



การประเมินปริมาณรังสีของเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสี
ในรังสีคัลยกรรมและรังสีร่วมพิกัด



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2567
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

การประเมินปริมาณรังสีของเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสี
ในรังสีศัลยกรรมและรังสีร่วมพิกัด



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2567
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

วิทยานิพนธ์ เรื่อง “การประเมินปริมาณรังสีของเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสีใน
รังสีศัลยกรรมและรังสีร่วมพิกัด”

ของ ธนัช บัวจำรัส

ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณภา นบนอบ)

.....ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ)

.....กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ดร.สรจรัส อุณหศิริ)

.....กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(รองศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อุ่ดี)

อนุมัติ

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.กรองกาญจน์ ชูทิพย์)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อเรื่อง	การประเมินปริมาณรังสีของเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสี ในรังสีศัลยกรรมและรังสีร่วมพิกัด
ผู้วิจัย	ธนัช บัวจำรัส
ประธานที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ
กรรมการที่ปรึกษา	ดร.สรจรัส อุณหศิริ
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. ฟิสิกส์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2567
คำสำคัญ	การจับคู่ลำรังสี, การฉายรังสีศัลยกรรม, การฉายรังสีร่วมพิกัด, อุปกรณ์รับ ภาพอิเล็กทรอนิกส์, การประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วย

บทคัดย่อ

การจับคู่ลำรังสีระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค คือกระบวนการปรับตั้งคุณลักษณะของลำรังสีจากเครื่องฉายรังสีให้มีลักษณะใกล้เคียงกันมากที่สุด เพื่อให้สามารถสลับการรักษาผู้ป่วยระหว่างเครื่องได้โดยไม่จำเป็นต้องวางแผนการรักษาใหม่ การตรวจสอบความสอดคล้องของลำรังสีก่อนนำไปใช้จริงในทางคลินิกจึงเป็นสิ่งจำเป็น โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเทคนิคการฉายรังสีศัลยกรรม และการฉายรังสีร่วมพิกัด ซึ่งมีความซับซ้อนสูงและต้องการความถูกต้องและแม่นยำของปริมาณรังสีสูง งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินความสอดคล้องของพารามิเตอร์ทางปริมาณรังสี และการประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วยระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค 2 เครื่องที่ผ่านการจับคู่ลำรังสีแล้ว โดยใช้ลำรังสีเอกซ์พลังงาน 6 เมกะโวลต์แบบไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ ในการฉายรังสีศัลยกรรมและการฉายรังสีร่วมพิกัด ทำการเปรียบเทียบพารามิเตอร์ทางฟิสิกส์ ได้แก่ ค่า TPR_{20,10}, เปอร์เซ็นต์ปริมาณรังสีตามความลึก, ปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามแนวระนาบ, ปัจจัยเอาต์พุต และพารามิเตอร์ของมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ เพื่อประเมินความสอดคล้องของลำรังสีระหว่างเครื่อง จากนั้นได้ทำการประเมินการประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วย ด้วยแผนการรักษาจำนวน 49 แผนที่ใช้เทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร สำหรับการรักษาแบบรังสีศัลยกรรม และการฉายรังสีร่วมพิกัด โดยเปรียบเทียบค่าการผ่านเกณฑ์ของการวิเคราะห์แกมมา (gamma passing rate) ที่ระดับเกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร, 2%/1 มิลลิเมตร และ 1%/1 มิลลิเมตร ระหว่างเครื่องทั้งสอง ผลการศึกษาพบว่า พารามิเตอร์ด้านปริมาณรังสีมีความแตกต่างอยู่ภายในขอบเขตที่ยอมรับได้ทางคลินิกและเมื่อเทียบกับงานวิจัยก่อนหน้าสะท้อนถึงความสอดคล้องกันของลำรังสี ทั้งนี้ ค่าเฉลี่ยของอัตราการผ่านเกณฑ์ของแกมมาในระดับ 3%/2 มิลลิเมตร มีค่าสูงกว่า 98% และมากกว่า 90% สำหรับระดับ 2%/1 มิลลิเมตร และ 1%/1 มิลลิเมตร โดยไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P-value > 0.05) โดยสรุป เครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองที่ผ่านการจับคู่ลำรังสีสามารถให้ผลลัพธ์ที่สอดคล้องกันทั้งในด้านพารามิเตอร์ทางปริมาณรังสี

และการประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วย สนับสนุนความเป็นไปได้ในการสลับเครื่องฉายรังสี โดยไม่จำเป็นต้องวางแผนการรักษาใหม่ โดยเฉพาะในการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีศัลยกรรม และการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์



Title	DOSIMETRIC EVALUATION OF BEAM-MATCHED LINEAR ACCELERATOR IN STEREOTACTIC RADIOSURGERY AND STEREOTACTIC RADIOTHERAPY (SRS/SRT)
Author	Thanuch Boujamrat
Advisor	Assistant Professor Sumalee Yabsantia, Ph.D.
Co-Advisor	Sornjarod Oonsiri, Ph.D.
Academic Paper	M.S. Thesis in Medical Physics, Naresuan University, 2024
Keywords	Beam-matching, Stereotactic Radiosurgery, Stereotactic Radiotherapy, Portal dosimetry, Patient-specific quality assurance

ABSTRACT

Beam matching between linear accelerators (LINACs) refers to the process of adjusting beam characteristics across different LINACs to achieve maximal similarity, allowing patients to be treated on either machine without replanning. Verifying the beam consistency prior to clinical application is essential, especially for high-complexity techniques such as stereotactic radiosurgery (SRS) and stereotactic radiotherapy (SRT), which demand high accuracy and precision in dose delivery. This study aimed to evaluate the consistency of dosimetric parameters and patient-specific quality assurance (PSQA) between two beam-matched LINACs using 6 MV flattening filter-free (FFF) photon beams for SRS and SRT. Dosimetric comparisons included tissue phantom ratio ($TPR_{20,10}$), percentage depth dose (PDD), beam profiles, output factors, and MLC parameters to assess beam equivalence. A total of 49 SRS and SRT treatment plans were generated using volumetric modulated arc therapy (VMAT) technique and evaluated on both machines. Patient-specific QA was assessed using gamma analysis with criteria of 3%/2 mm, 2%/1 mm, and 1%/1 mm. The results showed that all dosimetric differences remained within clinically acceptable limits and were consistent with previous studies, reflecting the reproducibility of beam characteristics. The average gamma passing rates were above 98% for the 3%/2 mm criterion and greater than 90% for the 2%/1 mm and 1%/1 mm criteria, with no statistically significant differences

(P-value > 0.05). In conclusion, the two beam-matched LINACs demonstrated consistent performance across all evaluated dosimetric parameters and patient-specific QA. These findings support the feasibility of interchanging treatment delivery between LINACs without replanning for SRS and SRT treatment.



กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และดร.สรจรัส อุณหศิริ กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ที่ได้สละเวลาอันมีค่าให้การสนับสนุนและคำแนะนำตลอดระยะเวลาในการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ และขอกราบขอบพระคุณ คณะกรรมการวิทยานิพนธ์อันประกอบไปด้วย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณภา นบนอบ และรองศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อุ่ดี กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์ด้วยความเอาใจใส่ จนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทยที่เอื้อเฟื้อสถานที่ และเครื่องมือสำหรับวัดปริมาณรังสีในการศึกษาคุณลักษณะของเครื่องเร่งอนุภาค และขอขอบพระคุณนางสาวณัฐฐา ปลั่งเปล่ง และนักฟิสิกส์การแพทย์โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทยทุกท่านที่สละเวลาอันมีค่าในการให้คำแนะนำในการเก็บข้อมูล และขอขอบคุณผู้มีส่วนเกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์นี้ทุกท่านที่ช่วยเหลือด้วยดีอย่างเต็มกำลังเหนือสิ่งอื่นใดขอกราบขอบพระคุณบิดาของผู้วิจัยที่ให้กำลังใจและสนับสนุนทุกด้านตลอดมา

คุณค่าและคุณประโยชน์อันพึงจะมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ ผู้วิจัยขอมอบและอุทิศแด่ผู้มีพระคุณทุก ๆ ท่าน ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าจะเป็นประโยชน์ต่อไปในอนาคต

ธันช บัวจรัส

สารบัญ

บทคัดย่อ	ค
ABSTRACT	จ
กิตติกรรมประกาศ	ช
สารบัญ	ซ
สารบัญตาราง.....	ฅ
สารบัญภาพ.....	ฉ
สัญลักษณ์และคำย่อ.....	ช
บทที่ 1 บทนำ	1
1.1 ความเป็นมาของปัญหา	1
1.2 จุดมุ่งหมายของการศึกษา	3
1.3 ขอบเขตของงานวิจัย	3
บทที่ 2 ทบทวนวรรณกรรม.....	4
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	4
2.1.1 การฉายรังสีศัลยกรรมร่วมฟิสิกส์และการฉายรังสีรังสีร่วมฟิสิกส์.....	4
2.1.2 เทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร	5
2.1.3 การฉายรังสีแบบไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (Flattening filter free: FFF)	5
2.1.4 การจับคู่ลำรังสี (Beam Matching).....	6
2.1.5 Patient-specific quality assurance (PSQA).....	7
2.1.6 Electronics Portal Imaging Device	8
2.1.7 การวิเคราะห์ค่าแกมมา (Gamma analysis).....	9
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	11
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	15
3.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง	15
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	16
3.2.1 เครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam จำนวน 2 เครื่อง	16

3.2.2 ชุดอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี.....	16
3.2.3. อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์.....	19
3.2.4 ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Eclipse รุ่น 16.1 บริษัท Varian.....	20
3.3 การดำเนินการวิจัย.....	21
3.3.1 การเปรียบเทียบคุณลักษณะทางรังสี (Dosimetric characteristics).....	21
3.3.2 การประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย (Patient specific quality assurance)	28
3.4 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ.....	29
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	30
4.1 การเปรียบเทียบคุณลักษณะทางรังสี (Dosimetric characteristics).....	30
4.1.1 Tissue–phantom ratio ที่ความลึก 20 และ 10 เซนติเมตร (TPR _{20,10})	30
4.1.2 ปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามแนวลึก (Depth dose curve).....	30
4.1.3 ปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามแนวระนาบ (Beam profile)	34
4.1.4 ฟิลล์เอาต์พุตแฟคเตอร์ (Field output factor).....	39
4.1.5 MLC parameters	40
4.2 การประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย (Patient specific quality assurance).....	41
บทที่ 5 อภิปรายผล.....	44
บทที่ 6 บทสรุป.....	48
เอกสารอ้างอิง	49
ภาคผนวก ก.....	53
ภาคผนวก ข.....	55
ภาคผนวก ค.....	56
ภาคผนวก ง	67
ประวัติผู้วิจัย.....	71

สารบัญตาราง

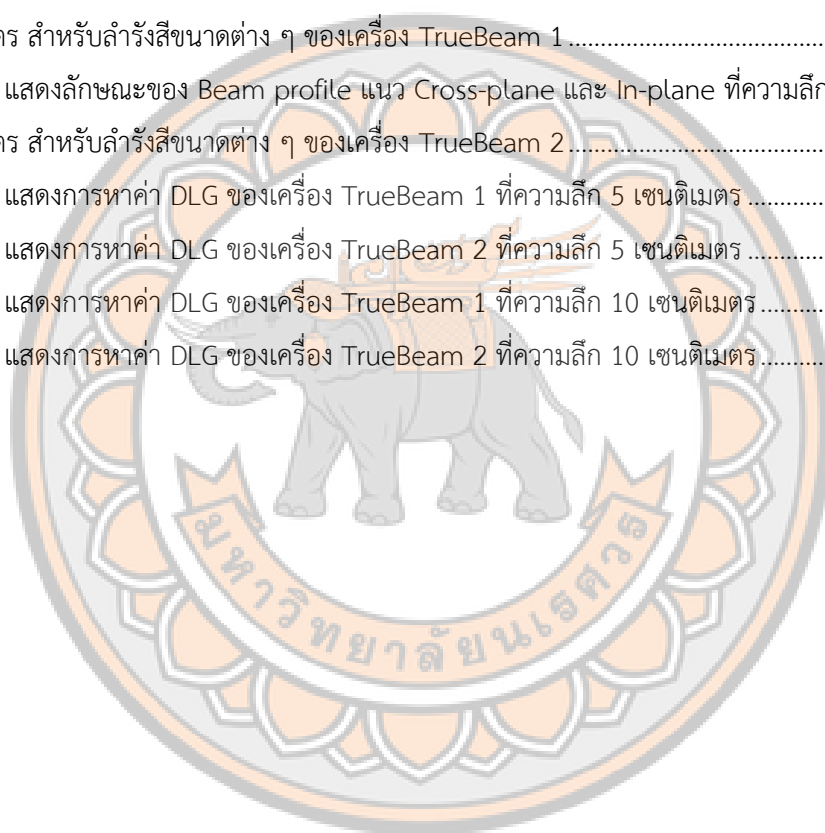
ตาราง 1 แสดงการเปรียบเทียบลักษณะทั่วไปของการฉายรังสี 3D-CRT/IMRT และ SBRT (21).....	4
ตาราง 2 แสดงเกณฑ์ PDD ₁₀ ของเครื่องเร่งอนุภาคเปรียบเทียบกับข้อมูลข้อมูลอ้างอิง (ข้อมูลจากคู่มือ ของบริษัท Varian).....	7
ตาราง 3 แสดงหัววัดรังสีที่ใช้สำหรับการตรวจสอบ Beam Matching ของเครื่องเร่งอนุภาค ในการตรวจสอบในแต่ละค่าพารามิเตอร์.....	18
ตาราง 4 เกณฑ์กำหนดของเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสีในการวัดปริมาณรังสี.....	27
ตาราง 5 แสดงค่าการเปรียบเทียบ TPR _{20,10} ที่พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง.....	30
ตาราง 6 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Percentage depth dose ที่ความลึก 10 เซนติเมตร(PDD ₁₀) ที่พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง.....	32
ตาราง 7 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Percentage depth dose ที่ความลึก 20 เซนติเมตร (PDD ₂₀) ที่พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง.....	33
ตาราง 8 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Depth of dose maximum (d _{max}) ที่พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง.....	34
ตาราง 9 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Flatness พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Cross-plane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร.....	36
ตาราง 10 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Flatness พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Inplane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร.....	36
ตาราง 11 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Symmetry พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Cross-plane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร.....	37
ตาราง 12 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Symmetry พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Inplane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร.....	37
ตาราง 13 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Penumbra พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Cross-plane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร.....	38
ตาราง 14 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Penumbra พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Inplane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร.....	38
ตาราง 15 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Field output factor พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง.....	39
ตาราง 16 แสดงค่าการเปรียบเทียบ MLC transmission factor ที่พลังงาน 6 MV FFF ความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง.....	40
ตาราง 17 แสดงค่าการเปรียบเทียบ DLG ที่พลังงาน 6 MV FFF ความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง.....	41

ตาราง 18 แสดงค่าเฉลี่ยของผลการผ่านเกณฑ์แกมมาและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean ± SD) สำหรับ TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ในเกณฑ์ต่างๆ.....	43
ตาราง 19 ค่าพารามิเตอร์จากการทดสอบ MPC ของเครื่อง TrueBeam 1 และ TrueBeam 2.....	53
ตาราง 20 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า TPR _{20,10} ของเครื่อง TrueBeam 1.....	56
ตาราง 21 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า TPR _{20,10} ของเครื่อง TrueBeam 2.....	56
ตาราง 22 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า Output factor ของเครื่อง TrueBeam 1.....	59
ตาราง 23 แสดงการคำนวณค่า Field output correction factor และ Field output factor ของเครื่อง TrueBeam 1.....	59
ตาราง 24 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า Output factor ของเครื่อง TrueBeam 2.....	59
ตาราง 25 แสดงการคำนวณค่า Field output correction factor และ Field output factor ของเครื่อง TrueBeam 2.....	60
ตาราง 26 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า MLC transmission factor ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร.....	60
ตาราง 27 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร.....	61
ตาราง 28 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า MLC transmission factor ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร.....	62
ตาราง 29 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร.....	62
ตาราง 30 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า MLC transmission factor ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร.....	63
ตาราง 31 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร.....	64
ตาราง 32 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า MLC transmission factor ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร.....	65
ตาราง 33 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร.....	65
ตาราง 34 แสดงข้อมูลการวางแผนการรักษาด้วยรังสีรักษาด้วยเทคนิค SRS และ SRT ในผู้ป่วย.....	67
ตาราง 35 แสดงการเปรียบเทียบค่า Gamma passing rate ที่เกณฑ์ต่าง ๆ ระหว่างเครื่องฉายรังสี TrueBeam 1 และ TrueBeam 2.....	69

