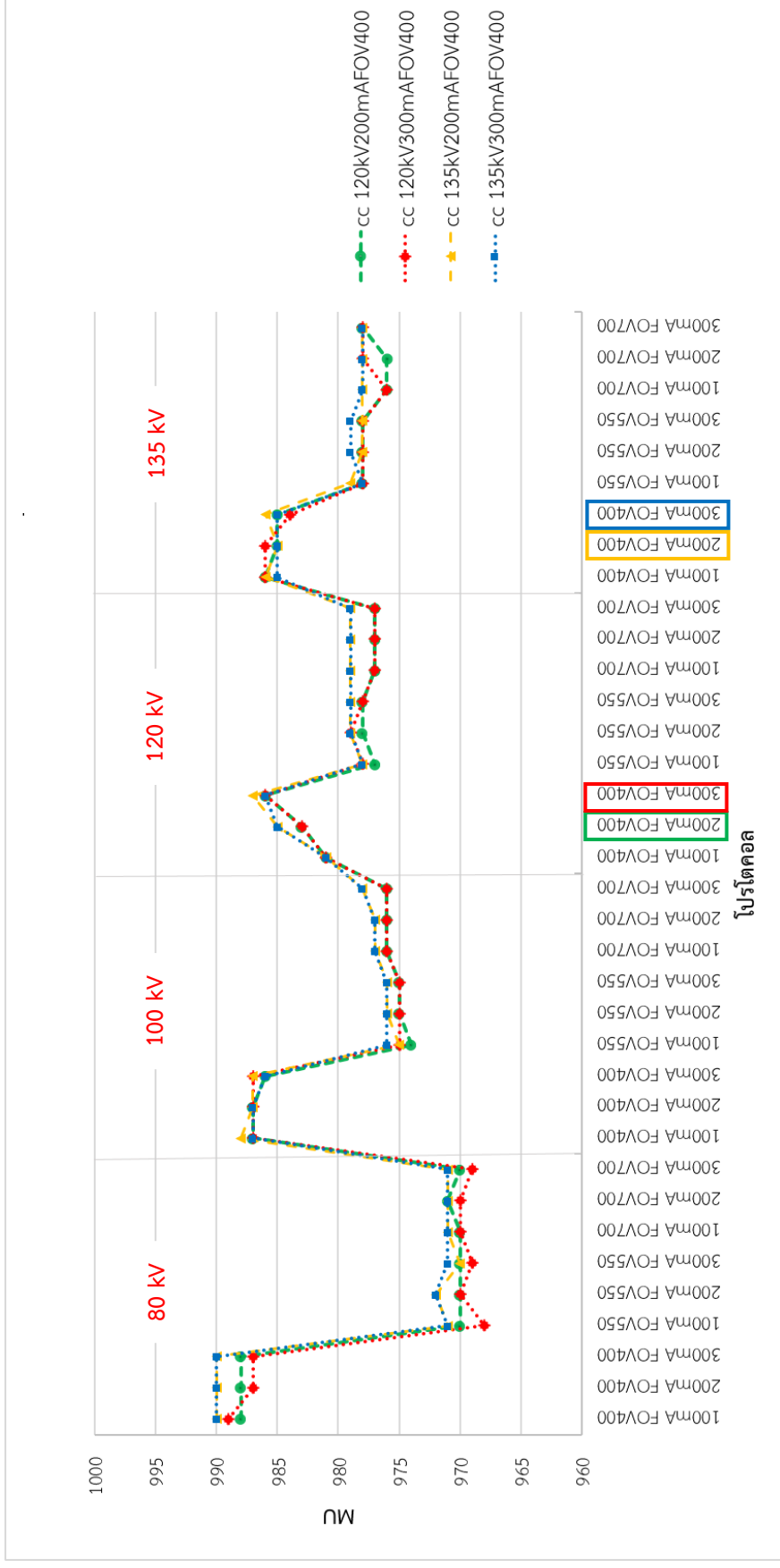
โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	988 ^b	989 ^b	990 ^b	990 ^b
2	80	200	400	988 ^b	987	990 ^b	990 ^b
3	80	300	400	988 ^b	987	990 ^b	990 ^b
4	80	100	550	970 ^a	968	971	971 ^a
5	80	200	550	970 ^a	970	972	972
6	80	300	550	970 ^a	969 ^a	970 ^a	971 ^a
7	80	100	700	970 ^a	970	971	971 ^a
8	80	200	700	971	970	971	971 ^a
9	80	300	700	970 ^a	969 ^a	971	971 ^a
10	100	100	400	987	987	988	987
11	100	200	400	987	987	987	987
12	100	300	400	986	987	987	986
13	100	100	550	974	975	975	976
14	100	200	550	975	975	976	976
15	100	300	550	975	975	976	976
16	100	100	700	976	976	977	977
17	100	200	700	976	976	977	977

ตาราง 31 ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่
Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
18	100	300	700	976	976	978	978
19	120	100	400	981	981	981	981
20	120	200	400	983	983	985	985
21	120	300	400	986	986	987	986
22	120	100	550	977	978	978	978
23	120	200	550	978	979	979	979
24	120	300	550	978	978	979	979
25	120	100	700	977	977	979	979
26	120	200	700	977	977	979	979
27	120	300	700	977	977	979	979
28	135	100	400	986	986	986	985
29	135	200	400	985	986	985	985
30	135	300	400	985	984	986	985
31	135	100	550	978	978	979	978
32	135	200	550	978	978	978	979
33	135	300	550	978	978	978	979
34	135	100	700	976	976	978	978
35	135	200	700	976	978	978	978
36	135	300	700	978	978	978	978

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 39 ผลรวมของ MU ที่ได้จากทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 39 แสดงถึงการนำค่า MU ของทุกแผนการรักษาที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA มารวมกัน พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1% โดยจากกราฟจะเห็นว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 985 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU รวมของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 32



ตาราง 32 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างจาก MU รวมของทุกแผนการรักษาของแต่ละโปรโตคอล เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU รวมของทุกแผนการรักษา ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	0.30	0.41	0.51	0.51
2	80	200	400	0.30	0.20	0.51	0.51
3	80	300	400	0.30	0.20	0.51	0.51
4	80	100	550	-1.52 ^b	-1.73 ^b	-1.42	-1.42 ^b
5	80	200	550	-1.52 ^b	-1.52	-1.32	-1.32
6	80	300	550	-1.52 ^b	-1.62	-1.52 ^b	-1.42 ^b
7	80	100	700	-1.52 ^b	-1.52	-1.42	-1.42 ^b
8	80	200	700	-1.42	-1.52	-1.42	-1.42 ^b
9	80	300	700	-1.52 ^b	-1.62	-1.42	-1.42 ^b
10	100	100	400	0.20	0.20	0.30	0.20
11	100	200	400	0.20	0.20	0.20	0.20
12	100	300	400	0.10	0.20	0.20	0.10
13	100	100	550	-1.12	-1.02	-1.02	-0.91
14	100	200	550	-1.02	-1.02	-0.91	-0.91
15	100	300	550	-1.02	-1.02	-0.91	-0.91
16	100	100	700	-0.91	-0.91	-0.81	-0.81
17	100	200	700	-0.91	-0.91	-0.81	-0.81
18	100	300	700	-0.91	-0.91	-0.71	-0.71
19	120	100	400	-0.41	-0.41	-0.41	-0.41
20	120	200	400	-0.20	-0.20	0.00 ^a	0.00 ^a
21	120	300	400	0.10	0.10 ^a	0.20	0.10

ตาราง 32 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างจาก MU รวมของทุกแผนการรักษาของแต่ละโปรโตคอล เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU รวมของทุกแผนการรักษา ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AAA)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-0.81	-0.71	-0.71	-0.71
23	120	200	550	-0.71	-0.61	-0.61	-0.61
24	120	300	550	-0.71	-0.71	-0.61	-0.61
25	120	100	700	-0.81	-0.81	-0.61	-0.61
26	120	200	700	-0.81	-0.81	-0.61	-0.61
27	120	300	700	-0.81	-0.81	-0.61	-0.61
28	135	100	400	0.10	0.10 ^a	0.10	0.00 ^a
29	135	200	400	0.00 ^a	0.10 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
30	135	300	400	0.00 ^a	-0.10 ^a	0.10	0.00 ^a
31	135	100	550	-0.71	-0.71	-0.61	-0.71
32	135	200	550	-0.71	-0.71	-0.71	-0.61
33	135	300	550	-0.71	-0.71	-0.71	-0.61
34	135	100	700	-0.91	-0.91	-0.71	-0.71
35	135	200	700	-0.91	-0.71	-0.71	-0.71
36	135	300	700	-0.71	-0.71	-0.71	-0.71
Average				-0.65	-0.65	-0.54	-0.54
SD				0.59	0.61	0.60	0.58
Max				1.52	1.73	1.52	1.42
Min				0.00	0.10	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

2.2.2 อัลกอริทึม AXB

ตาราง 33 ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่
Calibration curve ต่าง ๆ