สารบัญภาพ

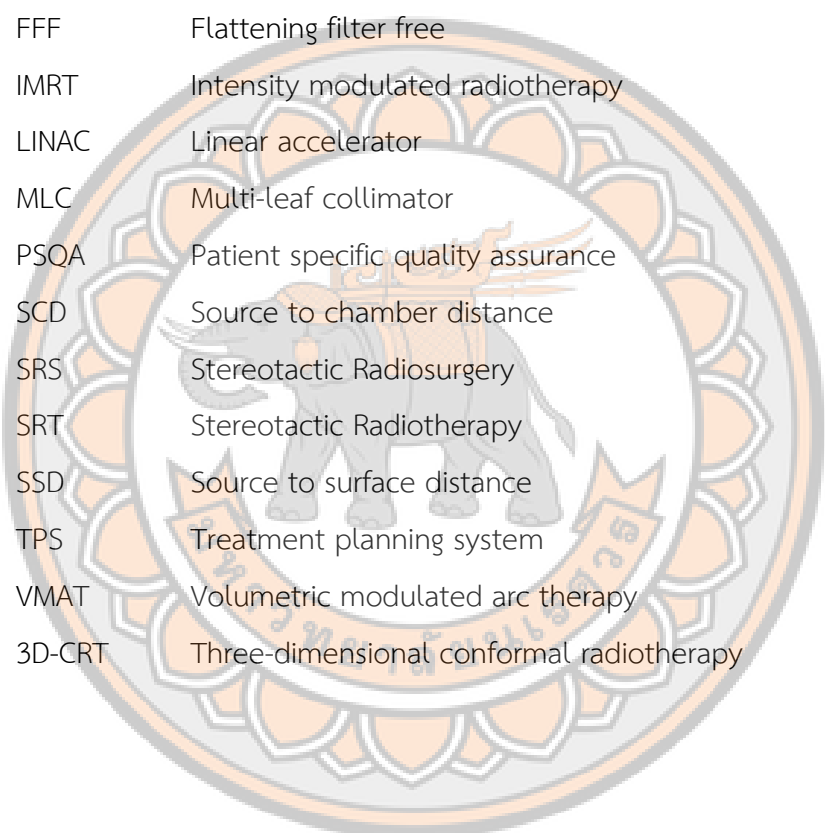
ภาพ 1 แสดงการฉายรังสีและกราฟโปรไฟล์ของลำรังสีที่ใช้และไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (ดัดแปลงจาก (27)).6	
ภาพ 2 แสดงแผนผังของเทคนิค Patient specific QA (PSQA) ที่ใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (EPID) ต่างๆ (ดัดแปลงจาก (12)).....	9
ภาพ 3 แสดงการประเมินปริมาณรังสีโดยใช้ค่าดัชนีเกมมาระหว่างปริมาณรังสีอ้างอิงและปริมาณรังสีที่วัดได้ โดยระยะทางในการประเมินอยู่ในรูปทรงรี (ดัดแปลงจาก (30)).....	11
ภาพ 4 แสดงเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam 2 เครื่อง.....	16
ภาพ 5 แสดงหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ยี่ห้อ IBA รุ่น CC04.....	17
ภาพ 6 แสดงหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ยี่ห้อ IBA รุ่น FC65-G.....	17
ภาพ 7 แสดง Electrometer ยี่ห้อ IBA รุ่น DOSE 1.....	18
ภาพ 8 แสดง SMARTSCAN™ scanning phantom system.....	19
ภาพ 9 แสดงอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ Varian aS1200 รุ่น TrueBeam.....	20
ภาพ 10 แสดงระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Eclipse รุ่น 16.1 บริษัท Varian.....	20
ภาพ 11 แสดงตำแหน่งของซี่ก้างรังสีสำหรับการวัด leaf transmission factor โดยภาพ ก แสดงการวัด ปริมาณรังสีที่ MLC มีการปิดของ Bank A และภาพ ข แสดงการวัดปริมาณรังสีที่ MLC มีการปิดของ Bank B (ดัดแปลงจาก (39)).....	25
ภาพ 12 ตัวอย่างแสดงการหาค่า Dosimetric leaf gap (DLG).....	26
ภาพ 13 แสดงขั้นตอนการประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย ด้วย Portal dosimetry.....	28
ภาพ 14 แสดงการเปรียบเทียบกราฟ Percentage Depth Dose (PDD ₁₀) ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size 2 × 2 cm ²	31
ภาพ 15 แสดงการเปรียบเทียบกราฟ Percentage Depth Dose (PDD ₂₀) ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size 10 × 10 cm ²	31
ภาพ 16 การเปรียบเทียบตำแหน่ง D _{max} จากกราฟ Percentage Depth Dose (PDD) ระหว่างเครื่องเร่ง อนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size 10 × 10 cm ²	33
ภาพ 17 การเปรียบเทียบลักษณะโปรไฟล์ลำรังสี (Beam Profile) ในแนว Cross-plane ระหว่างเครื่องเร่ง อนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size 2 × 2 cm ²	34
ภาพ 18 การเปรียบเทียบลักษณะโปรไฟล์ลำรังสี (Beam Profile) ในแนว In-plane ระหว่างเครื่องเร่ง อนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size 10 × 10 cm ²	35
ภาพ 19 แสดงความสัมพันธ์ของ Field Output Factor กับขนาดลำรังสีของเครื่อง TrueBeam 1 และ TrueBeam 2.....	39
ภาพ 20 แสดงผลการประเมิน Patient-Specific QA ด้วยระบบ Portal Dosimetry ภายใต้เกณฑ์ต่าง ๆ จากเครื่อง TrueBeam.....	41

ภาพ 21 แสดงการกระจาย Gamma passing rate ของการรักษาแบบ SRS/SRT บนเครื่อง LINAC ที่จับคู่ลำแสง 2 เครื่องและเกณฑ์ที่แตกต่างกัน	42
ภาพ 22 แสดงการสอบเทียบ Dark field และ Flood field ของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์	55
ภาพ 23 แสดงการกระจาย Depth dose curve ของเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 สำหรับลำรังสีขนาดต่าง ๆ	57
ภาพ 24 แสดงการกระจาย Depth dose curve ของเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 2 สำหรับลำรังสีขนาดต่าง ๆ	57
ภาพ 25 แสดงลักษณะของ Beam profile แนว Cross-plane และ In-plane ที่ความลึก 1.5 และ 10 เซนติเมตร สำหรับลำรังสีขนาดต่าง ๆ ของเครื่อง TrueBeam 1	58
ภาพ 26 แสดงลักษณะของ Beam profile แนว Cross-plane และ In-plane ที่ความลึก 1.5 และ 10 เซนติเมตร สำหรับลำรังสีขนาดต่าง ๆ ของเครื่อง TrueBeam 2	58
ภาพ 27 แสดงการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร	61
ภาพ 28 แสดงการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร	63
ภาพ 29 แสดงการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร	64
ภาพ 30 แสดงการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร	66



สัญลักษณ์และคำย่อ

DLG	Dosimetric leaf gap
d_{\max}	Depth of dose maximum
DTA	Distance to agreement
EPID	Electronic portal imaging device
FF	Flattening filter
FFF	Flattening filter free
IMRT	Intensity modulated radiotherapy
LINAC	Linear accelerator
MLC	Multi-leaf collimator
PSQA	Patient specific quality assurance
SCD	Source to chamber distance
SRS	Stereotactic Radiosurgery
SRT	Stereotactic Radiotherapy
SSD	Source to surface distance
TPS	Treatment planning system
VMAT	Volumetric modulated arc therapy
3D-CRT	Three-dimensional conformal radiotherapy



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาของปัญหา

รังสี ศัลยกรรม (Stereotactic Radiosurgery; SRS) และรังสีร่วมพิกัด (Stereotactic Radiotherapy; SRT) เป็นเทคนิคการฉายรังสีที่มีความแม่นยำสูง โดยปรับลำรังสีให้มีขนาดเล็กและเข้าจากหลายทิศทางเพื่อมุ่งเป้าไปยังตำแหน่งที่ต้องการอย่างเฉพาะเจาะจง เหมาะสำหรับการรักษาเนื้องอกขนาดเล็กหรือกรณีที่ไม่สามารถรักษาด้วยวิธีอื่นได้ โดย SRS จะให้ปริมาณรังสีสูงครั้งเดียวในช่วง 12–25 เกรย์ (Gray; Gy) ขณะที่ SRT ใช้เทคนิคเดียวกันแต่แบ่งการฉายออกเป็น 2–5 ครั้ง ปริมาณรังสีรวมอยู่ในช่วง 10–50 Gy เพื่อลดผลข้างเคียงต่อเนื้อเยื่อปกติ ทั้ง SRS และ SRT สามารถใช้ร่วมกับเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity modulated radiotherapy; IMRT) และเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร (Volumetric modulated arc therapy; VMAT) โดยเฉพาะ VMAT ซึ่งเป็นการฉายรังสีแบบหมุนรอบตัวผู้ป่วยโดยใช้วัสดุกำบังรังสีแบบซี่ (Multileaf collimator; MLC) ในการปรับความเข้มของลำรังสีอย่างต่อเนื่อง พร้อมทั้งสามารถปรับอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) และความเร็วการหมุนของแกนทรี (Gantry speed) ได้แบบไดนามิก ส่งผลให้การกระจายรังสีแม่นยำขึ้น ใช้เวลาฉายลดลง และเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษา (1)

การจับคู่ลำรังสี (Beam matching) คือ กระบวนการปรับตั้งคุณลักษณะของลำรังสีจากเครื่องฉายรังสีให้มีลักษณะใกล้เคียงกันมากที่สุด เพื่อให้สามารถสลับการรักษาผู้ป่วยระหว่างเครื่องได้โดยไม่ต้องวางแผนการรักษาใหม่ ดังนั้น จึงสามารถใช้ข้อมูลของระบบวางแผนการรักษา (Treatment planning system; TPS) ร่วมกันได้ การจับคู่ลำรังสีในเครื่องเร่งอนุภาคมีความสำคัญ ซึ่งเป็นประโยชน์อย่างยิ่งในกรณีที่เครื่องเร่งอนุภาคเครื่องหนึ่งชำรุดหรือมีจำนวนผู้ป่วยรอรับการรักษามากเกินไป เพื่อให้การจับคู่ลำรังสีเป็นไปได้ คุณลักษณะทางปริมาณรังสีของเครื่องเร่งอนุภาคต้องมีความสอดคล้องกันในพารามิเตอร์สำคัญ เช่น ความลึกที่ปริมาณรังสีสูงสุด (Depth of dose maximum; d_{max}), ร้อยละปริมาณรังสีตามความลึก ที่ความลึก 10 เซนติเมตร (Percentage depth dose at depth 10 cm; PDD_{10}), ปริมาณรังสีสัมพันธ์ตามแนวระนาบ (Beam profile) และปัจจัยเอาต์พุต (Output factor) ที่ d_{max} (2-4) เพื่อให้มั่นใจว่าการฉายรังสีจากแต่ละเครื่องมีความสอดคล้องกัน และสามารถใช้แทนกันได้โดยไม่มีผลกระทบต่อการรักษาของผู้ป่วย

การประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วย (Patient-specific quality assurance; PSQA) มีความสำคัญอย่างยิ่งสำหรับเทคนิคการฉายรังสีที่มีความซับซ้อนสูง เช่น SRS และ SRT โดยเฉพาะเมื่อใช้เทคนิค VMAT ซึ่งมีการปรับเปลี่ยนลำรังสีแบบไดนามิกผ่านการเคลื่อนที่ของ

Multileaf collimator (MLC) และการหมุนของ Gantry อย่างต่อเนื่อง (1) เพื่อให้มั่นใจว่าแผนการรักษาถูกต้องและแม่นยำ งานวิจัยที่ผ่านมาได้ใช้ PSQA เป็นเครื่องมือในการประเมินความสอดคล้องของลำรังสีระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสี (Beam-matched LINACs) (5-9) ซึ่งช่วยยืนยันความเหมาะสมของการใช้แผนการรักษาร่วมกันระหว่างเครื่อง โดยเฉพาะในเทคนิคที่ต้องการความแม่นยำสูง เช่น SRS และ SRT (5, 10, 11) ปัจจุบัน (Electronic Portal Imaging Device; EPID) ได้รับความนิยมในการทำ PSQA สำหรับเทคนิคการฉายรังสีขั้นสูง เนื่องจากเป็นอุปกรณ์ที่ติดตั้งมากับเครื่องเร่งอนุภาคจึงใช้งานสะดวก และลดขั้นตอนการเตรียมอุปกรณ์เมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคที่ใช้หุ่นจำลอง (Phantom-based) โดย EPID สามารถแปลงภาพรังสีฟอโต้ทาลเป็นค่าการกระจายของปริมาณรังสี (Dose distribution) ซึ่งสามารถเปรียบเทียบกับแผนการรักษาที่ได้จากระบบวางแผนการรักษา เพื่อประเมินความสอดคล้องของลำรังสีระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคแต่ละเครื่อง (12) โดยในปี ค.ศ. 2021 Thongsawad S และคณะ พบว่า EPID มีอัตราการผ่านเกณฑ์การประเมินด้วยอัตราการผ่านแกมมา (Gamma passing rate) มีค่ามากกว่า 98% สำหรับเกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร และมากกว่า 95% สำหรับเกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ซึ่งแสดงให้เห็นถึงศักยภาพของ EPID ในการใช้เป็นเครื่องมือในการทำ PSQA สำหรับเทคนิค SRS และ SRT ในทางคลินิกได้อย่างมีประสิทธิภาพ (13)

จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมา พบว่ามีการศึกษาจำนวนหนึ่งที่ได้ทำการประเมินลักษณะทางปริมาณรังสีระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคที่ผ่านการจับคู่ลำรังสี ซึ่งส่วนใหญ่มักศึกษาบนเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Elekta และพลังงานแบบที่มีตัวกรองปรับเรียบ (Flattened filter; FF) (10, 14, 15) โดยการศึกษาที่ประเมินเครื่อง Varian TrueBeam ที่ใช้พลังงาน 6 MV แบบไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (Flattening filter free; FFF) (6) ยังมีจำนวนค่อนข้างจำกัด สำหรับการประเมินด้าน Patient-specific QA พบว่าแม้จะมีการศึกษาเปรียบเทียบค่า gamma passing rate ระหว่างเครื่อง beam-matched LINACs แต่ยังไม่มีการศึกษาที่ระบุชัดเจนว่าใช้แผนการรักษาประเภท SRS หรือ SRT โดยเฉพาะ อีกทั้งยังไม่พบการทดสอบที่ใช้เกณฑ์การประเมินที่เข้มงวดที่สุดที่ระดับ 1%/1 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นเกณฑ์ที่เหมาะสมกับแผนการรักษาที่มีความซับซ้อนสูง เช่น SRS และ SRT

จากที่กล่าวมาสะท้อนให้เห็นถึงช่องว่างขององค์ความรู้ที่ยังไม่มีการศึกษาอย่างครอบคลุมในด้านความสอดคล้องของ Beam-matched LINACs สำหรับเทคนิค SRS และ SRT โดยเฉพาะในกรณีที่ใช้พลังงาน 6 เมกะโวลต์แบบไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (6 MV-FFF)

1.2 จุดมุ่งหมายของการศึกษา

1. เพื่อประเมินคุณลักษณะของปริมาณรังสี (Dosimetric characteristics) ของเครื่องเร่งอนุภาคที่มี Beam matching ยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam 2 เครื่อง สำหรับพลังงาน 6 MV-FFF
2. เพื่อเปรียบเทียบผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วยของเครื่องเร่งอนุภาคแบบ Beam matching ในแผนการรักษา SRS และ SRT โดยใช้เทคนิค VMAT สำหรับพลังงาน 6 MV-FFF

1.3 ขอบเขตของงานวิจัย

งานวิจัยนี้เปรียบเทียบเครื่องเร่งอนุภาคที่มี Beam-matching ในรังสีศัลยกรรม และรังสีร่วมพิภัก โดยทำการศึกษาในเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam จำนวน 2 เครื่อง (หมายเลขเครื่อง 5348 และ 6462) ของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ที่พลังงาน 6 MV FFF โดยจะแบ่งการวิเคราะห์ออกเป็น 2 ส่วน ได้แก่ 1) การวิเคราะห์คุณลักษณะเชิงปริมาณรังสี (Dosimetric characteristics) ซึ่งประกอบไปด้วย $TPR_{20,10}$, Depth dose, Beam profile, Output factor และ MLC parameter โดยใช้หัววัดรังสี IBA CC04 และ IBA FC65-G วัดใน SMARTSCAN™ scanning phantom ที่ขนาดลำรังสี 2×2 ถึง 10×10 ตารางเซนติเมตร พร้อมประเมิน MLC leaf transmission factor และ Dosimetric leaf gap (DLG) และ 2) การประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย (Patient-specific QA) ในผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาด้วยเทคนิค SRS และ SRT ที่มีปริมาตรของเนื้องอกน้อยกว่าหรือเท่ากับ 20 ลูกบาศก์เซนติเมตร ด้วย Portal dosimetry โดยใช้ค่า Gamma criteria เท่ากับ 3%/ 2 มิลลิเมตร ที่ 10% dose threshold พร้อมเกณฑ์ที่มีความละเอียดมากขึ้น ได้แก่ 2%/1 มิลลิเมตร และ 1%/1 มิลลิเมตร นอกจากนี้ ยังทำการประเมินความสอดคล้องของลำรังสีระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่องด้วยการทดสอบทางสถิติโดยใช้ Paired sample t-test ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เพื่อยืนยันคุณภาพของการจับคู่ลำรังสีและประสิทธิภาพของแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ในการรักษาแบบ SRS และ SRT

บทที่ 2

ทบทวนวรรณกรรม

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 การฉายรังสีศัลยกรรมร่วมพิกัดและการฉายรังสีรังสีร่วมพิกัด

รังสีศัลยกรรม (Stereotactic radiosurgery; SRS) เป็นเทคนิคที่มีประสิทธิภาพในการฉายรังสีเนื้องอกในสมองที่มีปริมาตรขนาดเล็ก ซึ่งรังสีปริมาณสูงจะถูกฉายไปยังภายในกะโหลกศีรษะ (Intracranial) ในการรักษาครั้งเดียวโดยที่อวัยวะปกติข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด ในขณะที่การฉายรังสีรังสีร่วมพิกัด (Stereotactic radiotherapy; SRT) เป็นเทคนิคที่ให้ปริมาณรังสีสูงต่อครั้ง แต่แบ่งการฉายออกเป็น 2-5 ครั้ง มีขนาดของก้อนอยู่ในช่วง 0.1 ถึง 40 ลูกบาศก์เซนติเมตร ขึ้นอยู่กับแต่ละชนิดของรอยโรค เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาพร้อมลดผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติ (16-18)

การรักษาแบบ Hypofractionation คือ ให้จำนวนครั้งในการฉายรังสีน้อย ปริมาณรังสีต่อครั้งสูง ในขณะที่ลดผลข้างเคียงต่ออวัยวะข้างเคียงให้น้อยที่สุด มีการแนะนำว่า SRT เป็นเทคนิคที่มีแนวโน้มที่สามารถลดความเสี่ยงของผลข้างเคียงแบบ Radionecrosis และให้ผลการควบคุมเฉพาะที่ที่เทียบเท่ากับ SRS ที่ฉายครั้งเดียว ทั้งนี้การฉายรังสี 3 ครั้ง เป็นหนึ่งในแผนการฉายรังสีที่ช่วยย่นระยะเวลาสำหรับ SRT ของสมอง ตามแนวทางที่เผยแพร่โดย American society of radiation oncology (ASTRO) ซึ่งระบุว่า SRS อาจเป็นทางเลือกแรกในการรักษาการแพร่กระจายของมะเร็งสมองหลายจุด เพื่อเพิ่มอัตราการรอดชีวิตและคุณภาพชีวิตของผู้ป่วย (19, 20) โดยความแตกต่างระหว่างเทคนิคการรักษาด้วยรังสีแบบสามมิติ (Three dimensional conformal radiotherapy; 3D-CRT) หรือ IMRT กับ Stereotactic body radiotherapy (SBRT) แสดงในตาราง 1

ตาราง 1 แสดงการเปรียบเทียบลักษณะทั่วไปของการฉายรังสี 3D-CRT/IMRT และ SBRT (21)

Characteristic	3D-CRT/IMRT	SBRT
Dose / Fraction	1.8 – 3 Gy	6 – 30 Gy
No. of Fractions	10 – 30	1 – 5
Target definition	CTV / PTV gross disease + clinical extension: tumor may not have a sharp boundary	GTV / CTV / ITV / PTV well-defined tumors: GTV=CTV
Margin	Centimeters	Millimeters