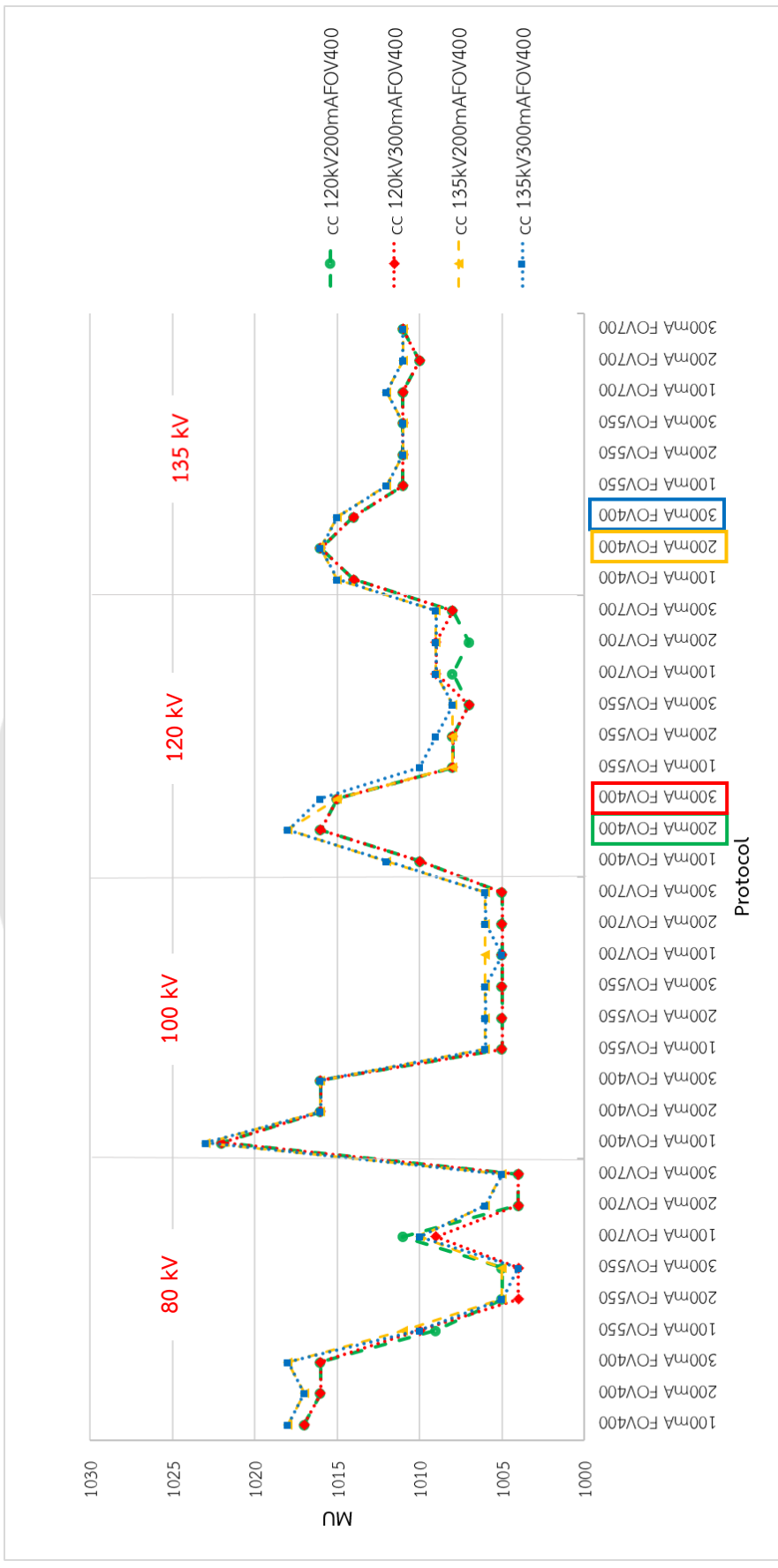
โปรโตคอล	kV	mA	FOV	ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	1017	1017	1018	1018
2	80	200	400	1016	1016	1017	1017
3	80	300	400	1016	1016	1018	1018
4	80	100	550	1009	1010	1011	1010
5	80	200	550	1005	1004	1005 ^a	1005
6	80	300	550	1005	1004	1005 ^a	1004 ^a
7	80	100	700	1011	1009	1010	1010
8	80	200	700	1004 ^a	1004 ^a	1006	1006
9	80	300	700	1004 ^a	1004 ^a	1005 ^a	1005
10	100	100	400	1022 ^b	1022 ^b	1023 ^b	1023 ^b
11	100	200	400	1016	1016	1016	1016
12	100	300	400	1016	1016	1016	1016
13	100	100	550	1005	1005	1006	1006
14	100	200	550	1005	1005	1006	1006
15	100	300	550	1005	1005	1006	1006
16	100	100	700	1005	1005	1006	1005
17	100	200	700	1005	1005	1006	1006
18	100	300	700	1005	1005	1006	1006
19	120	100	400	1010	1010	1012	1012

ตาราง 33 ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่
Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV	ผลรวม MU ของทุกแผนการรักษา ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
20	120	200	400	1016	1016	1018	1018
21	120	300	400	1015	1015	1015	1016
22	120	100	550	1008	1008	1008	1010
23	120	200	550	1008	1008	1008	1009
24	120	300	550	1007	1007	1008	1008
25	120	100	700	1008	1009	1009	1009
26	120	200	700	1007	1009	1009	1009
27	120	300	700	1008	1008	1009	1009
28	135	100	400	1014	1014	1015	1015
29	135	200	400	1016	1016	1016	1016
30	135	300	400	1014	1014	1015	1015
31	135	100	550	1011	1011	1012	1012
32	135	200	550	1011	1011	1011	1011
33	135	300	550	1011	1011	1011	1011
34	135	100	700	1011	1011	1012	1012
35	135	200	700	1010	1010	1011	1011
36	135	300	700	1011	1011	1011	1011

หมายเหตุ: a คือ MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ



ภาพ 40 ผลรวมของ MU ที่ได้จากทุกแผนการรักษา จากการคำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ต่าง ๆ

จากภาพที่ 40 แสดงให้เห็นถึงการนำค่า MU ของทุกแผนการรักษาที่คำนวณด้วยอัลกอริทึม AXB มารวมกัน พบว่า เมื่อนำโปรโตคอลที่ใช้ในการสแกน มาวางแผนการรักษาด้วย Calibration curve ที่ได้จากการสแกนด้วยโปรโตคอลเดียวกัน พบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 % โดยจากกราฟจะเห็นว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลองกับโปรโตคอลที่ใช้สร้าง Calibration curve ที่เป็นโปรโตคอลเดียวกันนั้นมีค่า \overline{MU} เท่ากับ 1016 MU โดยค่า %Diff. MU ที่เกิดจากการเทียบ MU รวมของแต่ละโปรโตคอล กับ \overline{MU} เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง Calibration curve แสดงดังตารางที่ 34



ตาราง 34 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างจาก MU รวมของทุกแผนการรักษาของแต่ละโปรโตคอล เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU รวมของทุกแผนการรักษา ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
1	80	100	400	0.10	0.10	0.20	0.20
2	80	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.10	0.10
3	80	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.20	0.20
4	80	100	550	-0.69	-0.59	-0.49	-0.59
5	80	200	550	-1.08	-1.18 ^b	-1.08 ^b	-1.08
6	80	300	550	-1.08	-1.18 ^b	-1.08 ^b	-1.18 ^b
7	80	100	700	-0.49	-0.69	-0.59	-0.59
8	80	200	700	-1.18 ^b	-1.18 ^b	-0.98	-0.98
9	80	300	700	-1.18 ^b	-1.18 ^b	-1.08 ^b	-1.08
10	100	100	400	0.59	0.59	0.69	0.69
11	100	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
12	100	300	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
13	100	100	550	-1.08	-1.08	-0.98	-0.98
14	100	200	550	-1.08	-1.08	-0.98	-0.98
15	100	300	550	-1.08	-1.08	-0.98	-0.98
16	100	100	700	-1.08	-1.08	-0.98	-1.08
17	100	200	700	-1.08	-1.08	-0.98	-0.98
18	100	300	700	-1.08	-1.08	-0.98	-0.98
19	120	100	400	-0.59	-0.59	-0.39	-0.39
20	120	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.20	0.20
21	120	300	400	-0.10	-0.10	-0.10	0.00 ^a

ตาราง 34 เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างจาก MU รวมของทุกแผนการรักษาของแต่ละโปรโตคอล เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (ต่อ)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	%Diff.MU รวมของทุกแผนการรักษา ที่ Calibration curve ต่าง ๆ (AXB)			
				FOV 400 mm			
				120 kV		135 kV	
				200 mA	300 mA	200 mA	300 mA
22	120	100	550	-0.79	-0.79	-0.79	-0.59
23	120	200	550	-0.79	-0.79	-0.79	-0.69
24	120	300	550	-0.89	-0.89	-0.79	-0.79
25	120	100	700	-0.79	-0.69	-0.69	-0.69
26	120	200	700	-0.89	-0.69	-0.69	-0.69
27	120	300	700	-0.79	-0.79	-0.69	-0.69
28	135	100	400	-0.20	-0.20	-0.10	-0.10
29	135	200	400	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a	0.00 ^a
30	135	300	400	-0.20	-0.20	-0.10	-0.10
31	135	100	550	-0.49	-0.49	-0.39	-0.39
32	135	200	550	-0.49	-0.49	-0.49	-0.49
33	135	300	550	-0.49	-0.49	-0.49	-0.49
34	135	100	700	-0.49	-0.49	-0.39	-0.39
35	135	200	700	-0.59	-0.59	-0.49	-0.49
36	135	300	700	-0.49	-0.49	-0.49	-0.49
Average				-0.57	-0.57	-0.49	-0.49
SD				0.46	0.47	0.46	0.47
Max				1.18	1.18	1.08	1.18
Min				0.00	0.00	0.00	0.00

หมายเหตุ: a คือ %Diff. MU ที่มีค่าต่ำสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

b คือ %Diff. MU ที่มีค่าสูงสุดที่ Calibration curve ต่าง ๆ

จากผลการศึกษาพบว่า MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาทั้ง 4 Calibration curve ทั้งใน ส่วนของเทคนิคการฉายแบบ 1 Field, แบบ 4 Fields และแบบ MU รวมของทุกแผนการรักษา มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 %

และเมื่อวางแผนการรักษาแบบ 1 Field จะเห็นได้ว่าค่า SD ของ %Diff.MU และค่า %Diff. MU_{max} นั้นมีค่าสูงสุดใน Lt. Lateral Field เท่ากับ ± 1.86 และ 5.56% ตามลำดับ เมื่อวางแผนการรักษาด้วย AAA และมีค่าสูงสุดใน PA Field เท่ากับ ± 1.24 และ 2.22% ตามลำดับ ที่ Calibration curve 135 kV 200 mA FOV 400 mm ประกอบกับในทางปฏิบัติการวางแผนการรักษาให้แก่ผู้ป่วย จะมีการกำหนดลำรังสีในหลายทิศทาง เพื่อให้ปริมาณรังสีครอบคลุมกับรอยโรค จากตารางที่ 32 และ 34 %Diff.MU รวมของทุกแผนการรักษาของแต่ละโปรโตคอล ที่ Calibration curve ต่าง ๆ เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA และ AXB ตามลำดับ ซึ่งการรวม MU ของทุกแผนการรักษา เข้าด้วยกัน เพื่อตัดปัจจัยด้านความหนาแน่นในแต่ละทิศทางของลำรังสี ทั้งนี้เพื่อประเมิน %Diff.MU เท่านั้น และสามารถสรุปได้ว่า ค่า SD ของ %Diff.MU เมื่อคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ Calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm , 120 kV 300 mA FOV 400 mm, 135 kV 200 mA FOV 400 mm และ 135 kV 300 mA FOV 400 mm มีค่าเท่ากับ ± 0.59 , ± 0.61 , ± 0.60 และ ± 0.58 ตามลำดับ โดยมี %Diff. MU_{max} ถึง 1.52%, 1.73%, 1.52% และ 1.42% ตามลำดับ และค่า SD ของ %Diff.MU เมื่อคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ Calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm , 120 kV 300 mA FOV 400 mm, 135 kV 200 mA FOV 400 mm และ 135 kV 300 mA FOV 400 mm เท่ากับ ± 0.46 , ± 0.47 , ± 0.46 และ ± 0.47 ตามลำดับ โดยมี %Diff. MU_{max} ถึง 1.18%, 1.18%, 1.08% และ 1.18% ตามลำดับ

บทที่ 5

บทสรุป

อภิปรายผล

จากผลการศึกษาเพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ที่มีต่อเลขซีทีและปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา สามารถนำมาอภิปรายได้ 2 ประเด็นดังนี้

1. พารามิเตอร์ที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที

จากผลการศึกษาพบว่า พารามิเตอร์ที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที ได้แก่ ค่าความต่างศักย์ และ FOV [3] โดยพบว่า เมื่อใช้ ค่าความต่างศักย์ 135 kV ส่งผลให้บริเวณกระดูก มีค่าเลขซีทีที่น้อยกว่า 120 kV ซึ่งให้ผลที่สอดคล้องกับงานวิจัยของ Ebert MA และ Afifi MB และคณะ ที่ได้ทำการวัดเลขซีทีบริเวณวัสดุเทียบเท่ากระดูก พบว่า เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ที่สูงกว่าจะส่งผลให้เลขซีทีมีค่าน้อยกว่า [29, 32] เนื่องจากเลขซีทีเป็นค่าที่ใช้บ่งบอกถึงค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของรังสีในตัวกลาง [7, 41] ซึ่งหากมีการลดทอนของรังสีในตัวกลางมากเท่าไร จะส่งผลให้เลขซีทีมีค่ามากขึ้นเท่านั้น เนื่องจาก ค่าความต่างศักย์ที่ต่ำกว่า จะส่งผลให้มีโอกาสเกิด photoelectric absorption เพิ่มมากขึ้น จึงทำให้เลขซีทีมีค่าที่สูงขึ้นด้วยเช่นกัน ในขณะที่เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์สูงกว่า ทำให้เกิด photoelectric absorption ที่น้อยกว่า ดังนั้นจึงทำให้เลขซีทีที่ได้จากการสแกนมีค่าน้อยลงไปด้วย จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่าการเปลี่ยนแปลงค่าความต่างศักย์มีผลกระทบต่อ Calibration curve เป็นอย่างมาก โดยเฉพาะบริเวณที่มีความหนาแน่นมากกว่าน้ำจะมี Calibration curve ที่แตกต่างกัน ออกเป็นชั้นอยู่กับค่าความต่างศักย์ ในขณะที่บริเวณที่มีความหนาแน่นต่ำกว่าน้ำ มีผลกระทบเพียงเล็กน้อยเท่านั้น เนื่องจากบริเวณที่มีเลขอะตอมที่น้อยกว่า เช่น เนื้อเยื่อ และน้ำ ไม่มีผลต่อ photoelectric absorption ในช่วงพลังงานที่ใช้ในการสแกนมากนัก จึงทำให้ความแตกต่างของ Calibration curve ในบริเวณนี้ต่างกันเพียงเล็กน้อย ในขณะที่การเกิด Compton scattering ไม่ขึ้นกับพลังงาน แต่ขึ้นกับความหนาแน่นของอิเล็กตรอนของวัสดุนั้น [42] และ FOV เมื่อมีขนาดเพิ่มขึ้นร่วมกับค่าความต่างศักย์ที่มีค่าสูงขึ้นจะส่งผลให้เกิด photoelectric absorption น้อยลงในน้ำ และกระดูก จึงทำให้เลขซีทีมีค่าลดลง เมื่อเทียบกับ FOV ที่มีขนาด 400 mm ในขณะที่ปอด หรืออากาศ FOV ไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที เว้นแต่ใช้ FOV ที่มีขนาดใหญ่ร่วมกับค่าความต่าง

ศักย์ต่ำ จะส่งผลให้เลขซีทีที่มีค่าลดลง โดยในส่วนของค่ากระแสหลอด ไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที

2. พารามิเตอร์ที่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

จากการคำนวณ MU ในระบบวางแผนการรักษาของทั้ง 4 Calibration curve พบว่า มีค่า MU ที่ใกล้เคียงกัน โดยมีค่าแตกต่างกันไม่เกิน 1 % [33] ทั้งในส่วนของเทคนิคการฉายแบบ 1 Field, แบบ 4 Fields และแบบ MU รวมของทุกแผนการรักษา พบว่า เมื่อรวมผลการคำนวณของ MU จากทุกแผนการรักษา สามารถวิเคราะห์ผลได้ว่า เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงของค่ากระแสหลอดไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของเลขซีที ซึ่งเลขซีทีเป็นค่าที่ถูกนำมาใช้ในการวางแผนการรักษา ดังนั้นค่ากระแสหลอดจึงไม่มีผลต่อการเปลี่ยนแปลงของ MU แต่เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ที่มีค่าสูงขึ้น ร่วมกับการใช้ FOV ที่มีขนาดเล็ก ส่งผลให้ MU มีค่าลดลง เนื่องจากการเกิด photoelectric absorption ที่น้อยลง เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์สูง จึงทำให้ค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนของรังสีในตัวกลางมีค่าลดลง ทำให้เลขซีทีจึงมีค่าลดลง ดังนั้นเมื่อ MU ใช้เลขซีทีในการคำนวณปริมาณรังสี จึงส่งผลให้ค่า MU มีค่าลดลงตามไปด้วย ในขณะที่เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ที่มีค่าสูง ร่วมกับ FOV ที่มีขนาดใหญ่ จึงส่งผลให้ MU มีค่าเพิ่มขึ้น เนื่องจาก FOV ที่มีขนาดใหญ่ขึ้นส่งผลให้เกิด Compton scattering มากขึ้น

จากการหาค่า %Diff. MU ที่ได้จากการรวมกันของทุกแผนการรักษา ซึ่งเกิดจากการรวมลำรังสีในทุกทิศทาง สามารถวิเคราะห์ผลได้ดังนี้

2.1 กำหนด Calibration curve และ กำหนดโปรโตคอลในการสแกนซีที เป็นค่าโปรโตคอลเดียวกัน

ในการวางแผนการรักษามีการกำหนด Calibration curve ไว้ใช้ในการแปลงข้อมูลเลขซีที เพื่อใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีให้แก่ผู้ป่วย จากค่า %Diff. MU ที่ได้จากการรวมกันของทุกแผนการรักษานั้น พบว่า หากกำหนด Calibration curve ในระบบวางแผนการรักษา จาก 4 เส้นนี้ ซึ่งเป็นโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพทั้งสิ้น โดยในอัลกอริทึม AAA มีค่า SD ที่ใกล้เคียงกันอยู่ในช่วง $\pm 0.58-0.61$ และค่า %Diff. MU_{max} อยู่ในช่วง 1.42-1.73% โดยในอัลกอริทึม AXB มีค่า SD ที่ใกล้เคียงกันอยู่ในช่วง $\pm 0.46-0.47$ และ %Diff. MU_{max} อยู่ในช่วง 1.08-1.18% ซึ่งทั้ง 2 อัลกอริทึมมีค่า %Diff. MU_{max} น้อยกว่า 2% ตาม IAEA TECDOC 1583 ที่กล่าวว่า การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบวางแผนการรักษาไม่ควรเกิน 2% โดยหากต้องการเลือกใช้ Calibration curve และโปรโตคอลในการสแกนซีที เป็นโปรโตคอลเดียวกัน เพื่อไม่ให้เกิดข้อผิดพลาดในการคำนวณปริมาณรังสี โดยที่ยังคงคุณภาพของภาพไว้ ดังนั้นอาจพิจารณาจากปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนซีทีเข้ามารวมด้วย ซึ่งจะเห็นได้ว่า โปรโตคอลที่ได้รับปริมาณรังสีใน

การสแกนต่ำสุด คือ 120 kV, 200mA และ FOV 400 mm ซึ่งมีค่า $CTDI_{vol}$ เท่ากับ 54.40 mGy โดยอัลกอริทึม AAA มีค่า SD เท่ากับ ± 0.59 และ %Diff. MU_{max} เท่ากับ 1.52% และอัลกอริทึม AXB มีค่า SD เท่ากับ ± 0.46 และ %Diff. MU_{max} เท่ากับ 1.18%