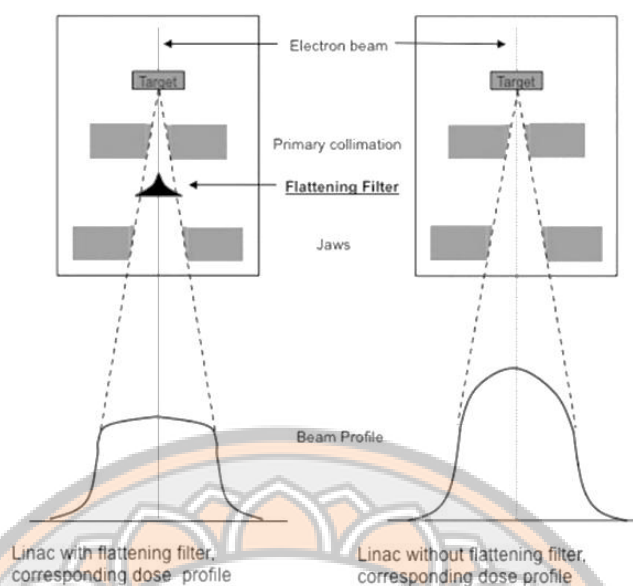
หมายเหตุ: Gy คือ เกรย์, No. คือ จำนวน, GTV คือ Gross tumor volume, CTV คือ Clinical target volume, ITV คือ Internal target volume และ PTV คือ Planning target volume

2.1.2 เทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร

เทคนิคการฉายแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร (Volumetric modulated arc therapy; VMAT) ใช้กันอย่างแพร่หลายในทางคลินิกเนื่องจากการกระจายปริมาณรังสีที่ดีขึ้นและประสิทธิภาพการรักษาที่สูงขึ้น (22) เมื่อเทียบกับเทคนิค 3D-CRT หรือ IMRT โดยเทคนิค VMAT ผสมผสานความเป็นอิสระในหลาย ๆ ด้านเข้าด้วยกัน เช่น พลังงานของลำรังสี การหมุนของเตียง ความเร็วในการหมุนของแกนทรี การเคลื่อนที่ของ MLC และการปรับอัตราปริมาณรังสี (23) ซึ่งเป็นเทคนิคการรักษาด้วยรังสีระยะไกลที่มีความซับซ้อนทั้งในขั้นตอนการวางแผนการรักษาและการฉายรังสี โดยเทคนิคนี้ช่วยให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนด และลดปริมาณรังสีที่อวัยวะเสี่ยงโดยรอบนั้นได้รับให้น้อยลง (24-26)

2.1.3 การฉายรังสีแบบไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (Flattening filter free: FFF)

การฉายรังสีแบบไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ เป็นการนำตัวกรองปรับเรียบออกจากพื้นที่ลำรังสีขณะที่ทำการฉายรังสี วิธีดังกล่าวช่วยให้อัตราปริมาณรังสีต่อเวลา (Dose rate) เพิ่มมากขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับ การฉายรังสีแบบมีตัวกรองปรับเรียบ ทำให้ลักษณะของ Beam profile มีค่าปริมาณรังสีสูงบริเวณตรงกลางของลำรังสี ดังภาพ 1 เนื่องจากไม่ได้ถูกปรับให้เรียบเหมือนการใช้ตัวกรองปรับเรียบ โดยเทคนิคดังกล่าวเหมาะกับการฉายที่ใช้พื้นที่ลำรังสีขนาดเล็กและใช้อัตราการให้ปริมาณรังสีต่อเวลาสูง ซึ่งช่วยลด Head scatter, Out-of-field dose, การปนเปื้อนอิเล็กทรอนิกส์ตกค้าง และให้การรักษาด้วยอัตราปริมาณรังสีที่สูงขึ้นถึง 2.33 เท่า สำหรับ 6 MV-FFF และ 4 เท่าสำหรับพลังงาน 10 MV-FFF เมื่อเปรียบเทียบกับ การฉายรังสีแบบมีตัวกรองปรับเรียบแบบดั้งเดิม เนื่องจากเวลาในการรักษาที่ลดลง VMAT ที่มีลำรังสี FFF จึงเป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับการฉายรังสี SRS และ SRT (27)



ภาพ 1 แสดงการฉายรังสีและกราฟโปรไฟล์ของลำรังสีที่ใช้และไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ
(ดัดแปลงจาก (27))

2.1.4 การจับคู่ลำรังสี (Beam Matching)

Beam matched หรือ Beam matching คือ กระบวนการปรับเทียบให้ลักษณะของลำรังสีจากเครื่องเร่งอนุภาคหลายเครื่องมีความคล้ายคลึงกัน เพื่อให้สามารถใช้งานแทนกันได้ในการรักษาผู้ป่วย โดยเฉพาะในศูนย์รังสีรักษาที่มีเครื่องเร่งอนุภาคหลายเครื่อง ซึ่งช่วยให้สามารถสลับใช้งานเครื่องได้โดยไม่ต้องปรับเปลี่ยนแผนการรักษาใหม่ ลดความคลาดเคลื่อนในการฉายรังสี และช่วยเพิ่มความยืดหยุ่นของระบบการรักษา

Beam matched LINAC คือ เครื่องเร่งอนุภาคเชิงเส้น (Linear accelerator: LINAC) ที่ได้รับการปรับเทียบให้ลักษณะของลำรังสีมีความใกล้เคียงกับเครื่องเร่งอนุภาคเครื่องอื่น ๆ ภายในศูนย์รังสีรักษา ผ่านกระบวนการที่เรียกว่า Beam matching ซึ่งช่วยให้สามารถใช้เครื่องแทนกันได้โดยไม่ต้องปรับแผนการรักษาใหม่

โดย Beam matching เกี่ยวข้องกับการกำหนด Beam model ในระบบวางแผนการรักษา (TPS) ที่เหมือนกันสำหรับเครื่องเร่งอนุภาคทุกเครื่องที่ถูกใช้สำหรับ Beam matching ทำให้สามารถคำนวณปริมาณรังสี และตรวจสอบการรักษาก่อนการใช้งานจริงได้ในเครื่องเร่งอนุภาคเครื่องใดก็ได้ที่มี Beam matching (6)

การวิจัยนี้มุ่งเน้นการประเมินความแม่นยำของการฉายรังสีรักษา ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคที่ได้รับการปรับเทียบลำรังสีให้สอดคล้องกัน หรือ Beam matching โดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับแผนการรักษา SRS และ SRT ทั้งนี้ มีการศึกษาที่ยืนยันความสอดคล้องและความสม่ำเสมอของค่าปริมาณรังสีที่วัดได้ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค (5) แนวทางดังกล่าวช่วยเพิ่มประสิทธิภาพและ

ความยืดหยุ่นในการรักษา ซึ่งเป็นประโยชน์ต่อทั้งบุคลากรทางการแพทย์และผู้ป่วย ช่วยให้สามารถดำเนินการฉายรังสีรักษาได้อย่างต่อเนื่อง โดยไม่จำเป็นต้องปรับเปลี่ยนแผนการรักษาใหม่ เมื่อมีการใช้เครื่องเร่งอนุภาคที่แตกต่างกันภายในระบบของบริษัทผู้ผลิตเดียวกัน

การทดสอบ Beam matching สำหรับประเมินเครื่องเร่งอนุภาค Varian ดำเนินการโดยการวัด Percentage depth dose (PDD) ภายใน water phantom เพื่อประเมินลักษณะของลำรังสีและความสอดคล้องกันระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค การวิเคราะห์ค่า Percentage depth dose ที่ความลึก 10 เซนติเมตร (PDD_{10}) ถือเป็นหนึ่งในการประเมิน โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้แตกต่างกันตามคุณลักษณะของเครื่องเร่งอนุภาค สำหรับเครื่องเร่งอนุภาค Varian รุ่น TrueBeam ที่ไม่มีฟังก์ชัน Beam matching ค่าความแตกต่างของ PDD_{10} จะต้องอยู่ในช่วง $\pm 1\%$ ในขณะที่เครื่องที่มีฟังก์ชัน Beam matching จะต้องมีความแตกต่างไม่เกิน $\pm 0.5\%$ ตามเกณฑ์ที่กำหนด ดังแสดงในตาราง 2

ตาราง 2 แสดงเกณฑ์ PDD_{10} ของเครื่องเร่งอนุภาคเปรียบเทียบกับข้อมูลข้อมูลอ้างอิง (ข้อมูลจากคู่มือ ของ บริษัท Varian)

พลังงานของโฟตอน	เกณฑ์กำหนดค่าความแตกต่างของ PDD_{10} (%)	
	ไม่มีฟังก์ชันของ Beam matching	มีฟังก์ชันของ Beam matching
6 MV, 10 MV, 6 MV-FFF และ 10 MV-FFF	± 1	± 0.5

2.1.5 Patient-specific quality assurance (PSQA)

การประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วย (Patient-specific quality assurance; PSQA) คือ กระบวนการตรวจสอบความถูกต้องของการส่งปริมาณรังสีตามแผนการรักษาของผู้ป่วยแต่ละราย ก่อนเริ่มการฉายรังสีจริง เพื่อให้มั่นใจว่า แผนการรักษาที่ออกแบบไว้ในระบบวางแผนการรักษา (Treatment Planning System; TPS) สามารถนำไปปฏิบัติได้จริงบนเครื่องฉายรังสี

ซึ่ง เป็นการตรวจสอบความถูกต้องระหว่างการฉายรังสีและระบบการวางแผนการรักษา (Treatment planning system; TPS) โดยมีวัตถุประสงค์หลัก คือ ยืนยันความถูกต้องของการถ่ายโอนข้อมูล รวมถึงตรวจสอบความคลาดเคลื่อนระหว่างการให้การรักษาและปริมาณรังสีที่วางแผนไว้ซึ่งควรอยู่ภายในเกณฑ์ที่กำหนด นอกจากนี้ ยังต้องประเมินความแม่นยำของการคำนวณปริมาณรังสีใน TPS มีวิธีการต่าง ๆ เพื่อทำการตรวจสอบและยืนยันความถูกต้องก่อนการรักษา เช่น การวัดโดยใช้

หุ่นจำลอง (Phantom) เป็นหลัก เช่น Delta4, ArcCHECK, OCTAVIOUS 4D, MatriXX การใช้ อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronics portal imaging devices; EPID) และ การใช้ Log file (28)

2.1.6 Electronics Portal Imaging Device

โดยปกติอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronics portal imaging device; EPID) ถูกใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการรักษา และลดความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นจากความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยหรือการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของผู้ป่วยและก้อนมะเร็ง นอกจากนี้ EPID ยังสามารถใช้ในการวัดปริมาณรังสี หรือที่เรียกว่า Portal dosimetry ซึ่งหลักการดังกล่าวได้รับการนำมาใช้ในกระบวนการประกันคุณภาพแผนการรักษา (Patient-specific quality assurance; PSQA) ด้วย ซึ่ง EPID มีข้อดี คือ EPID ติดตั้งอยู่ภายในระบบของเครื่องฉายรังสี ทำให้สามารถใช้งานได้สะดวก และลดระยะเวลาในการติดตั้งอุปกรณ์เมื่อเปรียบเทียบกับกรณีที่ต้องใช้ Phantom ใน Portal dosimetry อาศัยการแปลงค่าความเข้มของฟลูออเรสเซนซ์ (Intensity fluence) ที่ได้จากภาพหรือสัญญาณของ EPID ให้เป็นค่าปริมาณรังสีสำหรับกระบวนการ PSQA เกี่ยวข้องกับการส่งข้อมูลจากระบบวางแผนการรักษา ไปยัง EPID ของเครื่องเร่งอนุภาคแต่ละเครื่อง เพื่อประเมินความถูกต้องของการฉายรังสีตามที่วางแผนไว้ (12)

ในการประยุกต์ใช้ Portal dosimetry เมื่อแบ่งตามระยะเวลาทำการรักษาสามารถ แบ่งได้ 2 วิธีคือ

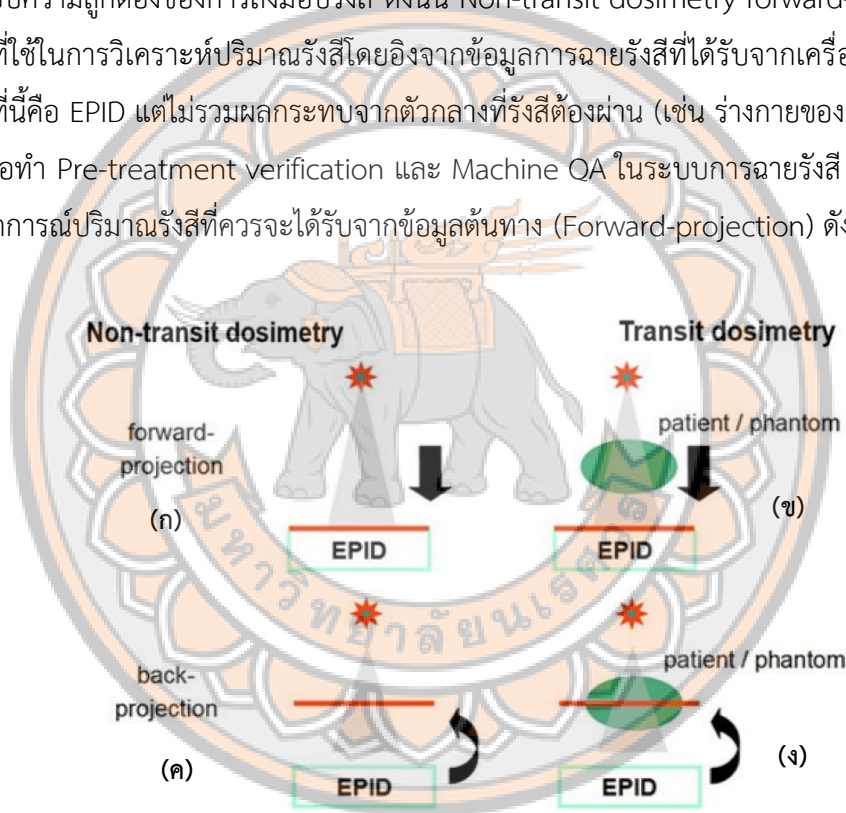
1) วัดปริมาณรังสีก่อนรักษา (Pre-treatment verification) ซึ่งเป็นการใช้ EPID สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษาจริง โดยการส่งแผนการรักษาจริงเข้าสู่เครื่องเร่งอนุภาค และเก็บข้อมูลปริมาณรังสีที่ได้เปรียบเทียบกับแผนการรักษา จากนั้นประเมินผลข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับปริมาณรังสีและการกระจายตัวของปริมาณรังสี เพื่อหาค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างกับปริมาณรังสีที่คาดไว้ (Predicted dose)

2) วัดปริมาณรังสีระหว่างการรักษา (Treatment verification) เป็นการเก็บข้อมูลของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับระหว่างการฉาย ซึ่งข้อมูลที่ได้จะเปรียบเทียบกับแผนการรักษา นอกจากนี้ วิธีวัดปริมาณรังสียังสามารถแบ่งตามตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสี และตำแหน่งลำรังสีที่ผ่านตัวกลางและที่ถูกต้องกลับรังสีไว้

สำหรับการวัดปริมาณรังสีโดยใช้ EPID มีรูปแบบต่าง ๆ ได้แก่ Non-transit dosimetry forward-projection, Non-transit dosimetry back-projection, Transit dosimetry forward-projection และ Transit dosimetry back-projection ดังภาพ 2 ซึ่งสำหรับการทำ Pre-treatment

verification ที่จะใช้งานในการวิจัยนี้จะเป็นแบบ Non-transit dosimetry forward-projection (ภาพ 2ก)

หลักการทำงานของ Non-transit dosimetry forward-projection คือ Non-transit dosimetry หมายถึง การวัดหรือคำนวณปริมาณรังสีโดยไม่มีการลดทอนของรังสีที่เกิดขึ้นระหว่างทาง เช่น การไม่ผ่านตัวกลาง หรือร่างกายของผู้ป่วย ส่วน Forward-projection คือ การประมาณค่าปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเป้าหมาย โดยอาศัยข้อมูลจากอุปกรณ์วัดรังสีต้นทาง ในที่นี้คือ EPID โดยข้อมูลที่ได้รับจะถูกนำมาเปรียบเทียบกับ Planned dose หรือ ค่าที่ได้จากระบบวางแผนการรักษา เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการส่งมอบรังสี ดังนั้น Non-transit dosimetry forward-projection คือ เทคนิคที่ใช้ในการวิเคราะห์ปริมาณรังสีโดยอิงจากข้อมูลการฉายรังสีที่ได้รับจากเครื่องมือวัดปริมาณรังสี ในที่นี้คือ EPID แต่ไม่รวมผลกระทบจากตัวกลางที่รังสีต้องผ่าน (เช่น ร่างกายของผู้ป่วย) เทคนิคนี้มักใช้เพื่อทำ Pre-treatment verification และ Machine QA ในระบบการฉายรังสี โดยการคำนวณหรือคาดการณ์ปริมาณรังสีที่ควรจะได้รับจากข้อมูลต้นทาง (Forward-projection) ดังภาพ 2ก



ภาพ 2 แสดงแผนผังของเทคนิค Patient specific QA (PSQA) ที่ใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (EPID) ต่างๆ (ดัดแปลงจาก (12))

2.1.7 การวิเคราะห์ค่าแกมมา (Gamma analysis)

เป็นการวิเคราะห์ที่นิยมใช้ในการเปรียบเทียบปริมาณรังสีของแผนการรักษาที่ได้จากการวัดจริงกับปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

Gamma analysis ถูกพัฒนาขึ้นโดย Low และคณะ เพื่อช่วยประเมินความถูกต้องของการกระจายตัวของปริมาณรังสี โดยใช้ สองพารามิเตอร์หลัก ได้แก่

1) ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสี หรือ Dose difference (DD) หมายถึง ค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่จุดใดจุดหนึ่งระหว่างค่าที่คำนวณจาก TPS และค่าที่วัดได้จริง และ

2) Distance-to-agreement (DTA) หมายถึง ระยะทางที่ใกล้ที่สุดซึ่งค่าปริมาณรังสีที่คำนวณจาก TPS และค่าที่วัดได้มีค่าเท่ากัน

ในการวิเคราะห์แบ่งการกระจายปริมาณรังสีออกเป็น 2 บริเวณ คือ บริเวณที่มีความแตกต่างของปริมาณรังสีต่ำ (Low-dose gradient region) และบริเวณที่มีความแตกต่างของปริมาณรังสีสูง (Steep dose gradient region) ใน Low-dose gradient region จะใช้การวิเคราะห์ด้วย Dose difference ส่วนใน Steep dose gradient region จะใช้ค่า DTA การใช้การเปรียบเทียบค่า Dose difference และ DTA ทั้งสองนี้ในการวิเคราะห์ร่วมกัน เรียกว่า ค่าดัชนีแกมมา (Gamma index) (29) สำหรับการวิเคราะห์ Gamma analysis ผลลัพธ์จะแสดงเป็นอัตราการผ่านแกมมา (Gamma passing rate) เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีของแผนการรักษาที่ได้จากการวัดจริงกับปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ โดย gamma index คำนวณ ดังสมการ 1