2.2 กำหนด Calibration curve แต่ไม่กำหนดโปรโตคอลในการสแกนซีที

การกำหนด Calibration curve ในระบบวางแผนการรักษา เพื่อเป็นการกำหนดการแปลงข้อมูลของเลขซีที เพื่อใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีให้แก่ผู้ป่วย ซึ่งหากไม่มีการกำหนดโปรโตคอลในการสแกนของเครื่องซีที เพราะต้องการปรับโปรโตคอลในการสแกนซีที เพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยควรได้รับในการสแกน ซึ่งอาจทำให้คุณภาพของภาพที่ได้จากการสแกนไม่เพียงพอต่อการกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงในระบบวางแผนการรักษาได้ ซึ่งหากต้องการกำหนด Calibration curve แต่ไม่กำหนดโปรโตคอลในการสแกนซีที ตามการศึกษาครั้งนี้ อาจใช้ Calibration curve จากค่า SD ต่ำสุด และ %Diff. MU_{max} ที่มีค่าต่ำที่สุดจากทั้ง 4 เส้น โดยอัลกอริทึม AAA มี SD ต่ำสุด เท่ากับ ± 0.58 และ %Diff. MU_{max} ที่มีค่าต่ำสุด เท่ากับ 1.42% จาก Calibration curve ที่ 135 kV 300 mA และ FOV 400 mm และอัลกอริทึม AXB มี SD ต่ำสุด เท่ากับ ± 0.46 และ %Diff. MU_{max} ที่มีค่าต่ำสุด เท่ากับ 1.08% จาก Calibration curve ที่ 135 kV 200 mA และ FOV 400 mm ซึ่งจะเห็นได้ว่า %Diff. MU_{max} ที่มีค่าต่ำสุดของอัลกอริทึม AXB มีค่าน้อยกว่าของ AAA ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Yan C และคณะ ที่ได้ทำการการเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณที่บริเวณกึ่งกลางของปอดของหุ่นจำลอง พบว่าค่าความแตกต่างจากการคำนวณของ AXB เทียบกับการวัดมีค่าน้อยกว่า AAA [34] ประกอบกับ $CTDI_{vol}$ จากการสแกนซีทีของ 135 kV 200 mA และ FOV 400 mm มีค่าน้อยกว่า ดังนั้น Calibration curve ที่เหมาะแก่การกำหนดไว้ในระบบวางแผนการรักษา คือ 135 kV, 200 mA และ FOV 400 mm

โดยการคำนวณปริมาณรังสีนั้นมีการนำค่าของเลขซีทีมาเปลี่ยนเป็นปริมาณรังสี โดยอาศัยค่าความหนาแน่นอิเล็กตรอนในการเปลี่ยนเป็นปริมาณรังสี ซึ่งอัลกอริทึม AAA ใช้ความหนาแน่นในส่วนของ RED เทียบกับน้ำ และคำนวณเป็นช่วงของค่าความหนาแน่น ในขณะที่ AXB ใช้การคำนวณด้วยข้อมูลจาก Physical density ในหน่วย g/cm^3 และพิจารณาความหนาแน่นของอิเล็กตรอนตามตำแหน่งจริงที่แนวลำรังสีผ่าน ดังนั้นการคำนวณปริมาณรังสีในบริเวณทรวงอกซึ่งมีอากาศ และน้ำ เป็นส่วนใหญ่จึงส่งผลให้ปริมาณรังสีที่คำนวณได้มีค่าใกล้เคียงกัน แต่เมื่อมีการคำนวณปริมาณรังสีในบริเวณของกระดูก ทั้ง 2 อัลกอริทึมจะให้ผลการคำนวณปริมาณรังสีมีค่าที่แตกต่างกัน

ประกอบกับการศึกษาในครั้งนี้คำนวณปริมาณรังสีที่พลังงาน 6 MV โดยวางแผนการรักษาในรูปแบบของ 1 Field และ 4 Fields ซึ่งหากนำไปใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีที่ค่าพลังงานหรือเทคนิคการรักษาอื่น ๆ ผลการคำนวณที่ได้จากการวางแผนการรักษาที่ได้จะมีค่าใกล้เคียงกัน

เนื่องจากในการคำนวณปริมาณรังสีเป็นการแปลงค่าข้อมูลของเลขซีทีให้เป็นปริมาณรังสี แต่อย่างไรก็ตามในการคำนวณปริมาณรังสีในลำรังสีขนาดเล็กหรือลำรังสีที่มีการปรับเปลี่ยนความเข้มของลำรังสีซึ่งมีการคำนวณปริมาณรังสีที่ประกอบด้วยปัจจัยอื่นมากกว่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอน จึงไม่สามารถระบุได้ว่าผลการคำนวณในตำแหน่งเดียวกันจะให้ผลที่ใกล้เคียงกันหรือแตกต่างกัน

สรุปผลการวิจัย

งานวิจัยนี้ได้ศึกษาถึงผลของการเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และ FOV ที่มีต่อเลขซีทีและปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ซึ่งพบว่า เมื่อมีการเปลี่ยนแปลง ค่าความต่างศักย์ และ FOV จะส่งผลให้มีการเปลี่ยนแปลงต่อเลขซีที และเนื่องด้วยเลขซีทีนั้นขึ้นอยู่กับค่าสัมประสิทธิ์การลดทอนรังสี ดังนั้น เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ต่ำ จึงทำให้มีการลดทอนของปริมาณรังสีในตัวกลางได้สูงขึ้น อันเนื่องมาจาก photoelectric absorption จึงทำให้เลขซีทีที่มีค่าสูงไปด้วย โดยเฉพาะในบริเวณกระดูก และในส่วนของ FOV นั้นเมื่อใหญ่ขึ้นจะส่งผลให้ค่าเฉลี่ยของเลขซีทีมีค่าลดลง ในขณะที่ค่ากระแสหลอดไม่มีผลต่อเลขซีที และจากการคำนวณ MU สามารถสรุปได้ว่า เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์สูงร่วมกับค่า FOV ขนาดเล็กจะส่งผลให้ MU มีค่าลดลง ในขณะที่เมื่อใช้ค่าความต่างศักย์สูง ร่วมกับค่า FOV ขนาดใหญ่ จะส่งผลให้ MU มีค่าเพิ่มขึ้น

และจากการเปลี่ยนแปลง Calibration curve เพื่อใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี พบว่า %Diff. MU รวมของทุกแผนการรักษาในแต่ละโปรโตคอล เมื่อวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA และ AXB ที่ Calibration curve ต่าง ๆ ให้ %Diff. MU_{max} น้อยกว่า 2% โดยที่ AAA มี SD สูงสุดถึง ± 0.61 และ %Diff. MU_{max} สูงสุดถึง 1.73% ในขณะที่ AXB มี SD สูงสุดเพียง ± 0.47 และ %Diff. MU_{max} สูงสุดถึง 1.18% จากผลของการศึกษาในครั้งนี้จะเห็นได้ว่า AXB ให้ผลของการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีทั้งในส่วนของค่า SD สูงสุด และ %Diff. MU_{max} สูงสุด จากทุก Calibration curve ของ AXB มีค่าน้อยกว่า AAA และเนื่องด้วยการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีจากการคำนวณในระบบวางแผนการรักษาไม่ควรเกิน 2% ตาม IAEA TECDOC 1583 [43] ประกอบกับงานวิจัยในปี 2018 ของ Davis AT และคณะ ที่กล่าวว่า เลขซีทีสำหรับเนื้อเยื่อแต่ละชนิดต้องมีค่าไม่ต่างไปจาก Calibration curve หากเลขซีทีของเนื้อเยื่อที่ได้จากเครื่องสแกนซีทีกับ Calibration curve ไม่ตรงกันอาจทำให้การคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษาผิดพลาดได้ [8] ดังนั้นผู้วิจัยจึงแนะนำให้มีการกำหนด Calibration curve และโปรโตคอลในการสแกนซีทีให้เป็นโปรโตคอลเดียวกัน เพื่อลดการเกิดข้อผิดพลาดในการคำนวณปริมาณรังสีให้แก่ผู้ป่วยได้อีกด้วย ทั้งนี้ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่า งานวิจัยชิ้นนี้จะเป็นประโยชน์ให้แก่ผู้ที่สนใจและงานรังสีรักษาได้ในอนาคต

ข้อเสนอแนะ

เนื่องจากงานวิจัยในครั้งนี้เป็นการประเมินปริมาณรังสีในบริเวณทรวงอกแบบจุด (point dose) ซึ่งเป็นการวัดปริมาณรังสีบริเวณกึ่งกลางของหุ่นจำลองเพียงจุดเดียว ซึ่งไม่ได้มีการประเมินการกระจายของปริมาณรังสีในบริเวณต่าง ๆ ดังนั้นจึงควรมีการศึกษาเพิ่มเติม รวมทั้งอาจมีการประเมินปริมาณรังสีที่พลังงานสูง Field size ขนาดเล็ก และในเทคนิคการรักษาอื่น ๆ เมื่อคำนวณด้วยอัลกอริทึม AAA และ AXB ร่วมด้วย เพื่อเป็นการต่อยอดองค์ความรู้ต่อไปได้ในอนาคต



บรรณานุกรม

1. สถาบันมะเร็งแห่งชาติ กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. ทะเบียนมะเร็งระดับโรงพยาบาล พ.ศ. 2562: สถาบันมะเร็งแห่งชาติ; 2563.
2. สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์. หลักการรักษาด้วยรังสี [อินเทอร์เน็ต]. [สืบค้น 23 ตุลาคม 2563], จาก <https://www.chulacancer.net/patient-list-page.php?id=420>.
3. Davis AT, Palmer AL, Nisbet A. Can CT scan protocols used for radiotherapy treatment planning be adjusted to optimize image quality and patient dose? A systematic review. Br J Radiol.2017;90:20160406.
4. Guan H, Yin F-F, Kim JH. Accuracy of inhomogeneity correction in photon radiotherapy from CT scans with different settings. Phys med biol. 2002;47:N223-31.
5. Cozzi L, Fogliata A, Buffa F, Bieri S. Dosimetric impact of computed tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. Radiother Oncol.1998;48:335-8.
6. Kilby W SJ, Rabett V. Tolerance levels for quality assurance of electron density values generated from CT in radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol.2002;47:1485-92.
7. Goldman LW. Principles of CT: radiation dose and image quality. J Nucl Med Technol. 2007;35(4):213-25.
8. Davis AT, Palmer AL, Pani S, Nisbet A. Assessment of the variation in CT scanner performance (image quality and Hounsfield units) with scan parameters, for image optimisation in radiotherapy treatment planning. Phys Medica. 2018;45:59-64.
9. ICRU. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy ICRU Report 50 [internet]. [cited 2020 17 march]. Available from: <https://doi.org/10.1093/jicru/os26.1.Report50>
10. Nelms BE, Tome WA, Robinson G, Wheeler J. Variations in the contouring of organs at risk: test case from a patient with oropharyngeal cancer. Int J Radiat

- Oncol. 2012;82(1):368-78.
11. Brouwer CL, Steenbakkers RJ, Bourhis J, Budach W, Grau C, Gregoire V, et al. CT-based delineation of organs at risk in the head and neck region: DAHANCA, EORTC, GORTEC, HKNPCSG, NCIC CTG, NCRI, NRG Oncology and TROG consensus guidelines. *Radiother Oncol.* 2015;117(1):83-90.
 12. Sanklaa K, Sanghangthum T, Chongsan T. Evaluation of effective doses in CT simulation using CTDIw calculation. *J Assoc Med Sci.* 2017; 50:417-23.
 13. Podgorsak EB. *Radiation Physics for Medical Physicists Third Edition* ebook. 2016.
 14. Khan FM, Gibbons JP. *Khan's the physics of radiation therapy.* 5 ed 2014.
 15. Baskar R, Lee KA, Yeo R, Yeoh KW. Cancer and radiation therapy: current advances and future directions. *Int J Med Sci.* 2012;9(3):193-9.
 16. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LN, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys.* 2003;30(10):2762-92.
 17. Seeram E. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control* Saunders; 2009.
 18. Podgorsak EB. *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students* 2005.
 19. Varian. AAA photon dose calculation model in Eclipse [internet]. [cited 2019 15 August]. Available from:
<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.468.1557&rep=rep1&type=pdf>
 20. Varian. ACUROS XB advanced dose calculation for the eclipse treatment planning system [internet]. [cited 2019 12 September]. Available from:
<https://manualzz.com/doc/24604540/acuros-xb-advanced-dose-calculation-for-eclipse>.
 21. The phantom laboratory. Catphan500 600 manual [internet]. [cited 2019 12 October]. Available from:
<https://www.uio.no/studier/emner/matnat/fys/nedlagte-emner/FYS4760/h07/Catphan500-600manual.pdf>.

22. Radiological Imaging Technology, Inc. RIT113 V6.7.X Technical Manual - RIT Confidential. Colorado Springs: USA; 2018.
23. Radiological Imaging Technology, Inc. Radia User's Manual: Version 1.11 and RIT113 Imaging QA. Colorado Springs: USA; 2018.
24. Radeq. CT Electron Density Phantom [internet]. [cited 2019 20 March]. Available from: <https://www.radeq.com/products/ct-electron-density-phantom/>.
25. Agency IAE. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. 2008.
26. Tomic N, Papaconstadopoulos P, Aldelaijan S, Rajala J, Seuntjens J, Devic S. Image quality for radiotherapy CT simulators with different scanner bore size. *Phys Medica*. 2018;45:65-71.
27. Breiki G, Abbas Y, Ashry M EL, Diyab H. Evaluation of Radiation Dose and Image Quality for Patients Undergoing Computed Tomography (CT) Examinations. IX Radiation Physics & Protection Conference. 2008.
28. Hilts M, Duzenli C. Image noise in X-ray CT polymer gel dosimetry. *Journal of Physics: Conference Series*. 2004;3:252-6.
29. Ebert MA, Lambert J, Greer PB. CT-ED conversion on a GE Lightspeed-RT scanner: influence of scanner settings. *Australasian physical & engineering sciences in medicine*. 2008;31(2):154-9.
30. Guan H, Dong H. Dose calculation accuracy using cone-beam CT (CBCT) for pelvic adaptive radiotherapy. *Phys Med Biol*. 2009;54(20):6239-50.
31. Mahmoudi R, Jabbari N, Aghdasi M, Khalkhali HR. Energy Dependence of Measured CT Numbers on Substituted Materials Used for CT Number Calibration of Radiotherapy Treatment Planning Systems. *PLoS One*. 2016;11(7):e0158828.
32. Afifi MB, Abdelrazek A, Deiab NA, Abd EL-Hafez AI, El-Farrash AH. The effects of CT x-ray tube voltage and current variations on the relative electron density (RED) and CT number conversion curves. *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*. 2019;13(1):1-11.
33. Mahur M, Gurjar OP, Grover RK, Negi PS, Sharma R, Singh A, et al. Evaluation of Effect of Different Computed Tomography Scanning Protocols on Hounsfield Unit and Its Impact on Dose Calculation by Treatment Planning System. *Iran J*

- Med Phys. 2017;14(3):149-54.
34. Yan C, Combine AG, Bednarz G, Lalonde RJ, Hu B, Dickens K, et al. Clinical implementation and evaluation of the Acuros dose calculation algorithm. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18(5):195-209.
 35. Sanghangthum T, Phimmakone Y, Suriyapee S. Dosimetric validation of the eclipse Acuros XB dose calculation algorithm for a 6 MV photon beams. *J Assoc Med Sci*. 2018;51(3):138-49.
 36. Padmanaban S, Warren S, Walsh A, Partridge M, Hawkins MA. Comparison of Acuros (AXB) and Anisotropic Analytical Algorithm (AAA) for dose calculation in treatment of oesophageal cancer: effects on modelling tumour control probability. *Radiat Oncol*. 2014;9:286.
 37. Shiraishi S, Fong de Los Santos LE, Antolak JA, Olivier KR, Garces YI, Park SS, et al. Phantom Verification of AAA and Acuros Dose Calculations for Lung Cancer: Do Tumor Size and Regression Matter? *Pract Radiat Oncol*. 2019;9(1):29-37.
 38. Rana S. Clinical dosimetric impact of Acuros XB and analytical anisotropic algorithm (AAA) on real lung cancer treatment plans : review. *Int J Cancer Ther Oncol*. 2014;2(1):02019.
 39. Liu HW, Nugent Z, Clayton R, Dunscombe P, Lau H, Khan R. Clinical impact of using the deterministic patient dose calculation algorithm Acuros XB for lung stereotactic body radiation therapy. *Acta Oncol*. 2014;53(3):324-9.
 40. CIRS. IMRT Thorax Phantom [internet]. [cited 2020 8 December]. Available from: <https://www.cirsinc.com/products/radiation-therapy/imrt-thorax-phantom/>.
 41. Bryant JA, Drage NA, Richmond S. CT number definition. *Radiat phys chem*. 2012;81(4):358-61.
 42. Omoumi P, Becce F, Racine D, Ott JG, Andreisek G, Verdun FR. Dual-Energy CT: Basic Principles, Technical Approaches, and Applications in Musculoskeletal Imaging (Part 1). *Semin Musculoskelet Radiol*. 2015;19(5):431-7.
 43. IAEA. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. IAEA-TECDOC-1583. 2008.





ภาคผนวกที่ 1

การตรวจสอบคุณภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาก่อนการใช้งาน [16]

1. ทดสอบความถูกต้องของตำแหน่งเตียง

ทดสอบการเลื่อนเตียงในแนว vertical, longitudinal โดยเทียบระยะการวัดจากตลับเมตร กับค่าที่แสดงบนหน้าจอมอนิเตอร์ โดยค่าที่ได้ต้องมีค่าน้อยกว่า 1 mm

2. ทดสอบระยะระหว่าง External laser กับจุด Scan plane

2.1 โดยใช้ Phantom TG66 จัดให้ตรงกับ External laser ทั้ง 3 แนว ได้แก่ vertical, longitudinal และ lateral

2.2 เลื่อนเตียงไปที่ระยะ 700 มิลลิเมตร แล้วทำการสแกนแบบ Axial 1 slice

2.3 ประเมินภาพสแกนที่ได้ โดยดูจากความสมมาตรของภาพ หากภาพที่ได้ออกมาเป็นตัว T 3 ตัวเรียงกัน แสดงว่า External laser กับจุด Scan plane มีความถูกต้อง

3. ทดสอบตำแหน่งศูนย์ของเตียง (zero coordination)

3.1 เป็นการทดสอบการเคลื่อนที่ของเตียง จัด Phantom TG66 ให้ตรงกับ External laser ทั้ง 3 แนว แล้วทำการ Scout ภาพ

3.2 กำหนดให้เตียงเป็นศูนย์ โดยกดปุ่ม set zero

3.3 แล้วทำการเลื่อนตำแหน่งเตียงในแนว longitudinal ออกมา หลังจากนั้นกดเลื่อนเตียงไปที่ตำแหน่งศูนย์ ดูว่าเตียงเลื่อนไปที่ตำแหน่งเดียวกันกับที่ Scout ภาพในตอนแรกหรือไม่

4. ทดสอบคุณภาพของภาพ

4.1 ทดสอบ Spatial resolution และ CNR

1. ทดสอบโดยใช้หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 สแกนในส่วนของ CTP528 Spatial resolution (lp/cm), CTP515 Contrast to noise ratio (CNR)

2. ทำการประเมินโดยใช้ไฟล์ภาพในรูปแบบไฟล์ Dicom ที่ไม่มีการบีบอัดไฟล์ภาพลงในโปรแกรม RIT Software โดยประเมินผลข้อมูลว่าผลที่ได้มีค่าตรงตาม Baseline หรือไม่

4.2 ทดสอบความสม่ำเสมอของเลขซีที (Uniformity)

นำหุ่นจำลอง Water Phantom มาสแกน แล้วประเมิน Uniformity ของภาพ โดยประเมินความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของเลขซีทีบริเวณกึ่งกลางของหุ่นจำลอง ($Mean_{center}$) กับค่าเฉลี่ยของเลขซีทีบริเวณโดยรอบของหุ่นจำลอง ($Mean_{periphery}$) น้อยกว่า $\pm 5HU$ ได้แก่ตำแหน่ง บน ล่าง ซ้าย และขวา ของหุ่นจำลอง ที่ได้จากการวาด ROI ที่มีขนาดเท่ากัน โดยพิจารณาจากค่าความแตกต่างสูงสุดระหว่าง $Mean_{center}$ กับ $Mean_{periphery}$