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad \dots\dots\dots(1)$$

เมื่อ Γ คือ ค่า Gamma index ที่เปรียบเทียบ ตำแหน่ง \vec{r}_e จากข้อมูลการวัดจริง กับ ตำแหน่ง \vec{r}_r จากข้อมูลที่ได้จากจุดอ้างอิง หรือ แผนการรักษา

Δd คือ เกณฑ์ระยะตำแหน่งที่ยอมรับได้ (DTA) เช่น 2 มิลลิเมตร หรือ 3 มิลลิเมตร

ΔD คือ เกณฑ์ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ยอมรับได้ (Dose difference criterion) เช่น 2% หรือ 3%

\vec{r}_r คือ ตำแหน่งของจุดอ้างอิง (Reference point) ในที่นี้คือ จากแผนการรักษา

\vec{r}_e คือ ตำแหน่งของจุดที่วัดค่า (Measured point)

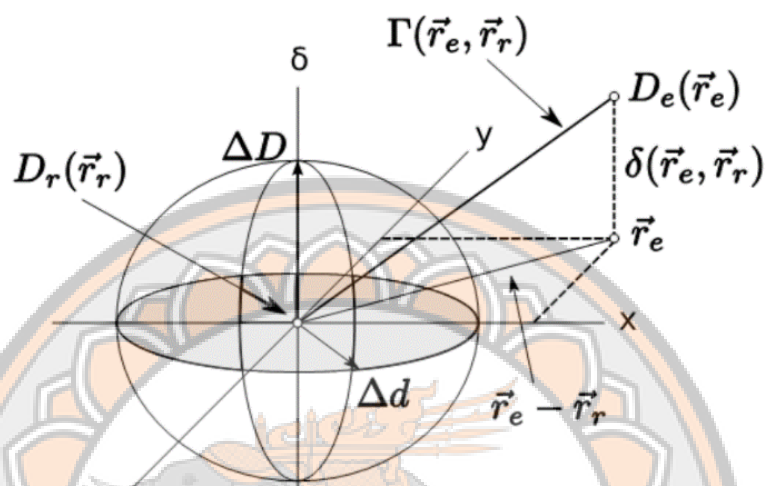
$r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ คือ ระยะทางในเชิงตำแหน่ง (spatial distance) ระหว่างจุดวัดกับจุดอ้างอิง

$\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$ คือ ความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างจุดวัดกับจุดอ้างอิง

ผลจากการคำนวณระหว่างความแตกต่างของปริมาณรังสี และระยะทางของตำแหน่งที่ต้องการทดสอบถูกคำนวณโดยได้ผลที่เรียกว่าค่าดัชนีแกมมา (Gamma index; Γ) การ

ประเมินใช้ทรงกลมหรือทรงรีเป็นรูปทรง 3 มิติ ดังภาพ 3 หากมีค่าระหว่าง 0 ถึง 1 บ่งชี้ว่าผลการเปรียบเทียบ “ผ่าน” หากมากกว่า 1 บ่งชี้ว่า “ไม่ผ่าน” ดังสมการ 2

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \forall \{\vec{r}_e\} \quad \dots\dots\dots(2)$$



ภาพ 3 แสดงการประเมินปริมาณรังสีโดยใช้ค่าดัชนีแกมมาระหว่างปริมาณรังสีอ้างอิงและปริมาณรังสีที่วัดได้โดยระยะทางในการประเมินอยู่ในรูปทรงรี (ดัดแปลงจาก (30))

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปี ค.ศ.2018 Krishnappan C และคณะ (31) ได้ทำการประเมินความแปรปรวนของปริมาณรังสีระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคที่ไม่จับคู่ลำรังสี (Non-beam-matched) ของยี่ห้อ Varian 6 เครื่องโดยใช้เทคนิคการรักษาที่แตกต่างกันสำหรับแผนการรักษาเดียวกัน ประกอบด้วย Clinac iX 2 เครื่อง, 600 C/D (Unique) 2 เครื่อง และ TrueBeam Tx 2 เครื่องที่โพتونพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ได้ดำเนินการทดสอบ Depth doses (PDDs), Beam profiles, Output factors, MLC transmission, และ Dosimetric leaf gap (DLG) และมีการทดสอบโดยการนำผู้ป่วย 60 รายแบ่งเป็นศีรษะและลำคอ (H&N) 30 ราย และอุ้งเชิงกราน (pelvic) 30 ราย นำมาสร้างแผนการรักษาโดยใช้เทคนิค 3D-CRT, IMRT และ VMAT ซึ่งถูกสร้างขึ้นจากเครื่อง Clinac iX เครื่องที่ 1 แล้วแผนการรักษาทั้งหมดถูกย้ายไปยังเครื่องที่เหลือโดยใช้ระบบการวางแผนการรักษา Eclipse โดยไม่มีการปรับเปลี่ยนใด ๆ ซึ่งความแปรผันของปริมาณรังสีระหว่างเครื่องทั้ง 6 เครื่อง สำหรับแต่ละปริมาตรเป้าหมาย (Target volume) และอวัยวะที่มีความเสี่ยง (Organ at risk) ได้รับการบันทึกและวิเคราะห์ โดยใน H&N ความแปรปรวนระหว่าง 6 เครื่อง สูงสุด สำหรับเทคนิคการรักษา 3D-CRT, IMRT และ VMAT 2.57%, 2.6% และ 2.6% ตามลำดับ ส่วนใน pelvic อยู่ที่ 2.2%, 1.95% และ 2.05% ตามลำดับ

โดยผลลัพธ์โดยรวมแสดงให้เห็นว่าการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีในขณะที่เปลี่ยนเครื่องฉายระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค 6 เครื่อง จากการประเมินในหุ่นจำลอง และในระดับของผู้ป่วย (Patient level) มีความแตกต่างอยู่ภายใน 2.8%

ปี ค.ศ.2019 Xu Z และคณะ (10) ทำการประเมินคุณภาพหรือความแม่นยำของเครื่องเร่งอนุภาคที่จับคู่ลำรังสีสำหรับผู้ป่วย การฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัว หรือการฉายรังสีร่วมพิกัดที่เปลี่ยนห้องในการฉายรังสีโดยใช้เทคนิค VMAT โดยไม่ต้องวางแผนการรักษาใหม่ จากเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสี ยี่ห้อ Elekta 3 เครื่อง แบ่งออกเป็นเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Elekta รุ่น Infinity, Synergy และ Versa อย่างละ 1 เครื่อง โดยพลังงานที่นำมาพิจารณาเป็นแบบมีตัวกรองรังสีที่โฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ โดยจะทำการวัดข้อมูลของลำรังสี เช่น PDD₁₀, Beam profiles, Output factors และ MLC transmission factor ในการวัดปริมาณรังสีสำหรับแผนการรักษาการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัวหรือการฉายรังสีร่วมพิกัดทางคลินิกใช้ 10 แผนการรักษาของปอดและ 15 แผนการรักษาของสมองถูกสร้างขึ้นโดยใช้เทคนิค VMAT ใน Pinnacle TPS ด้วยลำรังสี 6 เมกะโวลต์เหมือนกัน และปริมาณรังสีทั้งหมดถูกวัดโดยใช้ ArcCHECK™ และฟิล์ม GafChromic™ EBT3 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดถูกเปรียบเทียบกับปริมาณที่คำนวณได้ ผ่านการเปรียบเทียบด้วย Gamma analysis โดยใช้เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร และ 2%/2 มิลลิเมตร พบว่าความแตกต่างของ Output factors, Beam profile และ MLC transmission factor ของเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสีทั้งหมดอยู่ภายใน $\pm 1\%$ ยกเว้นความแตกต่างของ Output factors ที่ขนาดพื้นที่ลำรังสี 1 x 1 ตารางเซนติเมตร ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาครุ่น Infinity กับ Versa อยู่ที่ 1.3% และสำหรับทั้ง 25 แผนการรักษาอัตราการผ่านของปริมาณที่วัดได้ในเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 3 เครื่องสูงกว่า 90% เมื่อใช้เกณฑ์แกมมา 2%/2 มิลลิเมตร ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นถึงความพร้อมในการสลับห้องฉายรังสีสำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัว หรือการฉายรังสีร่วมพิกัดด้วย VMAT ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคที่ผ่านการจับคู่ลำรังสีแล้ว ซึ่งส่งผลให้สามารถปรับปรุงกระบวนการทำงานทางคลินิกได้อย่างมีประสิทธิภาพ และช่วยคงระดับปริมาณงานในการรักษาผู้ป่วยให้มีความต่อเนื่องและยืดหยุ่นยิ่งขึ้น

ในปี ค.ศ. 2020 Yon-Lae K และคณะ (14) ได้ประเมินความแม่นยำในการจับคู่ลำรังสีสำหรับลำรังสีโฟตอนพลังงาน 8 เมกะโวลต์ ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น Vital Beam โดยเปรียบเทียบพารามิเตอร์ด้านปริมาณรังสี ได้แก่ Percentage depth doses (PDDs), Beam profiles, Output factors, Multi-leaf collimator (MLC) leaf transmission factors และ Dosimetric leaf gap (DLG) การประเมินดำเนินการทั้งในระดับหุ่นจำลอง โดยวัดค่า Point dose ตามแนวทางของ TG-53 และ TG-119 และในระดับผู้ป่วย (Patient level) โดยวิเคราะห์ Dose volume histogram (DVH) และความแม่นยำของการส่งรังสีจากแผน VMAT ในผู้ป่วยจำนวน 40

ราย (ปอด 20 ราย และสมอง 20 ราย) ผลการศึกษาพบว่าความแปรผันของพารามิเตอร์ทั้งหมดระหว่างเครื่องที่จับคู่ลำรังสีนั้นอยู่ภายใน $\pm 1\%$ ซึ่งเป็นเกณฑ์ที่ยอมรับได้ทางคลินิก และอัตราการผ่านแกมมาทั้งหมดสำหรับเครื่องเร่งอนุภาคที่จับคู่ลำรังสีทั้งสองนั้นสูงกว่า 98% สำหรับเกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร และ 99% สำหรับเกณฑ์ 2%/3 มิลลิเมตร

ในปี ค.ศ. 2021 Firmansyah O และคณะ (32) ได้ศึกษาความเป็นไปได้ในการประยุกต์แนวคิดการจับคู่ลำรังสีสำหรับระบบวางแผนการรักษา ของเครื่องเร่งอนุภาค Elekta จำนวน 5 เครื่องที่เพิ่งติดตั้งในประเทศอินโดนีเซีย โดยใช้เกณฑ์การจับคู่ลำรังสี พิจารณาจาก Percentage depth dose (PDD) และ Beam profiles ของลำรังสีโฟตอนและอิเล็กตรอน ผลการวิจัยระบุว่า PDD₁₀ ของลำรังสีโฟตอน 6 และ 10 เมกะโวลต์ ในเครื่องเร่งอนุภาค 5 เครื่องที่ติดตั้งนั้น มีความเข้ากันได้ดีโดยมีค่าเบี่ยงเบนไม่เกิน 0.4% ขณะที่ลำรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 4–18 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ มีความเบี่ยงเบนของตำแหน่ง R80 ไม่เกิน 1 มิลลิเมตร สำหรับ Beam profiles พบว่าค่าความเรียบไม่เกิน 6% และค่าความสมมาตรไม่เกิน 3% นอกจากนี้ การสอบเทียบค่าการดูดกลืนรังสีในน้ำ (Absorbed dose to water) แสดงว่า ค่า Output เท่ากับประมาณ 1 เซนติเกรย์ (cGy) ต่อ 1 MU ซึ่งผลการวัดจากทั้ง 5 เครื่องสอดคล้องกับข้อกำหนดของกระบวนการจับคู่ลำรังสีตามผู้ผลิตกำหนด

ในปี ค.ศ. 2021 Rojas-López JA และ Venencia D (7) ได้ศึกษาการเปรียบเทียบคุณลักษณะทางโดสิเมตรีของเครื่องเร่งอนุภาค 4 เครื่อง ได้แก่ Varian รุ่น Novalis Tx จำนวน 3 เครื่อง (หมายเลข 5445, 5479 และ 6140) และรุ่น TrueBeam STx จำนวน 1 เครื่อง (หมายเลข 3169) โดยประเมินค่า Percentage Depth Dose สำหรับพลังงาน 6 MV, 6 MV FFF และ 10 MV รวมถึงโปรไฟล์ลำรังสีที่ขนาดพื้นที่ลำรังสี 10 × 10 และ 22 × 22 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 15 มิลลิเมตรสำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และความลึก 25 มิลลิเมตร สำหรับพลังงาน 10 MV นอกจากนี้ยังเปรียบเทียบค่า Output Factor, ค่า Dosimetric Leaf Gap (DLG) และค่าการทะลุผ่านของลำรังสีจาก MLC สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 4 เครื่อง การประเมินเพิ่มเติมได้ดำเนินการผ่านการตรวจสอบแผนการรักษาจำนวน 30 แผนที่ใช้เทคนิค VMAT ครอบคลุมแผนสำหรับต่อมลูกหมาก เต้านม และศีรษะและคอ ซึ่งแสดงถึงแผนที่มีระดับความซับซ้อนต่ำ ปานกลาง และสูง ตามลำดับ โดยใช้ระบบตรวจสอบคุณภาพแผนผ่าน EPID และหุ่นจำลอง Delta4 ผลการศึกษาพบว่าค่าปริมาณรังสีจากเครื่อง Novalis Tx และ TrueBeam STx ในทุกพลังงานมีความแตกต่างกันน้อยกว่า 1% และไม่มี ความแตกต่างที่มีนัยสำคัญในการตรวจสอบแผนการรักษาระหว่างเครื่องทั้งสองรุ่น ผลลัพธ์ดังกล่าวแสดงให้เห็นถึงประสิทธิภาพและความยืดหยุ่นของการจับคู่ลำรังสีในการรองรับการตรวจสอบแผนการรักษาในทางคลินิกได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ในปี ค.ศ. 2023 Ghemiş DM และคณะ (6) ได้ศึกษาคุณลักษณะทางปริมาณรังสีของลำรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ทั้งแบบมีและไม่มีตัวกรองปรับเรียบ จากเครื่องเร่งอนุภาค Elekta

ที่ผ่านการจับคู่ลำรังสี จำนวน 3 เครื่อง ได้แก่ Versa HD 1 เครื่อง และ Infinity 2 เครื่อง ซึ่งติดตั้งในคลินิกที่แตกต่างกัน 3 แห่ง ผลการวัดพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้แก่ โพรไฟล์ลำรังสี, ปริมาณรังสีสัมพัทธ์ที่ความลึก 10 เซนติเมตร, ความลึกที่ได้ค่าปริมาณรังสีสูงสุด และ Output Factor ที่ขนาดพื้นที่ลำรังสี 3×3 , 5×5 และ 10×10 ตารางเซนติเมตร แสดงให้เห็นความสอดคล้องกันระหว่างเครื่องทั้ง 3 การประกันคุณภาพแผนการรักษาดำเนินการด้วยระบบ PTW Octavius ร่วมกับ Octavius 1500 detector และประเมินโดยใช้เกณฑ์แกมมา 3%/3 มิลลิเมตร ตามแนวทางของ AAPM TG-119 โดยวิเคราะห์ค่าพารามิเตอร์ด้าน Flatness, Symmetry รวมถึง Penumbra และค่า PDD₁₀ ด้วยซอฟต์แวร์ Mephysto mc² ข้อมูลทั้งหมดเก็บรวบรวมระหว่างการทดสอบระบบของเครื่อง Elekta ผลการศึกษาพบว่า เครื่องเร่งอนุภาคทั้งสามมีคุณลักษณะสอดคล้องกันภายในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ทางคลินิก โดยเฉพาะในการตรวจสอบแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT/VMAT ซึ่งมีอัตราการผ่านเกณฑ์มากกว่า 95% นอกจากนี้ ยังได้เปรียบเทียบแผนการรักษาแบบ SRS สำหรับผู้ป่วยที่มีมะเร็งแพร่กระจายไปยังสมอง (Brain metastases) จำนวน 5 แผนที่สร้างจากระบบวางแผน Monaco ทั้งสามระบบ สำหรับการเปรียบเทียบปริมาณรังสีโดยเสนอความเป็นไปได้ในการที่ผู้ป่วยสามารถสลับการฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาคอีกเครื่องโดยไม่ต้องมีการวางแผนการรักษาใหม่



บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย

3.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

ข้อมูลจำนวนคนไข้ในแผนการรักษาการฉายรังสีแบบ SRS หรือ SRT เพื่อตรวจสอบแผนการรักษาของผู้ป่วยที่ใช้เทคนิค VMAT ที่พลังงานโฟตอน 6 MV-FFF โดยใช้ข้อมูลย้อนหลังจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ตั้งแต่เดือนมกราคม พ.ศ. 2565 ถึงมิถุนายน พ.ศ. 2567 โดยหาขนาดของตัวอย่างที่จะนำมาใช้มาตรวจสอบแผนการรักษาของผู้ป่วย จากสมการ 3 และใช้โปรแกรม Medcalc version 23.2.1 ในการคำนวณ (33)

$$n = \frac{\left(2+z_{1-\frac{\gamma}{2}}\right) \left[\operatorname{tinv}\left(1-\frac{\beta}{2}, n-1, t_{1-\frac{\alpha}{2}, n-1}\right) \right]^2 S_D^2}{2\left(z_{1-\frac{\gamma}{2}} S_D - \delta\right)^2} \dots\dots\dots(3)$$

โดยกำหนด ระดับนัยสำคัญทางสถิติอัลฟา (Alpha) = 0.05
กำลังการทดสอบเบต้า (Beta) = 0.10
ค่าเฉลี่ย (Mean) = 1.08
ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation: SD) = 1.12 (10)

ดังนั้น สามารถคำนวณขนาดประชากรได้ที่จะต้องใช้อย่างต่ำเท่ากับ 19 แผนการรักษา ดังนั้นในการศึกษานี้ใช้ข้อมูลแผนการรักษา 49 แผนการรักษา ซึ่งมีเกณฑ์ในการคัดเข้าและคัดออก ดังนี้

เกณฑ์ในการคัดเข้า

- 1) แผนการรักษาที่ได้มาจากการวางแผนด้วยระบบการวางแผนการรักษาของเครื่องเร่งอนุภาค หมายเลขเครื่อง 5348 ที่รักษาด้วยเทคนิค SRS หรือ SRT
- 2) แผนการรักษาที่ใช้เทคนิค VMAT

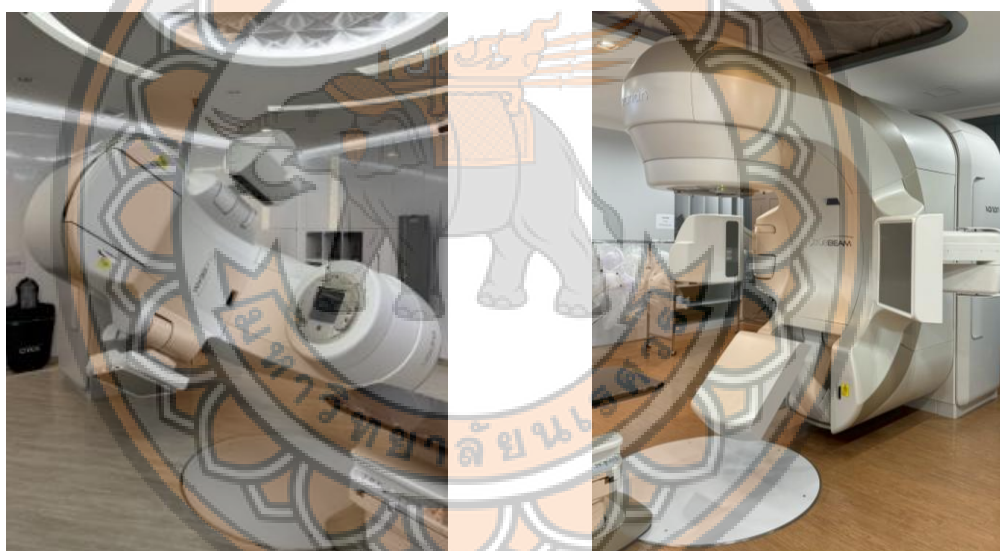
เกณฑ์ในการคัดออก

แผนการรักษาที่มีปริมาตรของก้อนมากกว่า 20 ลูกบาศก์เซนติเมตร เนื่องจากมีค่าดัชนีการไล่ระดับปริมาณรังสี (Gradient index) ต่ำ (34) ทำให้ไม่สามารถตรวจจับความเบี่ยงเบนเล็ก ๆ ที่สำคัญใน SRS หรือ SRT ได้

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

3.2.1 เครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam จำนวน 2 เครื่อง

เครื่องที่ 1 ติดตั้งเมื่อปี พ.ศ. 2565 (TrueBeam 1) และเครื่องที่ 2 ติดตั้งเมื่อปี พ.ศ. 2567 (TrueBeam 2) ที่มีชุดซี่จำกัดลำรังสี (MLC) รุ่น Millenium จำนวน 120 ซี่ มีอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) อยู่ในช่วง 400 ถึง 1400 MU/min ที่สามารถให้การรักษาได้อย่างแม่นยำและรวดเร็ว โดยสามารถผลิตเอกซเรย์พลังงาน 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV และ 10 MV-FFF และผลิตอิเล็กตรอนพลังงาน 6, 9, 12, 15, 18 และ 22 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ สำหรับห้อง TrueBeam 1 และ 6, 9, 12, และ 22 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ สำหรับห้อง TrueBeam 2 ซึ่งมีระบบตรวจสอบความถูกต้องด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic portal imaging device; EPID) และระบบภาพนำวิถีแบบ kV cone beam CT ดังภาพ 4



เครื่องที่ 1

เครื่องที่ 2

ภาพ 4 แสดงเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam 2 เครื่อง

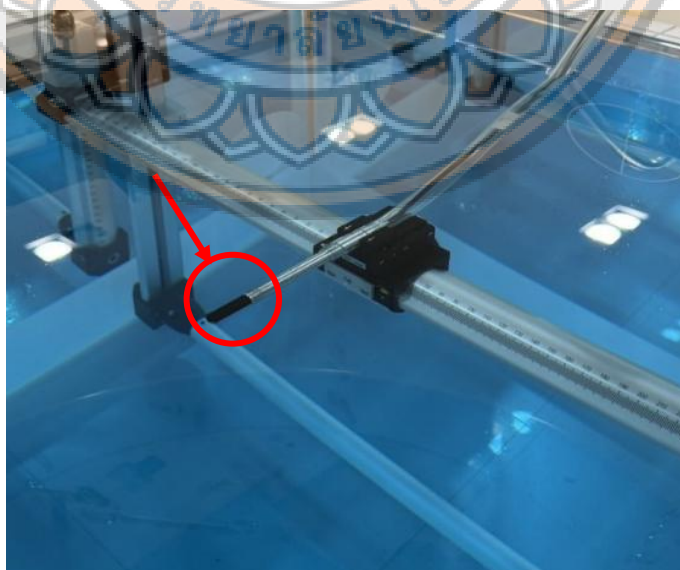
3.2.2 ชุดอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี

3.2.2.1 หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแชมเบอร์ (Ionization chamber) รุ่น IBA CC04 (IBA Dosimetry, Nuremberg, Germany) เป็นหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแชมเบอร์ทั่วไปสำหรับการวัดในลำรังสีขนาดเล็กและช่วงที่มีการไล่ระดับปริมาณรังสีสูง (High dose gradient) ปริมาตร (Active volume) 0.04 ลูกบาศก์เซนติเมตร เส้นผ่านศูนย์กลาง 4 มิลลิเมตร และความยาว (Total active length) 3.6 มิลลิเมตร ดังภาพ 5



ภาพ 5 แสดงหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ยี่ห้อ IBA รุ่น CC04

3.2.2.2 หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแชมเบอร์ รุ่น IBA FC65-G (IBA Dosimetry, Nuremberg, Germany) เป็นหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ชนิด Farmer สำหรับวัดปริมาณรังสีสัมบูรณ์ (Absolute dosimetry) ของโฟตอนและอิเล็กตรอน มีปริมาตร 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตร เส้นผ่านศูนย์กลาง 6.2 มิลลิเมตร และความยาว 23 มิลลิเมตร ดังภาพ 6



ภาพ 6 แสดงหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ยี่ห้อ IBA รุ่น FC65-G

หัววัดรังสี IBA CC04 และ IBA FC65-G นำมาใช้วัด Dosimetric parameter ต่าง ๆ เพื่อตรวจสอบ Beam matching ของเครื่องเร่งอนุภาค โดยหัววัดรังสี IBA CC04 ใช้ในการวัดค่า d_{max} , PDD₁₀, PDD₂₀, Output factor และ Beam profile และหัววัดรังสี IBA FC65-G ใช้ในการวัดค่า TPR_{20,10} กับ MLC parameters ดังรายละเอียดในตาราง 3

ตาราง 3 แสดงหัววัดรังสีที่ใช้สำหรับการตรวจสอบ Beam Matching ของเครื่องเร่งอนุภาค ในการตรวจสอบในแต่ละค่าพารามิเตอร์

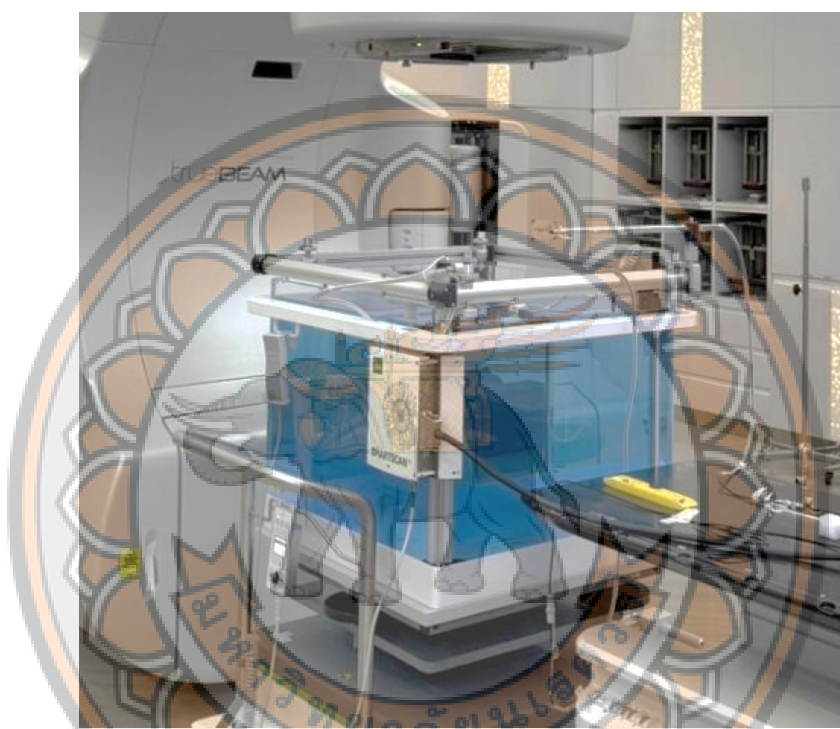
พารามิเตอร์	หัววัดรังสี	
PDD	Depth of maximum (d_{max})	
	PDD at 10 and 20 cm depth	
Output factor	IBA CC04	
Beam profile	Symmetry	(0.04 cm ³)
	Flatness	
	Penumbra	
TPR _{20,10}	IBA FC65-G	
MLC parameters	(0.65 cm ³)	

3.2.2.3 อิเล็กโทรมิเตอร์ (Electrometer) ยี่ห้อ IBA รุ่น DOSE 1 (IBA Dosimetry, Nuremberg, Germany) ดังภาพ 7 ใช้สำหรับนับวัดค่าประจุที่เกิดขึ้นจากการฉายรังสีผ่านตัวกลาง ใช้ร่วมกับหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแชนเบอร์ ยี่ห้อ IBA รุ่น CC04 และยี่ห้อ IBA รุ่น FC65-G



ภาพ 7 แสดง Electrometer ยี่ห้อ IBA รุ่น DOSE 1

3.2.2.4 ทุ่นจำลองน้ำ และระบบสแกนลำรังสี (Beam scanning system) ยี่ห้อ IBA รุ่น SMARTSCAN™ scanning phantom system (IBA Dosimetry, Nuremberg, Germany) ดังภาพ 8 สามารถเก็บรวบรวมข้อมูลลำรังสีตามแนวทั้ง 3 แนวแกนด้วยความแม่นยำในการกำหนดตำแหน่งและความละเอียด ± 0.1 มิลลิเมตร มีขนาด $48 \times 48 \times 41$ ลูกบาศก์เซนติเมตร สามารถทำงานได้ผ่านซอฟต์แวร์ myQA SMARTSCAN



ภาพ 8 แสดง SMARTSCAN™ scanning phantom system

3.2.3. อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย โดยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ยี่ห้อ Varian aS1200 รุ่น TrueBeam มีส่วนรับภาพขนาด 40×40 ตารางเซนติเมตร ความละเอียดสูงสุด 1280×1280 และความละเอียดพิกเซล (Pixel resolution) 0.336 มิลลิเมตร ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพ เท่ากับ $100-180$ เซนติเมตร ดังภาพ 9

3.3 การดำเนินการวิจัย

ดำเนินการวิจัยโดยแบ่งเป็น 2 หัวข้อ ได้แก่การเปรียบเทียบคุณลักษณะทางรังสี (Dosimetric characteristics) และการประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย (Patient specific quality assurance)

3.3.1 การเปรียบเทียบคุณลักษณะทางรังสี (Dosimetric characteristics)

เพื่อให้มั่นใจก่อนการประเมินคุณลักษณะทางปริมาณรังสีเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam ทั้งสองเครื่องได้รับการตรวจสอบคุณภาพเบื้องต้น โดยประเมินความถูกต้องทางเรขาคณิต (Geometric accuracy) ผ่านระบบ Machine performance check (MPC) ซึ่งเป็นขั้นตอนสำคัญในการยืนยันความพร้อมของเครื่องเร่งอนุภาคสำหรับการวัดปริมาณรังสี โดยผลการทดสอบแสดงถึง ภาวะผนวก ก ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้ศึกษาสำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์แบบไม่ใช้ตัวกรองปรับเรียบ (6 MV-FFF) โดยแต่ละคุณลักษณะมีวิธีการวัด ดังนี้

3.3.1.1 Tissue-phantom ratio ที่ความลึก 20 และ 10 เซนติเมตร ($TPR_{20,10}$)

ทำการจัดวาง SMARTSCAN™ phantom โดยให้เส้นกึ่งกลางของ Water Phantom ตรงกับเส้นกึ่งกลางลำรังสีของเครื่องเร่งอนุภาค (Cross-hair) จากนั้นต่อหัววัดรังสี IBA รุ่น FC65-G เข้ากับ Electrometer IBA รุ่น DOSE 1 และจัดตำแหน่งหัววัดรังสีให้ตรงกับ Cross-hair พร้อมเปิดลำรังสีขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร สำหรับการวัด ทำการวัดที่ความลึก 20 เซนติเมตร ในน้ำด้วยเทคนิค SAD เท่ากับ 100 เซนติเมตร โดยใช้ค่าการฉายรังสี 100 MU และอัตราปริมาณรังสี (Dose Rate) 400 MU/min และทำการวัดที่ความลึก 10 เซนติเมตร ในน้ำด้วยเทคนิคเดียวกัน สูดทำหาค่าที่วัดได้มาคำนวณหาค่า $TPR_{10,20}$ ตามสมการที่ 4 โดยทำหาค่า $TPR_{20,10}$ จากเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสอง และนำค่า $TPR_{20,10}$ มาเปรียบเทียบกันหาความแตกต่างระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 2 เครื่อง ซึ่งค่าความแตกต่างต้องมีค่าอยู่ภายใน 0.006 (35)

$$TPR_{20,10} = \frac{\text{ปริมาณรังสีที่ความลึก 20 เซนติเมตร}}{\text{ปริมาณรังสีที่ความลึก 10 เซนติเมตร}} \dots\dots\dots(4)$$

3.3.1.2 ปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามแนวลึก (Depth dose curve)

ทำการจัดวาง Water phantom โดยให้จุดกึ่งกลางของ Water phantom ตรงกับ Cross-hair ของเครื่องเร่งอนุภาค จากนั้นต่อหัววัดรังสี IBA รุ่น CC04 เข้ากับ ระบบสแกนลำรังสี (Beam scanning system) SMARTSCAN™ และควบคุมการทำงานผ่านซอฟต์แวร์ myQA SMARTSCAN โดยการจัดตำแหน่งของหัววัดรังสีจะถูกกำหนดให้ตรงกับตำแหน่ง Cross-hair เพื่อให้แน่ใจว่าศูนย์กลางของหัววัดตรงกับแนวศูนย์กลางของลำรังสี โดยมีการตรวจสอบความถูกต้องของ

ตำแหน่งดังกล่าวผ่านการสแกน Beam profile ด้วยขนาดลำรังสี 2×2 ตารางเซนติเมตร ในแนว Cross-plane และ In-plane และปรับแก้ตำแหน่งของหัววัดตามผลการสแกน เพื่อให้ตรงกับตำแหน่งศูนย์กลางของลำรังสีอย่างแม่นยำ

ใช้เทคนิค SSD เท่ากับ 100 เซนติเมตร โดยใช้ค่าการฉายรังสี 100 MU และ อัตราปริมาณรังสี (Dose rate) 400 MU/min ทำการสแกน Depth dose ตั้งแต่ความลึก 31 เซนติเมตรจนถึงผิวของ Water phantom ในแนวแกนลำรังสี (Central axis) โดยใช้พื้นที่ลำรังสีขนาด 2×2 , 3×3 , 4×4 , 6×6 และ 10×10 ตารางเซนติเมตร จากนั้นบันทึกค่าความลึกที่ให้ค่าปริมาณรังสีสูงสุด (Depth of dose maximum: d_{max}) และ Percentage depth dose (PDD) ที่ความลึก 10 และ 20 เซนติเมตร สูดทำย่นำค่า d_{max} และ PDD ที่ได้มาคำนวณหาความแตกต่างระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่องเพื่อประเมินความสอดคล้องของลำรังสี (Beam matching) ซึ่งค่าความแตกต่างต้องมีค่าอยู่ภายใน 1.3 มิลลิเมตร และ PDD_{10} ค่าความแตกต่างต้องมีค่าอยู่ภายใน 1% แต่ที่ขนาดลำรังสี 10×10 ตารางเซนติเมตรต้องมีค่าอยู่ภายใน 0.5% ส่วน PDD_{20} ค่าความแตกต่างต้องมีค่าอยู่ภายใน 0.71% ตามลำดับ

3.3.1.3 ปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามแนวระนาบ (Beam profile)

ทำการจัดวาง Water phantom และการตั้งค่าหัววัดรังสีเป็นไปตามขั้นตอนที่ได้ อธิบายไว้ก่อนหน้านี้ในข้อ 3.3.1.2 โดยทำการสแกน Beam Profile ที่ความลึก 1.5 เซนติเมตร (d_{max}) และ 10 เซนติเมตร สำหรับพื้นที่ลำรังสีขนาด 2×2 , 3×3 , 4×4 , 6×6 และ 10×10 ตารางเซนติเมตร โดยฉายรังสี 100 MU และอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) 400 MU/min จากนั้นบันทึกค่า Flatness, Symmetry และ Penumbra ในแนว Cross-plane และ In-plane เพื่อประเมินคุณสมบัติของลำรังสี ทั้งนี้ ผลลัพธ์ที่ได้จะถูกนำไปใช้ในการตรวจสอบความสอดคล้องของลำรังสี (Beam matching) ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค โดยมีรายละเอียด ดังนี้

1) การตรวจสอบความเรียบของลำรังสี (Flatness: F) ประเมินได้จากปริมาณรังสีที่มากที่สุด (Maximum dose; D_{max}) และปริมาณรังสีที่น้อยที่สุด (Minimum dose; D_{min}) บน Beam profile ซึ่งอยู่ในบริเวณตรงกลาง (Central) ภายใน 80% ของความกว้างของลำรังสี หากค่า F ได้โดยการใช้โปรโตคอลของ Varian ในการวิเคราะห์ ดังสมการ 5 (36)

$$F = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \times 100 \quad \dots\dots\dots(5)$$

เมื่อ	F	คือ ความเรียบของลำรังสี
	D_{max}	คือ ปริมาณรังสีสูงที่สุดบน Beam profile ซึ่งอยู่ในบริเวณตรงกลาง (central) ภายใน 80% ของความกว้างของลำรังสี
	D_{min}	คือ ปริมาณรังสีต่ำที่สุดบน Beam profile ซึ่งอยู่ในบริเวณตรงกลาง (Central) ภายใน 80% ของความกว้างของลำรังสี