4.3 ทดสอบความถูกต้องของเลขซีที (CT number accuracy)

ทดสอบโดยใช้หุ่นจำลอง TOS Phantom และ Catphan Phantom 600 สแกนด้วยโปรโตคอล Thorax protocol และ Head and Neck protocol ตามลำดับ แล้วทำการเปรียบเทียบกับค่าของเลขซีทีตามข้อมูล Baseline ของโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี

การสอบเทียบค่า $CTDI_{vol}$ ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาก่อนการใช้งาน

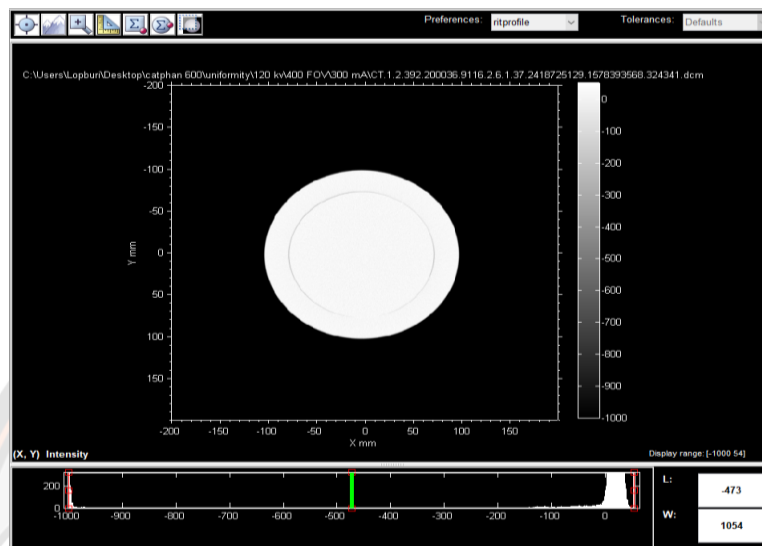
โดยการใช้หัววัดไอออนไนซ์เซชันแชมเบอร์ วัดปริมาณรังสีเทียบกับค่าที่ได้จากหน้าจอมอนิเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

การตรวจสอบคุณภาพของโปรแกรม RIT Software ก่อนการใช้งาน

1. นำภาพที่ได้จากการสแกนหุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 ทั้งโมดูล CTP528 Spatial resolution (lp/cm), CTP515 Contrast to noise ratio (CNR) และ CTP486 Uniformity (HU) จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา มาทำการประเมินโดยใช้ไฟล์ภาพในรูปแบบไฟล์ Dicom ที่ไม่มีการบีบอัดไฟล์ภาพลงในโปรแกรม RIT Software
2. ประเมินผลข้อมูลก่อนการใช้งานว่าผลที่ได้มีค่าตรงตาม Baseline ของโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีหรือไม่
3. สแกนหุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 อีกครั้ง แบบไม่ตรงแนวการสแกน เพื่อตรวจสอบโปรแกรม RIT software ว่าสามารถตรวจสอบข้อผิดพลาดที่เกิดจากการสแกนได้หรือไม่

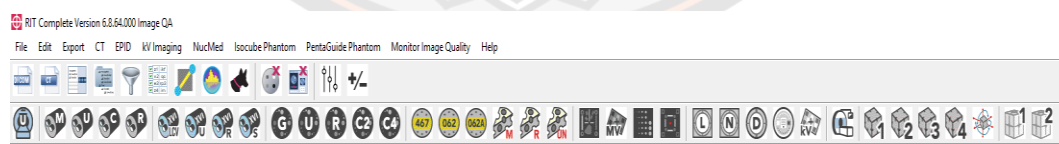
การประเมินคุณภาพของภาพ ด้วยโปรแกรม RIT Software

1. นำข้อมูลภาพที่ต้องการประเมินในรูปแบบไฟล์ Dicom จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จำลองการรักษา ที่ไม่มีการบีบอัดไฟล์ภาพลงในโปรแกรม ดังภาพที่ 41



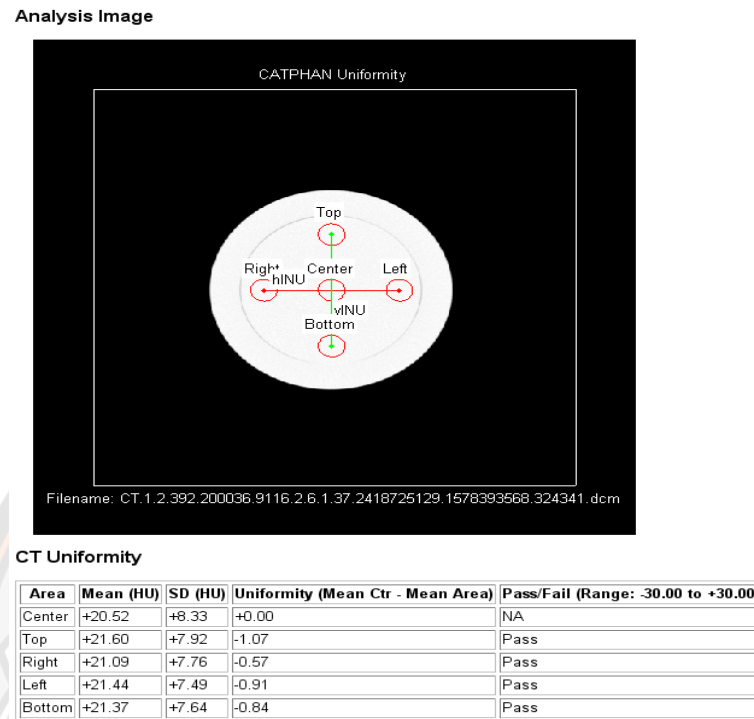
ภาพ 41 แสดงถึงภาพหน้าจอของคุณภาพของภาพในส่วนที่ต้องการประเมิน ในโปรแกรม RIT Software

2. เลือกอุปกรณ์และคุณภาพของภาพในส่วนที่ต้องการประเมิน ดังแสดงในภาพที่ 42 เช่น หุ่นจำลอง Catphan Phantom 600 ประเมินคุณภาพของภาพในส่วน Uniformity



ภาพ 42 แถบเครื่องมือที่ใช้ในการเลือกวัสดุอุปกรณ์ในส่วนที่ต้องการประเมิน ของโปรแกรม RIT Software

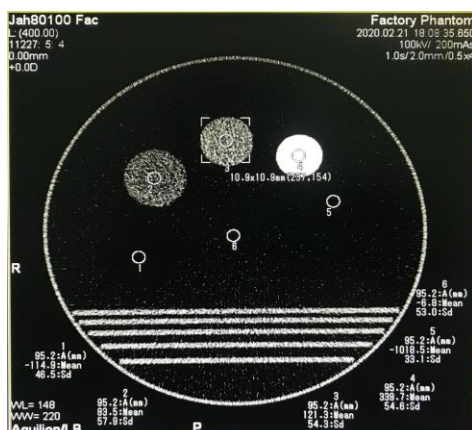
3. โปรแกรมจะทำการวิเคราะห์ผลข้อมูลออกมา ดังแสดงดังภาพที่ 43



ภาพ 43 หน้าจอแสดงผลการวิเคราะห์ข้อมูลของโปรแกรม RIT Software

การประเมินความถูกต้องของเลขซีที ของ TOS Phantom

1. สแกน TOS Phantom แบบต่อเนื่องโปรโตคอลละ 3 ครั้ง
2. ประเมินผลในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยกำหนดให้ ROI มีขนาด 1 cm ดังแสดงดังภาพที่ 44 โดยวัดในส่วนของ Polypropylene, Nylon, Acrylic, Delrin และ Air นำค่าการประเมินที่ได้ของทุกวัสดุมารวมกัน แล้วหาค่าเฉลี่ย โดยตามมาตรฐานของบริษัท Toshiba กำหนดให้เฉลี่ยมีค่า -106 ± 12 HU

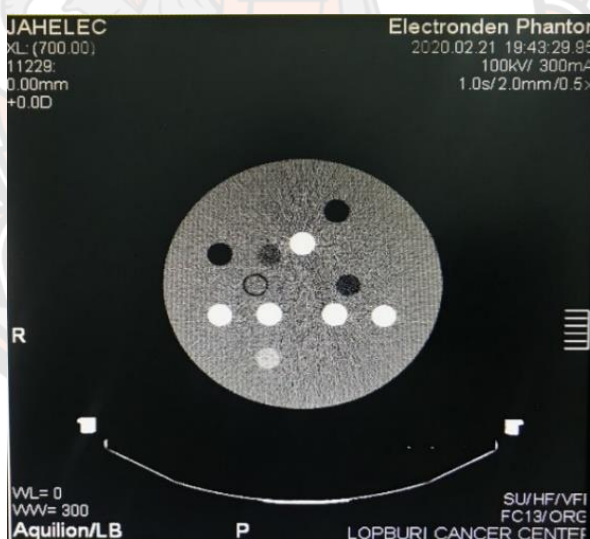


ภาพ 44 การประเมินผล ความถูกต้องของเลขซีที

การประเมินเลขซีทีของ Electron density phantom

1. สแกน Electron density phantom แบบต่อเนื่องโปรโตคอลละ 3 ครั้ง ดังแสดงดังภาพที่

45



ภาพ 45 ภาพสแกน Electron Density Phantom

2. ส่งภาพ Electron density phantom ที่ได้จากการสแกนด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จำลองการรักษาเข้าระบบวางแผนการรักษา

3. ประเมินผลโดยกำหนด ROI ขนาด 1 cm และวัดเลขซีทีบนวัสดุที่มีความหนาแน่นแตกต่างกันทั้ง 16 ชนิด แล้วจึงนำค่าการประเมินทั้ง 3 ครั้ง มาประเมินหาค่าเฉลี่ยเลขซีที