2) ความสมมาตรของลำรังสี (Symmetry: S) หมายถึง การเปรียบเทียบปริมาณรังสี ณ ทุก ๆ จุดบน Beam profile ที่ห่างจากแนวแกนรังสี (Central axis) เท่ากัน หาค่า S ได้โดยการใช้โปรแกรมของ Varian ในการวิเคราะห์ ดังสมการ 6 (37)

$$S = \frac{\max(|\text{Point L} - \text{Point R}|)}{D_{cax}} \times 100 \quad \dots\dots\dots(6)$$

เมื่อ	S	คือ ความสมมาตรของลำรังสี
	Point L	คือ ปริมาณรังสีที่จุดบน Beam profile ที่ห่างจาก Central axis ในข้างซ้าย
	Point R	คือ ปริมาณรังสีที่จุดบน Beam profile ที่ห่างจาก Central axis ในข้างขวา
	D_{cax}	คือ Absorbed dose at central axis

3) ขอบเงามัว (Penumbra) คือ ขอบของลำรังสี โดยประเมินจากระดับปริมาณรังสีมีค่าลดลงเมื่อเทียบกับแนวกลางรังสี (Central axis) ตั้งแต่ปริมาณรังสีที่ 80% จนถึง 20% โดยการใช้โปรแกรมของ Varian ในการวิเคราะห์

จากนั้นนำค่า Flatness, Symmetry และ Penumbra ที่ความลึก 1.5 และ 10 เซนติเมตร ที่พื้นที่ลำรังสีขนาด 2×2 , 3×3 , 4×4 , 6×6 และ 10×10 ตารางเซนติเมตร หาความแตกต่างระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 2 เครื่อง ทั้งในแนว Cross-plane และ In-plane ซึ่งค่าความแตกต่างของ Flatness และ Symmetry ต้องมีค่าอยู่ภายใน 1% และ Penumbra ต้องมีค่าอยู่ภายใน 1.3 มิลลิเมตร

3.3.1.4 ฟิรล์เอาท์พุทแฟคเตอร์ (Field output factor)

ทำการจัดวาง Water phantom และการตั้งค่าหัววัดรังสีเป็นไปตามขั้นตอนที่ได้อธิบายไว้ก่อนหน้านี้ในข้อ 3.3.1.2 ทำการวัดที่ระดับความลึกอ้างอิง 10 เซนติเมตร สำหรับพื้นที่ลำรังสีขนาด 2×2 , 3×3 , 4×4 , 6×6 และ 10×10 ตารางเซนติเมตร โดยใช้เวลาการฉายรังสี 200 MU และอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) 800 MU/min สุกทำย่นำค่าที่วัดได้มาคำนวณหาค่า Field output factor ตามสมการที่ 7 (38)

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{msr}}^{f_{msr}}} \times k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}} \quad \dots\dots\dots(7)$$

- เมื่อ $\Omega_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ คือ ค่า Field output factor
- $M_{W, Q_{clin}}^{f_{clin}}$ คือ ค่านับวัดรังสีที่พื้นที่ลำรังสีใด ๆ (nC)
- $M_{W, Q_{msr}}^{f_{msr}}$ คือ ค่านับวัดรังสีที่พื้นที่ลำรังสีอ้างอิงขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร (nC)
- $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ คือ ค่าแก้สำหรับ Field output factor จาก IAEA TRS 483 (38)

โดยทำการหาค่า Field output factor ของเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง จากนั้น นำค่า Field output factor มาเปรียบเทียบกับและหาค่าร้อยละความแตกต่าง (%difference) โดยคำนวณดังสมการ 11 ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 2 เครื่อง ซึ่งค่าความแตกต่างต้องมีค่าอยู่ภายใน 1.6%

3.3.1.5 MLC parameters

ดำเนินการตามโปรโตคอลของเครื่องฉายรังสี TrueBeam โดยจะทำการวัดที่ความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร โดยวัดปริมาณรังสีโดยใช้หัววัดรังสี ยี่ห้อ IBA รุ่น FC65-G และ Electrometer ยี่ห้อ IBA รุ่น DOSE 1

1) MLC leaf transmission factor คือค่าที่ใช้เพื่อวัดปริมาณรังสีที่ทะลุผ่านชุดจำกัดลำรังสี (Multi-leaf collimator; MLC) ซึ่งเป็นอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่วัดได้ในลำรังสีที่เปิด และปริมาณรังสีที่วัดได้เมื่อใช้ลำรังสีขนาดเดียวกันแต่ MLC ทั้งหมดปิดอยู่ด้านหลังของ Jaws ที่เปิด ดังสมการ 8

$$R_T = \left[\left(\frac{R_A + R_B}{2} \right) / R_{open} \right] \times 100 \quad \dots\dots\dots(8)$$

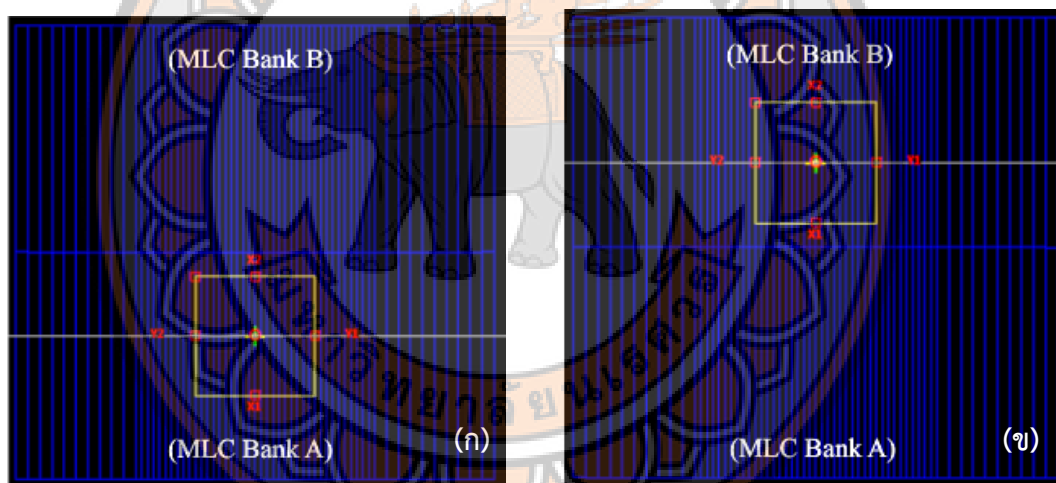
- เมื่อ R_{open} คือ ค่าปริมาณรังสีที่ Open field (nC)
- R_A คือ ค่าปริมาณรังสีที่ MLC มีการปิดของ Bank A (nC)
- R_B คือ ค่าปริมาณรังสีที่ MLC มีการปิดของ Bank B (nC)
- R_T คือ ค่าเฉลี่ยของ Transmission factor สำหรับ Bank A และ Bank B โดยมีขั้นตอนการวัดปริมาณรังสี ดังนี้

ก. ทำการวัดปริมาณรังสีที่ Open field ที่พื้นที่ลำรังสี 10 x 10 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตร SAD 100 เซนติเมตร โดยใช้เวลาฉายรังสี 100 MU และอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) 400 MU/min

ข. ทำการฉายรังสีผ่าน MLC ที่มีการปิดทั้งสองด้าน (Closed position) ของ bank A และ bank B เพื่อให้ลำรังสีผ่านช่องว่างระหว่าง MLC โดยวัดปริมาณรังสีที่ผ่าน MLC ดังแสดงในภาพ 11ก และ 11ข ตามลำดับ บันทึกค่า และหาค่าเฉลี่ยของ Transmission จาก Bank A และ Bank B

ค. หาค่า Transmission factor โดยคำนวณจากการอัตราส่วนของปริมาณรังสีเฉลี่ยที่วัดได้จาก Bank A และ Bank B กับปริมาณรังสีที่ฉายรังสีใน Open field ดังสมการ 8

ง. วัดปริมาณรังสีที่ความลึก 10 เซนติเมตร SAD 100 เซนติเมตร โดยทำตามขั้นตอน ก. ถึง ค.



ภาพ 11 แสดงตำแหน่งของซีก้าบังรังสีสำหรับการวัด leaf transmission factor โดยภาพ ก แสดงการวัดปริมาณรังสีที่ MLC มีการปิดของ Bank A และภาพ ข แสดงการวัดปริมาณรังสีที่ MLC มีการเปิดของ Bank B (ดัดแปลงจาก (39))

2) Dosimetric leaf gap (DLG) เป็นการประเมินปริมาณรังสีที่ผ่านช่องว่างเล็ก ๆ ระหว่าง MLC เมื่ออยู่ในตำแหน่งที่ปิด (Closed position)

ก. วัดปริมาณรังสีในการเคลื่อนที่ของ MLC แบบ Sweeping gap ซึ่งเป็นการเคลื่อนที่ของ MLC แต่ละซีที่เปิดโดยต่อเนื่องในระหว่างที่มีการฉายรังสี ที่ความลึก 5 เซนติเมตร SAD 100 เซนติเมตร โดยใช้ค่าการฉายรังสี 100 MU และอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) 400 MU/min โดยมีช่องว่างระหว่าง Leaf (Gap) ขนาดแตกต่างกันออกไป ได้แก่ 2, 4, 6, 10, 14, 16 และ 20 มิลลิเมตร ตามลำดับ

ข. หาค่า Transmission contribution ที่ได้จากการคำนวณ Transmission factor จากข้อ 1) ค ออกจากการวัด Sweeping gap ดังสมการ 9

$$R_{gT} = R_T \times \left(1 - \frac{g(\text{mm})}{120(\text{mm})}\right) \quad \dots\dots\dots(9)$$

เมื่อ R_{gT} คือ ค่า Transmission contribution (nC)

R_T คือ ค่าเฉลี่ยของ Transmission factor สำหรับ bank A และ bank B

g คือ ช่องว่างระหว่าง Leaf (Gap) (หน่วย มิลลิเมตร; mm)

ค. นำค่า Gap reading ที่ได้รับการแก้ไขแล้ว (Corrected gap reading) ดังสมการ 10 มาสร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่าง gap (แกน y) กับ Corrected gap reading (แกน x)

$$R_{g'} = R_g - R_{gT} \quad \dots\dots\dots(10)$$

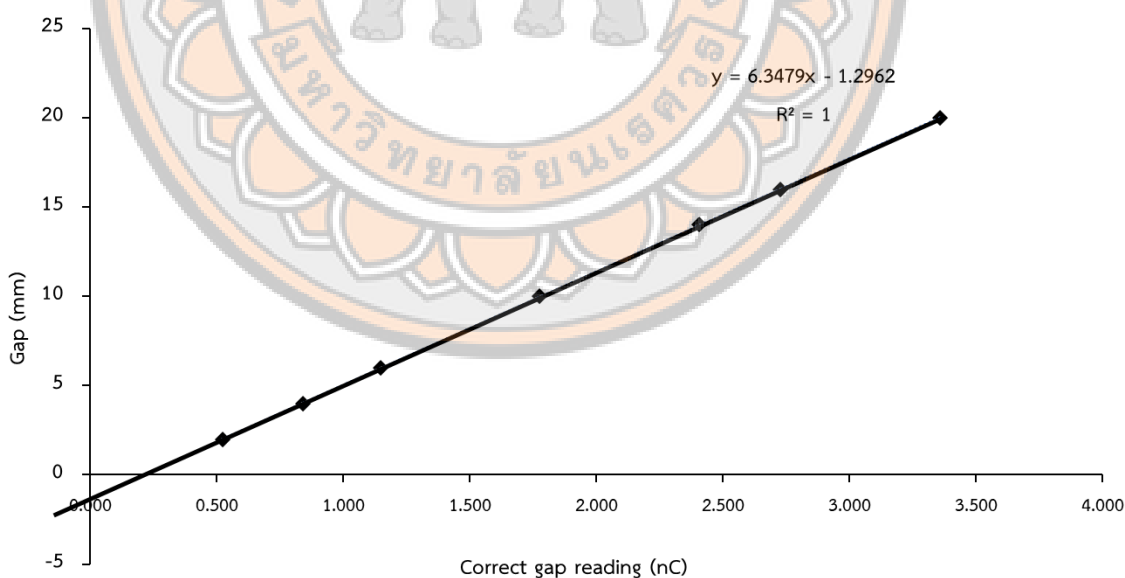
เมื่อ $R_{g'}$ คือ Corrected gap reading (nC)

R_{gT} คือ ค่า Transmission contribution (nC)

R_g คือ ปริมาณรังสีตามขนาดของ Gap (nC)

ง. โดยค่า DLG สามารถหาได้จากค่าตัดแนวแกน Y (Vertical intercept value)

ในหน่วยมิลลิเมตร แสดงตัวอย่างดังภาพ 12



ภาพ 12 ตัวอย่างแสดงการหาค่า Dosimetric leaf gap (DLG)

3) นำค่า MLC leaf transmission factor และ Dosimetric leaf gap ที่ความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร โดยนำค่าที่ได้จากทั้งสองความลึกมาหาค่าเฉลี่ย เพื่อให้ได้ค่าที่แทนความเป็นกลางของระบบ จากนั้นจึงนำค่าเฉลี่ยที่ได้มาเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 2 เครื่อง ซึ่งค่าความแตกต่างมีค่าอยู่ภายใน 0.09% และ 0.086 มิลลิเมตร ตามลำดับ แสดงดังตาราง 4

ตาราง 4 เกณฑ์กำหนดของเครื่องเร่งอนุภาคที่มีการจับคู่ลำรังสีในการวัดปริมาณรังสี

Beam measurement	Maximum difference	Reference
d_{max}	1.3 mm*	(Beyer, 2013)
PDD	0.5% * for field size 10 × 10 cm ²	Customer product Acceptance, CPAD
	1%*	AAPM TG-142
	PDD ₂₀	0.71%* (Kang et al., 2019)
Beam profile	Symmetry	1%* AAPM TG-142
	Flatness	
	Penumbra	1.3 mm* (Ghemis et al., 2023)
Field output factor	1.6%**	(Rojas-López & Venencia, 2021)
	TPR _{20,10}	0.006* (Khoudri & Chaoui, 2022)
MLC parameters	MLC leaf transmission factor	0.09%* (Rojas-López & Venencia, 2021)
	Dosimetric leaf gap	0.086 mm*

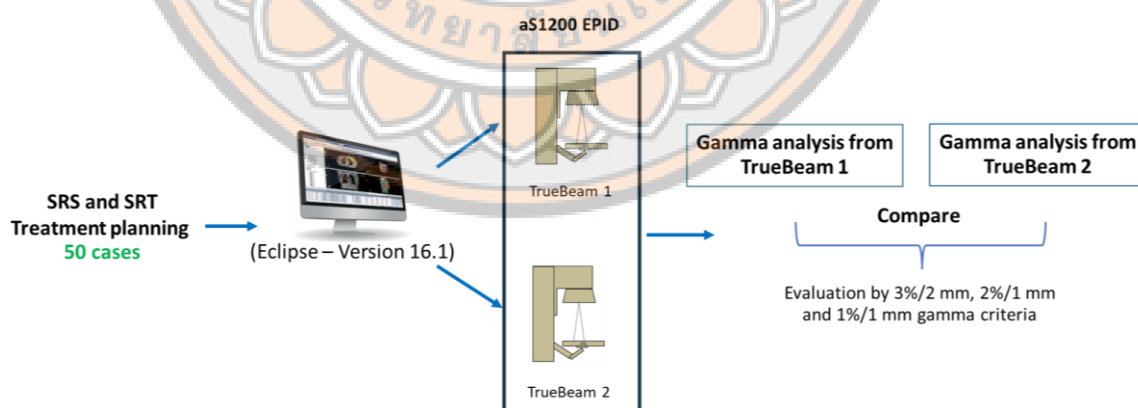
หมายเหตุ * Difference = TrueBeam 2 - TrueBeam 1

$$** \%difference = \frac{\text{TrueBeam 2} - \text{TrueBeam 1}}{\text{TrueBeam 1}} \times 100$$

3.3.2 การประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย (Patient specific quality assurance)

ศึกษาในแผนการรักษาของผู้ป่วย การฉายรังสีศัลยกรรม (SRS) และการฉายรังสีรังสีร่วมพิภักต์ (SRT) ที่วางแผนการรักษาด้วยเทคนิคครึ่งสี่ปรับความเข้มเชิงปริมาตร (VMAT) จากเครื่องวางแผนการรักษา TrueBeam 1 ทำการวางแผนการรักษาด้วย Eclipse รุ่น 16.1 ทั้ง 49 แผนการรักษา ที่คำนวณกลุ่มตัวอย่างได้จากสมการที่ 3 โดยขั้นตอนการตรวจสอบแผนการรักษาและเปรียบเทียบระหว่าง 2 เครื่อง แสดงดังแผนภาพในภาพ 13 และมีขั้นตอนดังนี้

นำแผนการรักษาจากเครื่องฉายรังสีจากเครื่อง TrueBeam 1 ที่ทำการวางแผนการรักษาด้วย Eclipse รุ่น 16.1 ทั้ง 49 แผนการรักษา ส่งไปยัง Portal dosimetry software ของเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ฉายรังสีในแต่ละแผนการรักษา ก่อนการทดสอบมีการสอบเทียบ Portal dosimetry เพื่อตรวจสอบความถูกต้องดังแสดงในภาคผนวก ข แล้วทำการวัดด้วย Portal dosimetry ของทั้ง 2 เครื่องเร่งอนุภาค จากนั้น เปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณโดยระบบการวางแผนรักษากับค่าที่วัดได้จาก Portal dosimetry โดยใช้ค่า Gamma criteria 3%/2 มิลลิเมตร และ 10% dose threshold และใช้ Criteria ที่เข้มงวดมากขึ้นได้แก่ 2%/1 มิลลิเมตร และ 1%/1 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นเกณฑ์แนะนำสำหรับแผนการรักษา SRS และ SRT (40) บันทึกค่าอัตราผ่านแกมมา (Gamma passing rate) และนำมาหาความแตกต่างระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 2 เครื่อง พร้อมทั้งเปรียบเทียบด้วยสถิติ



ภาพ 13 แสดงขั้นตอนการประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย ด้วย Portal dosimetry

3.4 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ

การวิจัยนี้ใช้การวิเคราะห์ข้อมูลของงานวิจัยโดยใช้สถิติเชิงพรรณนา แสดงค่าเป็น ค่าเฉลี่ย และ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน เปรียบเทียบค่าความแตกต่างของค่า Dosimetric parameter ต่าง ๆ ด้วยค่าความแตกต่าง ที่คำนวณจากผลต่างของค่าจากทั้งสองเครื่อง และคำนวณร้อยละความแตกต่าง (%difference) โดยคำนวณจากสมการ 11

$$\% \text{ Difference} = \frac{TB_2 - TB_1}{TB_1} \times 100 \quad \dots\dots\dots(11)$$

เมื่อ TB_1 คือ ค่า Dosimetric parameter จากเครื่อง TrueBeam 1

TB_2 คือ ค่า Dosimetric parameter จากเครื่อง TrueBeam 2

ใช้สถิติเชิงอนุมานเปรียบเทียบความแตกต่างของค่า Gamma passing rate ระหว่างเครื่อง เร่งอนุภาค 2 เครื่อง การวิเคราะห์ทางสถิติในงานวิจัยนี้ดำเนินการโดยใช้โปรแกรม Microsoft excel 2024 โดยใช้การทดสอบ Paired sample t-test เพื่อเปรียบเทียบค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ย ระหว่างกลุ่มข้อมูล 2 กลุ่มที่มีความสัมพันธ์กัน หากค่า P-value น้อยกว่า 0.05 จะถือว่า มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งนี้ ได้มีการตรวจสอบการกระจายของข้อมูลด้วยสถิติ Shapiro-wilk test

บทที่ 4 ผลการวิจัย

4.1 การเปรียบเทียบคุณลักษณะทางรังสี (Dosimetric characteristics)

จากการศึกษาคุณลักษณะทางรังสีในการประเมิน Beam matching ในงานวิจัยนี้ ได้แก่ $TPR_{20,10}$, PDD, Beam profile, Field output factor, MLC leaf transmission factor และ Dosimetric leaf gap ได้ผลการวิจัย ดังนี้

4.1.1 Tissue-phantom ratio ที่ความลึก 20 และ 10 เซนติเมตร ($TPR_{20,10}$)

จากการศึกษา $TPR_{20,10}$ พบว่า ค่า $TPR_{20,10}$ คำนวณได้จากเครื่อง TrueBeam 1 มีค่า $TPR_{20,10}$ เท่ากับ 0.636 และเครื่อง TrueBeam 2 มีค่า $TPR_{20,10}$ เท่ากับ 0.631 ดังภาคผนวก ค ซึ่งมีความใกล้เคียงกัน โดยมีความแตกต่างเพียง -0.005 ดังแสดงในตาราง 5 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้มีค่า 0.006 (35) ตามเกณฑ์ที่กำหนดดังตาราง 4 สำหรับการใช้งานทางคลินิก

ตาราง 5 แสดงค่าการเปรียบเทียบ $TPR_{20,10}$ ที่พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง

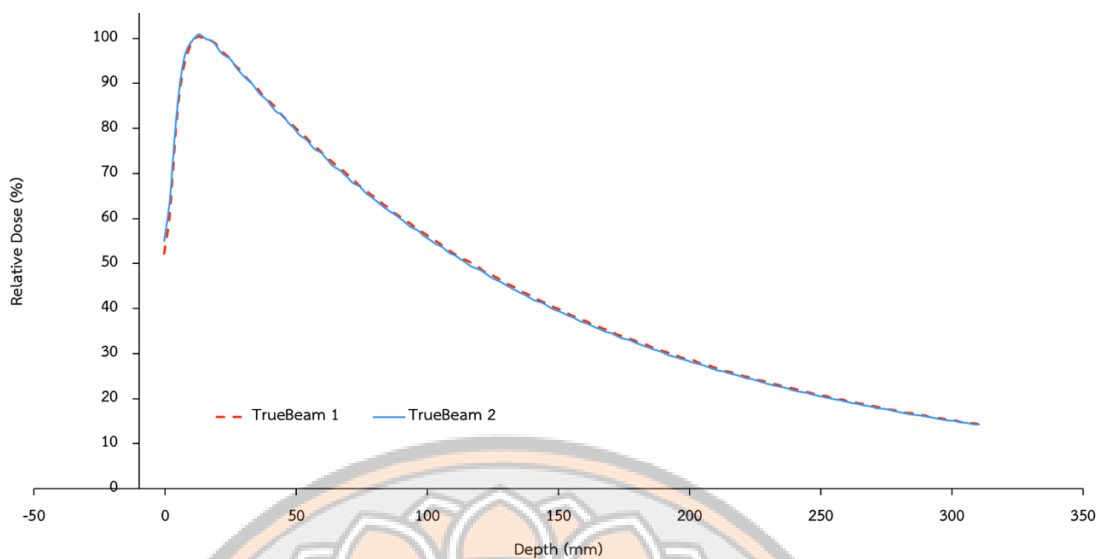
พารามิเตอร์	$TPR_{20,10}$		Difference *
	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
Dose at 10 cm	15.53	15.63	
Dose at 20 cm	9.877	9.86	
$TPR_{20,10}$	0.636	0.631	-0.005

* Difference = $(TPR_{20,10})_{\text{TrueBeam 2}} - (TPR_{20,10})_{\text{TrueBeam 1}}$

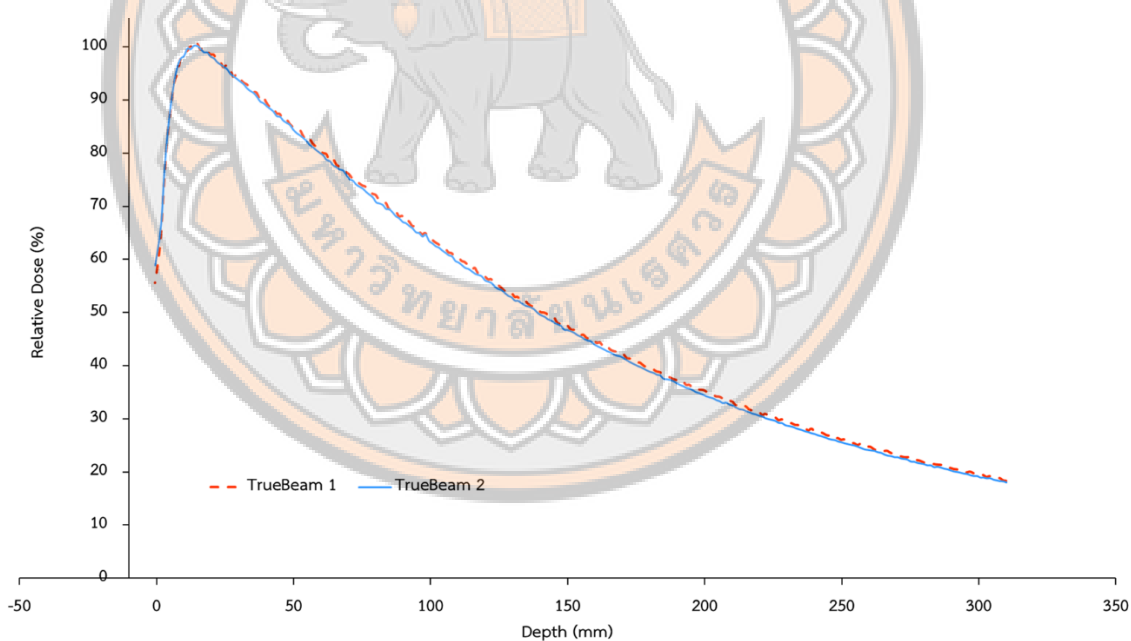
4.1.2 ปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามแนวลึก (Depth dose curve)

จากการศึกษาปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามแนวลึก (Depth dose curve) ของเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง (TrueBeam 1 และ TrueBeam 2) ดังภาคผนวก ค ได้ทำการวิเคราะห์ค่าที่สำคัญ 3 ค่า ได้แก่ PDD_{10} , PDD_{20} และ d_{\max}

ภาพ 14 และ 15 เป็นตัวอย่างการเปรียบเทียบ Depth dose curve ของเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 2 เครื่อง ที่ขนาดลำรังสี 2×2 และ 10×10 ตารางเซนติเมตร ตามลำดับ ซึ่งพบว่ามีความซ้อนทับกันของกราฟ Depth dose จากทั้ง 2 เครื่อง



ภาพ 14 แสดงการเปรียบเทียบกราฟ Percentage Depth Dose ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size $2 \times 2 \text{ cm}^2$



ภาพ 15 แสดงการเปรียบเทียบกราฟ Percentage Depth Dose ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size $10 \times 10 \text{ cm}^2$

ผลการทดลองของ Percentage depth dose ที่ความลึก 10 เซนติเมตร (PDD_{10}) ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง พบว่ามีความใกล้เคียงกันในทุกขนาด Field size โดยมีความแตกต่างอยู่ในช่วง -0.40% ถึง -0.86% ดังแสดงในตาราง 6 โดยเฉพาะที่ Field size 10×10 ตารางเซนติเมตร พบว่าความแตกต่างน้อยที่สุดมีค่า -0.40% ในขณะที่ Field size 2×2 ตารางเซนติเมตร พบความแตกต่างมากที่สุดมีค่า -0.86% ซึ่งค่าความแตกต่างมีค่าอยู่ภายใน 1% จากค่าพื้นฐาน และค่าความแตกต่างที่ตรวจวัดได้อยู่ภายในเกณฑ์ที่กำหนดใน Customer Product Acceptance Data (CPAD) ซึ่งระบุว่า สำหรับขนาดลำรังสี 10×10 cm² ค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีต้องไม่เกิน $\pm 0.5\%$ ตามเกณฑ์กำหนดดังตาราง 4

ตาราง 6 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Percentage depth dose ที่ความลึก 10 เซนติเมตร (PDD_{10}) ที่พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง

ขนาดลำรังสี (cm ²)	Percentage depth dose (%)		Difference *
	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
2 × 2	55.97	55.11	-0.86
3 × 3	57.51	56.80	-0.71
4 × 4	58.77	57.93	-0.84
6 × 6	60.77	60.31	-0.46
10 × 10	63.65	63.25	-0.40

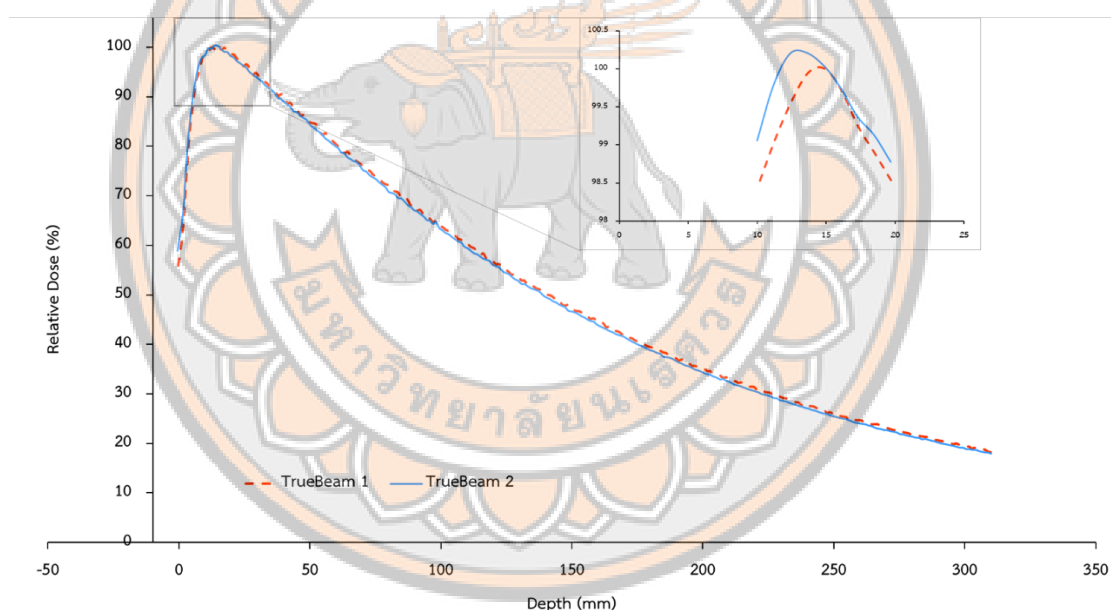
$$* \text{ Difference} = (PDD_{10})_{\text{TrueBeam 2}} - (PDD_{10})_{\text{TrueBeam 1}}$$

สำหรับการเปรียบเทียบ Percentage depth dose ที่ความลึก 20 เซนติเมตร (PDD_{20}) สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง พบว่า มีความใกล้เคียงกัน โดยมีความแตกต่างอยู่ในช่วง -0.44% ถึง -0.65% ดังแสดงในตาราง 7 โดย Field size 4×4 ตารางเซนติเมตร พบความแตกต่างน้อยที่สุดมีค่า -0.44% และ Field size 10×10 ตารางเซนติเมตร พบความแตกต่างมากที่สุดมีค่า -0.65% ซึ่งค่าความแตกต่างมีค่าอยู่ภายใน 0.71% ตามเกณฑ์กำหนดดังตาราง 4

ตาราง 7 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Percentage depth dose ที่ความลึก 20 เซนติเมตร (PDD_{20}) ที่พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง

ขนาดลำรังสี (cm ²)	Percentage depth dose (%)		Difference (%) *
	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
2 × 2	28.54	28.03	-0.51
3 × 3	29.41	28.93	-0.48
4 × 4	30.38	29.94	-0.44
6 × 6	32.14	31.63	-0.51
10 × 10	35.08	34.43	-0.65

$$* \text{Difference (\%)} = (PDD_{20})_{\text{TrueBeam 2}} - (PDD_{20})_{\text{TrueBeam 1}}$$



ภาพ 16 การเปรียบเทียบตำแหน่ง D_{\max} จากกราฟ Percentage Depth Dose (PDD) ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size 10 × 10 cm²

สำหรับการเปรียบเทียบ ความลึกที่ได้รังสีสูงสุด (d_{\max}) สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง พบว่า มีความใกล้เคียงกัน โดยมีความแตกต่างอยู่ในช่วง -1.3 มิลลิเมตร ถึง +0.2 มิลลิเมตร ดังแสดงในตาราง 8 โดยเฉพาะที่ Field size 2 × 2 ตารางเซนติเมตร และ 6 × 6 ตารางเซนติเมตร พบว่าความแตกต่างน้อยที่สุดมีค่า 0.2 มิลลิเมตร และ 0.1 มิลลิเมตร ตามลำดับ ในขณะที่ Field size 10 × 10 ตารางเซนติเมตร พบความแตกต่างมากที่สุด มีค่า -1.3 มิลลิเมตร ดังแสดงในภาพ 16 ซึ่งค่าความแตกต่างมีค่าอยู่ภายใน 1.3 มิลลิเมตร ตามเกณฑ์กำหนดดังตาราง 4

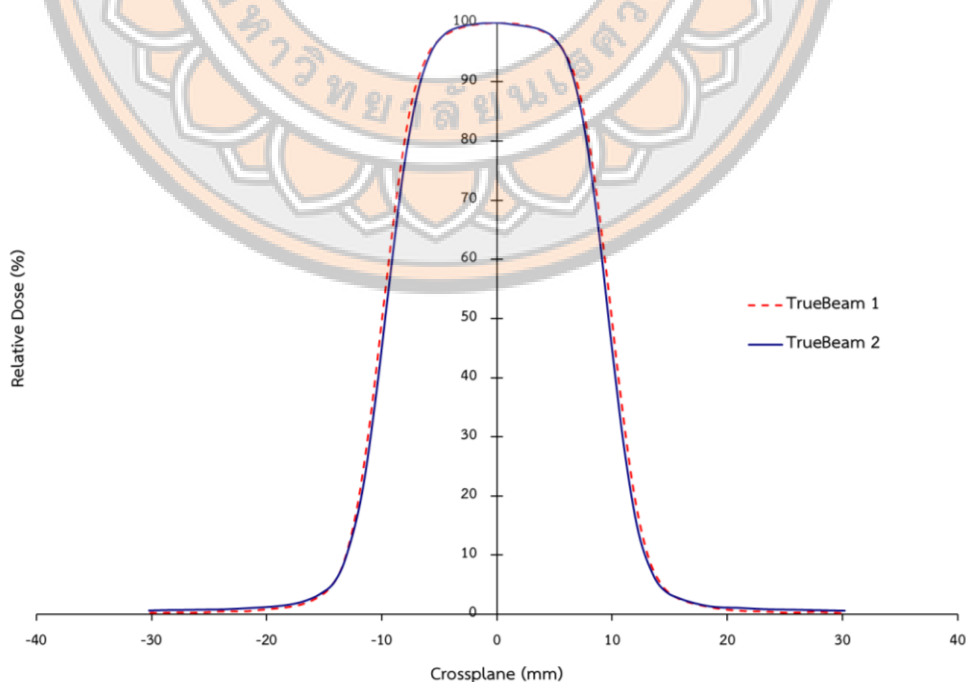
ตาราง 8 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Depth of dose maximum (d_{max}) ที่พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง

ขนาดลำรังสี (cm ²)	Depth of dose maximum (mm)		Difference (mm) *
	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
2 × 2	12.3	12.5	0.2
3 × 3	13.6	12.5	-1.1
4 × 4	14.8	13.6	-1.2
6 × 6	13.6	13.7	0.1
10 × 10	14.9	13.6	-1.3

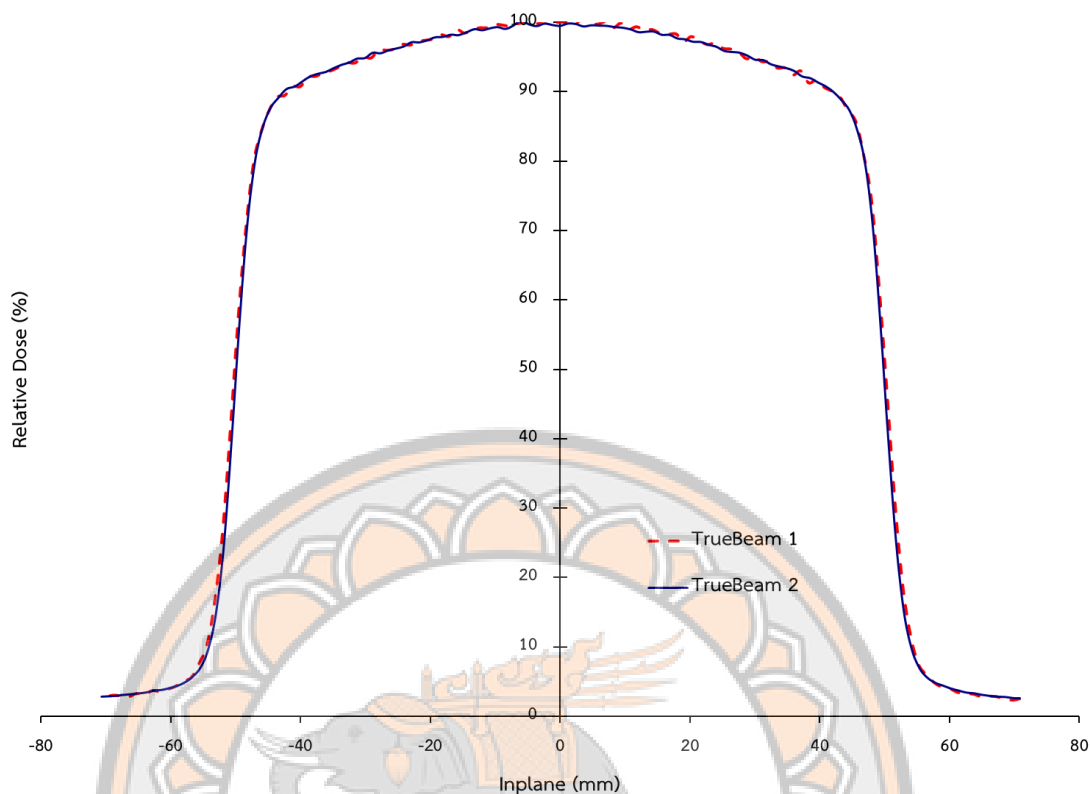
mm= มิลลิเมตร, * Difference (mm) = (d_{max})_{TrueBeam 2} - (d_{max})_{TrueBeam 1}