ภาคผนวกที่ 2

1. ผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษา ด้วยอัลกอริทึม AAA และ AXB

1.1 ผลการคำนวณ MU ด้วยอัลกอริทึม AAA

จากการวางแผนการรักษาของ CIRS thorax phantom โดยการเปลี่ยน Calibration curve ต่าง ๆ ร่วมกับการคำนวณปริมาณรังสีด้วยอัลกอริทึม AAA ของการคำนวณปริมาณรังสีใน CIRS Thorax ทั้ง 36 โปรโตคอล สามารถคำนวณปริมาณรังสีได้ดังนี้



ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
1	80	100	400	238	274	233	233	59	68	58	58
2	80	100	550	234	276	222	222	59	69	55	55
3	80	100	700	234	277	221	221	58	69	55	56
4	80	200	400	238	274	233	233	59	68	58	58
5	80	200	550	234	276	221	221	59	69	55	56
6	80	200	700	234	277	221	221	59	69	55	56
7	80	300	400	238	274	233	233	59	68	58	58
8	80	300	550	234	276	222	222	59	69	55	55
9	80	300	700	234	277	221	221	58	69	55	56

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 1)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
10	100	100	400	238	271	234	60	68	58	58	58
11	100	100	550	235	268	230	59	67	57	58	58
12	100	100	700	235	268	231	59	67	58	58	58
13	100	200	400	238	271	234	59	68	58	59	59
14	100	200	550	235	268	230	59	67	58	58	58
15	100	200	700	235	268	231	59	67	58	58	58
16	100	300	400	238	271	234	59	68	58	58	58
17	100	300	550	235	268	230	59	67	58	58	58
18	100	300	700	235	268	231	59	67	58	58	58

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 2)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
19	120	100	400	236	269	234	59	67	58	58	
20	120	100	550	237	267	231	59	67	58	58	
21	120	100	700	237	267	231	59	67	58	58	
22	120	200	400	238	269	233	60	67	58	58	
23	120	200	550	237	268	231	59	67	58	58	
24	120	200	700	237	267	231	59	67	58	58	
25	120	300	400	239	269	234	60	67	58	59	
26	120	300	550	237	268	231	59	67	58	58	
27	120	300	700	237	267	231	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 3)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
28	135	100	400	239	268	234	60	67	59	59	
29	135	100	550	237	268	231	59	67	58	58	
30	135	100	700	237	267	230	59	67	58	58	
31	135	200	400	239	268	234	60	67	58	59	
32	135	200	550	237	268	231	59	67	58	58	
33	135	200	700	237	267	230	59	67	58	58	
34	135	300	400	238	268	234	60	67	59	59	
35	135	300	550	237	268	231	59	67	58	58	
36	135	300	700	237	268	231	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 120 kV 300 mA FOV 400 mm

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
1	80	100	400	238	274	233	59	69	58	58	
2	80	100	550	234	276	221	58	69	55	55	
3	80	100	700	234	277	221	58	69	55	56	
4	80	200	400	237	274	233	59	68	58	58	
5	80	200	550	234	276	221	59	69	55	56	
6	80	200	700	234	277	221	58	69	55	56	
7	80	300	400	237	274	233	59	68	58	58	
8	80	300	550	234	276	222	58	69	55	55	
9	80	300	700	234	277	221	58	69	55	55	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 120 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 1)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
10	100	100	400	238	271	234	59	68	58	59	
11	100	100	550	235	268	230	59	67	58	58	
12	100	100	700	235	268	231	59	67	58	58	
13	100	200	400	238	271	234	59	68	58	59	
14	100	200	550	235	268	230	59	67	58	58	
15	100	200	700	235	268	231	59	67	58	58	
16	100	300	400	238	271	234	59	68	58	59	
17	100	300	550	235	268	230	59	67	58	58	
18	100	300	700	235	268	231	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 120 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 2)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
19	120	100	400	236	269	234	59	67	58	58	
20	120	100	550	237	268	231	59	67	58	58	
21	120	100	700	237	267	231	59	67	58	58	
22	120	200	400	238	269	233	60	67	58	58	
23	120	200	550	237	268	232	59	67	58	58	
24	120	200	700	237	267	231	59	67	58	58	
25	120	300	400	239	269	234	60	67	58	59	
26	120	300	550	237	268	231	59	67	58	58	
27	120	300	700	237	267	231	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 120 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 3)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
28	135	100	400	239	268	234	60	67	59	59	
29	135	100	550	237	268	231	59	67	58	58	
30	135	100	700	237	267	230	59	67	58	58	
31	135	200	400	239	268	234	60	67	59	59	
32	135	200	550	237	268	231	59	67	58	58	
33	135	200	700	237	268	231	59	67	58	58	
34	135	300	400	238	267	234	60	67	59	59	
35	135	300	550	237	268	231	59	67	58	58	
36	135	300	700	237	268	231	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 135 kV 200 mA FOV 400 mm

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
1	80	100	400	237	276	233	59	69	58	58	
2	80	100	550	234	278	221	58	70	55	55	
3	80	100	700	234	278	221	58	70	55	55	
4	80	200	400	237	276	233	59	69	58	58	
5	80	200	550	234	278	221	59	70	55	55	
6	80	200	700	234	278	221	58	70	55	55	
7	80	300	400	237	276	233	59	69	58	58	
8	80	300	550	234	278	221	58	69	55	55	
9	80	300	700	234	278	221	58	70	55	55	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 135 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 1)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
10	100	100	400	238	273	234	59	68	58	58	
11	100	100	550	235	269	230	59	67	57	58	
12	100	100	700	235	269	231	59	67	58	58	
13	100	200	400	237	273	234	59	68	58	58	
14	100	200	550	235	269	230	59	67	58	58	
15	100	200	700	235	269	231	59	67	58	58	
16	100	300	400	237	273	234	59	68	58	58	
17	100	300	550	235	269	230	59	67	58	58	
18	100	300	700	235	270	231	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 135 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 2)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
19	120	100	400	235	270	234	59	67	58	58	
20	120	100	550	237	268	231	59	67	58	58	
21	120	100	700	237	269	231	59	67	58	58	
22	120	200	400	238	270	233	60	68	58	58	
23	120	200	550	237	269	231	59	67	58	58	
24	120	200	700	237	269	231	59	67	58	58	
25	120	300	400	239	270	234	60	67	58	59	
26	120	300	550	237	269	231	59	67	58	58	
27	120	300	700	237	269	231	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 135 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 3)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
28	135	100	400	238	269	234	60	67	59	59	
29	135	100	550	237	269	231	59	67	58	58	
30	135	100	700	237	269	230	59	67	58	58	
31	135	200	400	238	269	234	60	67	58	59	
32	135	200	550	237	268	231	59	67	58	58	
33	135	200	700	237	269	230	59	67	58	58	
34	135	300	400	238	269	234	60	67	59	59	
35	135	300	550	237	268	231	59	67	58	58	
36	135	300	700	237	269	230	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 135 kV 300 mA FOV 400 mm

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
1	80	100	400	237	276	233	59	69	58	58	
2	80	100	550	234	278	221	58	70	55	55	
3	80	100	700	234	278	221	58	70	55	55	
4	80	200	400	237	276	233	59	69	58	58	
5	80	200	550	234	278	221	59	70	55	55	
6	80	200	700	234	278	221	58	70	55	55	
7	80	300	400	237	276	233	59	69	58	58	
8	80	300	550	234	278	221	58	70	55	55	
9	80	300	700	234	278	221	58	70	55	55	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 135 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 1)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
10	100	100	400	238	273	233	233	59	68	58	58
11	100	100	550	235	270	230	230	59	67	57	58
12	100	100	700	235	270	230	230	59	67	58	58
13	100	200	400	237	273	234	234	59	68	58	58
14	100	200	550	235	270	230	230	59	67	57	58
15	100	200	700	235	270	230	230	59	67	58	58
16	100	300	400	237	273	233	233	59	68	58	58
17	100	300	550	235	270	230	230	59	67	57	58
18	100	300	700	235	270	231	231	59	67	58	58

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 135 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 2)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
19	120	100	400	235	270	234	59	67	58	58	
20	120	100	550	237	268	231	59	67	58	58	
21	120	100	700	237	269	231	59	67	58	58	
22	120	200	400	238	270	233	60	68	58	58	
23	120	200	550	237	269	231	59	67	58	58	
24	120	200	700	237	269	231	59	67	58	58	
25	120	300	400	239	270	234	60	67	58	58	
26	120	300	550	237	269	231	59	67	58	58	
27	120	300	700	237	269	231	59	67	58	58	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AAA ที่ calibration curve ที่ 135 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 3)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
28	135	100	400	238	269	234	60	67	58	59	
29	135	100	550	237	269	230	59	67	58	58	
30	135	100	700	237	269	230	59	67	58	58	
31	135	200	400	238	269	234	60	67	58	59	
32	135	200	550	237	269	231	59	67	58	58	
33	135	200	700	237	269	230	59	67	58	58	
34	135	300	400	238	269	234	60	67	58	59	
35	135	300	550	237	269	231	59	67	58	58	
36	135	300	700	237	269	230	59	67	58	58	

1.2 ผลการคำนวณ MU ด้วยอัลกอริทึม AXB

จากการวางแผนการรักษาของ CIRS thorax phantom โดยการเปลี่ยน Calibration curve ต่าง ๆ ร่วมกับการคำนวณ MU ด้วยอัลกอริทึม AXB ของการคำนวณปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง CIRS thorax phantom ทั้ง 36 โปรโตคอล สามารถคำนวณปริมาณรังสีได้ดังนี้



ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
1	80	100	400	240	274	251	63	63	63	63	63
2	80	100	550	237	273	247	63	63	63	63	63
3	80	100	700	238	274	247	63	63	63	63	63
4	80	200	400	241	273	250	63	63	63	63	63
5	80	200	550	236	274	247	62	62	62	62	62
6	80	200	700	236	274	246	62	62	62	62	62
7	80	300	400	241	273	250	63	63	63	63	63
8	80	300	550	236	274	247	62	62	62	62	62
9	80	300	700	236	274	246	62	62	62	62	62

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 1)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
10	100	100	400	243	271	252	64	64	64	64	64
11	100	100	550	239	266	248	63	63	63	63	63
12	100	100	700	239	266	248	63	63	63	63	63
13	100	200	400	242	271	251	63	63	63	63	63
14	100	200	550	239	266	248	63	63	63	63	63
15	100	200	700	239	266	248	63	63	63	63	63
16	100	300	400	242	271	251	63	63	63	63	63
17	100	300	550	239	266	248	63	63	63	63	63
18	100	300	700	239	266	248	63	63	63	63	63

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 2)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
19	120	100	400	237	269	252	63	63	63	63	
20	120	100	550	241	266	249	63	63	63	63	
21	120	100	700	241	266	249	63	63	63	63	
22	120	200	400	244	269	251	63	63	63	63	
23	120	200	550	240	266	250	63	63	63	63	
24	120	200	700	240	266	249	63	63	63	63	
25	120	300	400	243	269	251	63	63	63	63	
26	120	300	550	240	266	249	63	63	63	63	
27	120	300	700	241	266	249	63	63	63	63	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 120 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 3)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
28	135	100	400	243	268	251	63	63	63	63	63
29	135	100	550	242	267	250	63	63	63	63	63
30	135	100	700	242	267	250	63	63	63	63	63
31	135	200	400	243	269	252	63	63	63	63	63
32	135	200	550	242	267	250	63	63	63	63	63
33	135	200	700	241	267	250	63	63	63	63	63
34	135	300	400	243	268	251	63	63	63	63	63
35	135	300	550	242	267	250	63	63	63	63	63
36	135	300	700	242	267	250	63	63	63	63	63

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 120 kV 300 mA FOV 400 mm

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
1	80	100	400	240	274	251	63	63	63	63	63
2	80	100	550	237	274	247	63	63	63	63	63
3	80	100	700	237	274	246	63	63	63	63	63
4	80	200	400	241	273	250	63	63	63	63	63
5	80	200	550	235	274	247	62	62	62	62	62
6	80	200	700	236	274	246	62	62	62	62	62
7	80	300	400	241	273	250	63	63	63	63	63
8	80	300	550	236	274	246	62	62	62	62	62
9	80	300	700	236	274	246	62	62	62	62	62

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 120 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 1)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
10	100	100	400	243	271	252	64	64	64	64	64
11	100	100	550	239	266	248	63	63	63	63	63
12	100	100	700	239	266	248	63	63	63	63	63
13	100	200	400	242	271	251	63	63	63	63	63
14	100	200	550	239	266	248	63	63	63	63	63
15	100	200	700	239	266	248	63	63	63	63	63
16	100	300	400	242	271	251	63	63	63	63	63
17	100	300	550	239	266	248	63	63	63	63	63
18	100	300	700	239	266	248	63	63	63	63	63

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 120 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 2)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
19	120	100	400	237	269	252	63	63	63	63	
20	120	100	550	241	266	249	63	63	63	63	
21	120	100	700	241	266	250	63	63	63	63	
22	120	200	400	244	269	251	63	63	63	63	
23	120	200	550	240	266	250	63	63	63	63	
24	120	200	700	240	267	250	63	63	63	63	
25	120	300	400	243	269	251	63	63	63	63	
26	120	300	550	240	266	249	63	63	63	63	
27	120	300	700	241	266	249	63	63	63	63	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 120 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 3)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
28	135	100	400	243	268	251	63	63	63	63	63
29	135	100	550	242	267	250	63	63	63	63	63
30	135	100	700	242	267	250	63	63	63	63	63
31	135	200	400	243	269	252	63	63	63	63	63
32	135	200	550	242	267	250	63	63	63	63	63
33	135	200	700	241	267	250	63	63	63	63	63
34	135	300	400	243	268	251	63	63	63	63	63
35	135	300	550	242	267	250	63	63	63	63	63
36	135	300	700	242	267	250	63	63	63	63	63

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 135 kV 200 mA FOV 400 mm

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
1	80	100	400	240	276	250	63	63	63	63	63
2	80	100	550	237	275	247	63	63	63	63	63
3	80	100	700	237	275	246	63	63	63	63	63
4	80	200	400	241	275	249	63	63	63	63	63
5	80	200	550	235	275	247	62	62	62	62	62
6	80	200	700	236	276	246	62	62	62	62	62
7	80	300	400	241	275	250	63	63	63	63	63
8	80	300	550	236	275	246	62	62	62	62	62
9	80	300	700	236	275	246	62	62	62	62	62

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 135 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 1)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
10	100	100	400	243	273	251	64	64	64	64	64
11	100	100	550	239	267	248	63	63	63	63	63
12	100	100	700	239	267	248	63	63	63	63	63
13	100	200	400	242	272	250	63	63	63	63	63
14	100	200	550	239	267	248	63	63	63	63	63
15	100	200	700	239	267	248	63	63	63	63	63
16	100	300	400	242	272	250	63	63	63	63	63
17	100	300	550	239	267	248	63	63	63	63	63
18	100	300	700	239	267	248	63	63	63	63	63

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 135 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 2)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
19	120	100	400	237	271	252	63	63	63	63	
20	120	100	550	240	267	249	63	63	63	63	
21	120	100	700	241	267	249	63	63	63	63	
22	120	200	400	244	271	251	63	63	63	63	
23	120	200	550	240	267	249	63	63	63	63	
24	120	200	700	240	268	249	63	63	63	63	
25	120	300	400	243	270	250	63	63	63	63	
26	120	300	550	240	267	249	63	63	63	63	
27	120	300	700	241	267	249	63	63	63	63	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 135 kV 200 mA FOV 400 mm (ต่อ 3)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
28	135	100	400	243	269	251	63	63	63	63	63
29	135	100	550	242	268	250	63	63	63	63	63
30	135	100	700	242	268	250	63	63	63	63	63
31	135	200	400	242	270	252	63	63	63	63	63
32	135	200	550	241	268	250	63	63	63	63	63
33	135	200	700	241	268	250	63	63	63	63	63
34	135	300	400	243	269	251	63	63	63	63	63
35	135	300	550	241	268	250	63	63	63	63	63
36	135	300	700	241	268	250	63	63	63	63	63

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 135 kV 300 mA FOV 400 mm

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
1	80	100	400	240	276	250	63	63	63	63	63
2	80	100	550	237	275	246	63	63	63	63	63
3	80	100	700	237	275	246	63	63	63	63	63
4	80	200	400	241	275	249	63	63	63	63	63
5	80	200	550	235	275	247	62	62	62	62	62
6	80	200	700	236	276	246	62	62	62	62	62
7	80	300	400	241	275	250	63	63	63	63	63
8	80	300	550	235	275	246	62	62	62	62	62
9	80	300	700	236	275	246	62	62	62	62	62

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 135 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 1)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
10	100	100	400	243	273	251	64	64	64	64	64
11	100	100	550	239	267	248	63	63	63	63	63
12	100	100	700	239	267	247	63	63	63	63	63
13	100	200	400	242	272	250	63	63	63	63	63
14	100	200	550	239	267	248	63	63	63	63	63
15	100	200	700	239	267	248	63	63	63	63	63
16	100	300	400	242	272	250	63	63	63	63	63
17	100	300	550	239	267	248	63	63	63	63	63
18	100	300	700	239	267	248	63	63	63	63	63

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 135 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 2)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
19	120	100	400	237	271	252	63	63	63	63	
20	120	100	550	241	268	249	63	63	63	63	
21	120	100	700	241	267	249	63	63	63	63	
22	120	200	400	244	271	251	63	63	63	63	
23	120	200	550	240	268	249	63	63	63	63	
24	120	200	700	240	268	249	63	63	63	63	
25	120	300	400	243	270	251	63	63	63	63	
26	120	300	550	240	267	249	63	63	63	63	
27	120	300	700	241	267	249	63	63	63	63	

ตารางผลการคำนวณ MU ที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยอัลกอริทึม AXB ที่ calibration curve ที่ 135 kV 300 mA FOV 400 mm (ต่อ 3)

โปรโตคอล	kV	mA	FOV (mm)	MU							
				1 Field				4 Fields			
				AP	PA	Lt. Lateral	AP	PA	Lt. Lateral	Rt. Lateral	
28	135	100	400	243	269	251	63	63	63	63	63
29	135	100	550	242	268	250	63	63	63	63	63
30	135	100	700	242	268	250	63	63	63	63	63
31	135	200	400	242	270	252	63	63	63	63	63
32	135	200	550	241	268	250	63	63	63	63	63
33	135	200	700	241	268	250	63	63	63	63	63
34	135	300	400	243	269	251	63	63	63	63	63
35	135	300	550	241	268	250	63	63	63	63	63
36	135	300	700	241	268	250	63	63	63	63	63

อักษรย่อ

AAA	=	Analytical Anisotropic Algorithm
AXB	=	Acuros XB Algorithm
RED	=	Relative electron density
kV	=	kilovolt
mA	=	milliampere
FOV	=	Fields of view
ICRU	=	International Commission on Radiological Units and Measurements
AAPM	=	The American Association of Physicists in Medicine
3D-CRT	=	3 dimension conformal Radiotherapy
IMRT	=	Intensity modulated radiation therapy
MLC	=	Multileaf collimators
HU	=	Hounsfield units
CTDI	=	Computed Tomography Dose Index
CTDI _w	=	Weighted Computed Tomography Dose Index
CTDI _{vol}	=	Volume Weighted Computed Tomography Dose Index
DLP	=	Dose Length Product
Linac	=	Linear Accelerator
RF pulse	=	Radiofrequency pulse
TMM	=	Tissue Mimicking Materials
ROI	=	region of interest
MU	=	Monitor Unit
lp/mm	=	line pairs per centimeter
CNR	=	contrast to noise ratio
MV	=	Mega Volt
μ	=	สัมประสิทธิ์การลดทอนรังสีของตัวกลาง
mm	=	มิลลิเมตร
mGy	=	มิลลิเกรย์