4.1.3 ปริมาณรังสีสัมพัทธ์ตามแนวระนาบ (Beam profile)

จากการศึกษา Beam profile ของเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง (TrueBeam 1 และ TrueBeam 2) แนว Cross-plane และ In-plane สำหรับความลึก 1.5 และ 10 เซนติเมตร ได้ทำการวิเคราะห์ค่าที่สำคัญ 3 ค่า ได้แก่ ความเรียบของลำรังสี (Flatness), ความสมมาตรของลำรังสี (Symmetry) และขอบเงามัว (Penumbra) ดังแสดงในตาราง 9 ถึง 14 โดยผลการทดสอบแบ่งตามความลึกและแนวระนาบสรุปได้ดังนี้



ภาพ 17 การเปรียบเทียบลักษณะโปรไฟล์ลำรังสี (Beam Profile) ในแนว Cross-plane ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size 2 × 2 cm²



ภาพ 18 การเปรียบเทียบลักษณะโปรไฟล์ลำรังสี (Beam Profile) ในแนว In-plane ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ที่ Field size $10 \times 10 \text{ cm}^2$

ที่ความลึก 1.5 เซนติเมตร ค่าเฉลี่ยความแตกต่างในแนว Cross-plane และ In-plane ของ Flatness และ Symmetry อยู่ที่ $-0.1 \pm 0.3\%$ และ $-0.1 \pm 0.5\%$ ตามลำดับ ส่วน Penumbra มีค่าเฉลี่ยความแตกต่างอยู่ที่ -0.1 ± 0.1 มิลลิเมตร สำหรับความลึก 10 เซนติเมตร ค่าเฉลี่ยความแตกต่างของ Flatness และ Symmetry อยู่ที่ $-0.2 \pm 0.2\%$ และ $-0.1 \pm 0.3\%$ ตามลำดับ ในขณะที่ Penumbra มีค่าเฉลี่ยความแตกต่างอยู่ที่ -0.1 ± 0.1 มิลลิเมตร

ค่าความแตกต่างสูงสุดที่พบคือ 0.53% สำหรับ Flatness (Cross-plane ขนาด 2×2 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 1.5 เซนติเมตร) ดังแสดงในภาพ 17, 0.99% สำหรับ Symmetry (Cross-plane ขนาด 2×2 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 1.5 เซนติเมตร) ดังแสดงในภาพ 17 และ 0.4 มิลลิเมตร สำหรับ Penumbra (In-plane ขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 1.5 เซนติเมตร) ดังแสดงในภาพ 18 ซึ่งค่าความแตกต่างของ Flatness, Symmetry และ Penumbra มีค่าอยู่ภายใน 1%, 1% และ 1.3 มิลลิเมตร ตามลำดับ ตามเกณฑ์กำหนดดังตาราง 4

ตาราง 9 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Flatness พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Cross-plane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร

ความลึก	ขนาดลำรังสี (cm ²)	Flatness (%)		
		TrueBeam 1	TrueBeam 2	Difference *
1.5 cm	2 × 2	11.44	11.97	0.53
	3 × 3	6.46	6.7	0.24
	4 × 4	3.83	3.89	0.06
	6 × 6	3.09	2.97	-0.12
	10 × 10	4.84	4.45	-0.39
10 cm	2 × 2	11.27	11.46	0.19
	3 × 3	7.13	6.78	-0.35
	4 × 4	4.86	4.71	-0.15
	6 × 6	4.34	4.15	-0.19
	10 × 10	6.29	6.1	-0.19

* Difference = TrueBeam 2 - TrueBeam 1

ตาราง 10 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Flatness พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Inplane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร

ความลึก	ขนาดลำรังสี (cm ²)	Flatness (%)		
		TrueBeam 1	TrueBeam 2	Difference *
1.5 cm	2 × 2	13.19	12.8	-0.39
	3 × 3	7.73	7.71	-0.02
	4 × 4	4.95	4.81	-0.14
	6 × 6	3.29	3.16	-0.13
	10 × 10	4.82	4.62	-0.2
10 cm	2 × 2	13.05	12.77	-0.28
	3 × 3	8.2	8.18	-0.02
	4 × 4	5.76	5.61	-0.15
	6 × 6	4.69	4.39	-0.3
	10 × 10	6.25	6.13	-0.12

* Difference = TrueBeam 2 - TrueBeam 1

ตาราง 11 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Symmetry พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Cross-plane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร

ความลึก	ขนาดลำรังสี (cm ²)	Symmetry (%)		
		TrueBeam 1	TrueBeam 2	Difference *
1.5 cm	2 × 2	0.97	1.96	0.99
	3 × 3	0.88	0.48	-0.4
	4 × 4	0.44	0.58	0.14
	6 × 6	0.5	0.25	-0.25
	10 × 10	1.02	0.18	-0.84
10 cm	2 × 2	1.23	1.19	-0.04
	3 × 3	0.77	0.58	-0.19
	4 × 4	0.57	0.59	0.02
	6 × 6	0.57	0.39	-0.18
	10 × 10	0.82	0.38	-0.44

* Difference = TrueBeam 2 - TrueBeam 1

ตาราง 12 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Symmetry พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Inplane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร

ความลึก	ขนาดลำรังสี (cm ²)	Symmetry (%)		
		TrueBeam 1	TrueBeam 2	Difference *
1.5 cm	2 × 2	1.27	0.84	-0.43
	3 × 3	0.98	0.9	-0.08
	4 × 4	0.37	0.5	0.13
	6 × 6	0.27	0.25	-0.02
	10 × 10	0.41	0.61	0.2
10 cm	2 × 2	1.33	0.69	-0.64
	3 × 3	0.77	1.08	0.31
	4 × 4	0.56	0.55	-0.01
	6 × 6	0.51	0.34	-0.17
	10 × 10	0.43	0.52	0.09

* Difference = TrueBeam 2 - TrueBeam 1

ตาราง 13 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Penumbra พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Cross-plane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร

ความลึก	ขนาดลำรังสี (cm ²)	Penumbra (mm)					
		TrueBeam 1		TrueBeam 2		Difference *	
		Left	Right	Left	Right	Left	Right
1.5 cm	2 × 2	4.1	4	4.1	4	0	0
	3 × 3	4.1	4.2	4.2	4.1	0.1	-0.1
	4 × 4	4.2	4.3	4.3	4.2	0.1	-0.1
	6 × 6	4.4	4.5	4.5	4.4	0.1	-0.1
	10 × 10	5.2	5.3	5.3	5.1	0.1	-0.2
10 cm	2 × 2	4.5	4.5	4.6	4.4	0.1	-0.1
	3 × 3	4.6	4.8	4.7	4.6	0.1	-0.2
	4 × 4	5.1	5	5.1	4.9	0	-0.1
	6 × 6	5.6	5.6	5.7	5.5	0.1	-0.1
	10 × 10	7.2	7.3	7	6.9	-0.2	-0.4

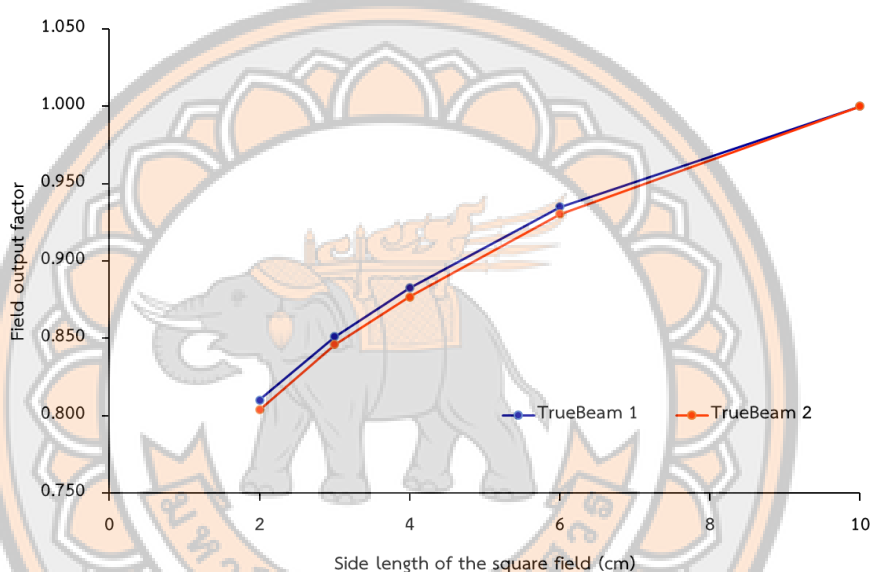
ตาราง 14 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Penumbra พลังงาน 6 MV-FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง ในแนว Inplane ที่ความลึกที่ 1.5 และ 10 เซนติเมตร

ความลึก	ขนาดลำรังสี (cm ²)	Penumbra (mm)					
		TrueBeam 1		TrueBeam 2		Difference *	
		Left	Right	Left	Right	Left	Right
1.5 cm	2 × 2	4.5	4.5	4.3	4.4	-0.2	-0.1
	3 × 3	4.7	4.7	4.5	4.6	-0.2	-0.1
	4 × 4	4.8	4.7	4.6	4.7	-0.2	0
	6 × 6	5.1	5.1	4.9	5	-0.2	-0.1
	10 × 10	5.9	5.5	5.5	5.7	-0.4	0.2
10 cm	2 × 2	5	5	4.9	4.9	-0.1	-0.1
	3 × 3	5.3	5.3	5.1	5.3	-0.2	0
	4 × 4	5.7	5.7	5.5	5.5	-0.2	-0.2
	6 × 6	6.4	6.4	6.2	6.1	-0.2	-0.3
	10 × 10	7.2	7.9	7.6	7.7	-0.2	-0.2

* Difference = TrueBeam 2 - TrueBeam 1

4.1.4 ฟิสิกส์เอาต์พุตแฟคเตอร์ (Field output factor)

จากการศึกษา Field output factor พบว่าค่า Field output factor ของเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง (TrueBeam 1 และ TrueBeam 2) ตั้งภาคผนวก ค มีความใกล้เคียงกันในทุกขนาด Field size โดยมีความแตกต่างอยู่ในช่วง -0.79% ถึง 0.49% ดังแสดงในภาพ 19 โดยเฉพาะที่ Field size 6 × 6 ตารางเซนติเมตร พบว่ามีความแตกต่างน้อยที่สุดมีค่า -0.49% ในขณะที่ Field size 2 × 2 ตารางเซนติเมตร พบความแตกต่างมากที่สุดมีค่า -0.79% ดังแสดงในตาราง 15 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ 1.6% ตามเกณฑ์ที่กำหนดดังตาราง 4



ภาพ 19 แสดงความสัมพันธ์ของ Field Output Factor กับขนาดลำรังสีของเครื่อง TrueBeam 1 และ TrueBeam 2

ตาราง 15 แสดงค่าการเปรียบเทียบ Field output factor พลังงาน 6 MV FFF ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง

ขนาดลำรังสี (cm ²)	Field output factor		Difference (%) *
	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
2 × 2	0.810	0.804	-0.79
3 × 3	0.851	0.846	-0.60
4 × 4	0.883	0.877	-0.64
6 × 6	0.935	0.930	-0.49
10 × 10	1.000	1.000	0.00

$$*\% \text{Difference} = \frac{\text{TrueBeam 2} - \text{TrueBeam 1}}{\text{TrueBeam 1}} \times 100$$

4.1.5 MLC parameters

จากการศึกษา MLC parameters ของเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง (TrueBeam 1 และ TrueBeam 2) ได้ทำการวิเคราะห์ค่าที่สำคัญ 2 ค่า ได้แก่ MLC transmission factor และ Dosimetric leaf gap (DLG) ซึ่งมีผลการทดลอง ดังนี้

ค่าเฉลี่ยของ MLC transmission factor ที่ความลึก 5 เซนติเมตร และ 10 เซนติเมตร สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง (TrueBeam 1 และ TrueBeam 2) ดังภาคผนวก ค พบว่า มีความใกล้เคียงกัน โดยมีความแตกต่างเพียง 0.07% ดังแสดงในตาราง 16 ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ สำหรับการใช้งานทางคลินิก ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ 0.09% ตามเกณฑ์ที่กำหนดดังตาราง 4

ตาราง 16 แสดงค่าการเปรียบเทียบ MLC transmission factor ที่พลังงาน 6 MV FFF ความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง

พารามิเตอร์	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
Transmission at depth 5 cm	1.016	1.085	Difference *
Transmission at depth 10 cm	1.083	1.155	
Average transmission (%)	1.049	1.120	0.07

* Difference = TrueBeam 2 - TrueBeam 1

ค่าเฉลี่ย DLG ที่ความลึก 5 เซนติเมตร และ 10 เซนติเมตร สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่องพบที่มีความใกล้เคียงกัน ดังภาคผนวก ค โดยมีความแตกต่างเพียง 0.08 มิลลิเมตร ดังแสดงในตาราง 17 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าเครื่องทั้งสองมีการ Beam matching ที่ดีในส่วนของ MLC characteristics ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ 0.086 มิลลิเมตร ตามเกณฑ์ที่กำหนดดังตาราง 4

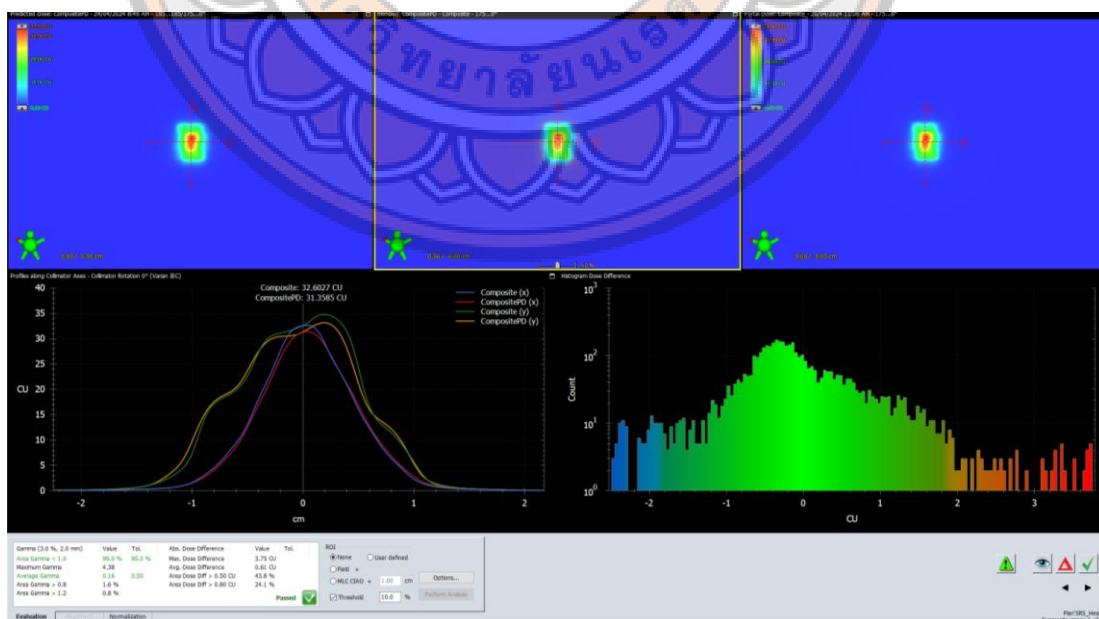
ตาราง 17 แสดงค่าการเปรียบเทียบ DLG ที่พลังงาน 6 MV FFF ความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร ของเครื่อง LINAC ทั้ง 2 เครื่อง

พารามิเตอร์	TrueBeam 1	TrueBeam 2	Difference *
DLG at depth 5 cm	1.296	1.376	
DLG at depth 10 cm	1.353	1.426	
Average DLG (mm)	1.325	1.401	0.08

* Difference = TrueBeam 2 - TrueBeam 1

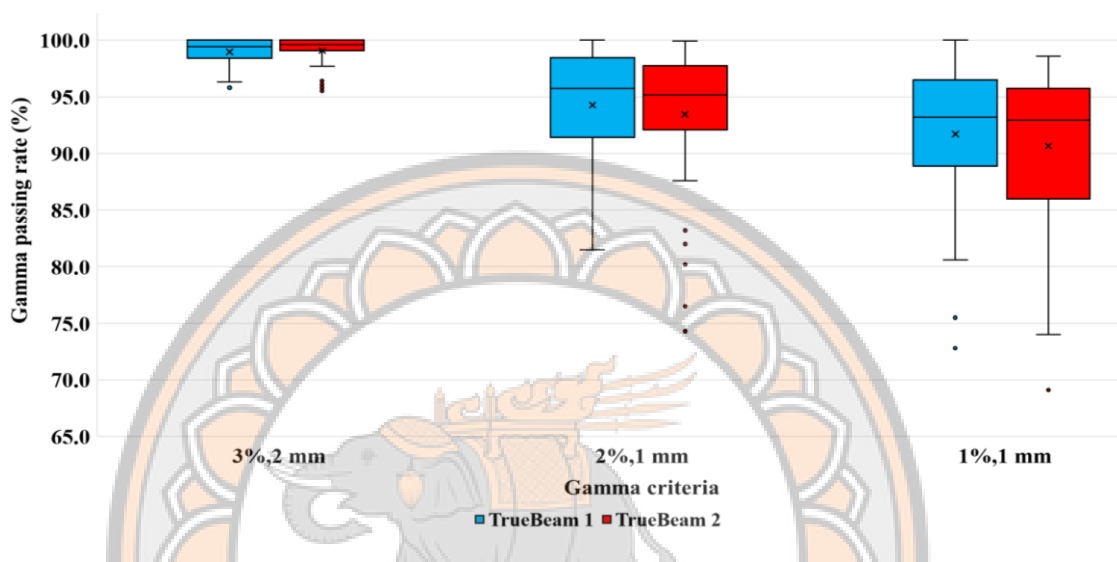
4.2 การประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย (Patient specific quality assurance)

ในการประเมิน Beam matching ของเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองเครื่อง (TrueBeam 1 และ TrueBeam 2) ได้ทำการวิเคราะห์ Gamma passing rate ในการประยุกต์ใช้กับการรักษาแบบ Stereotactic Radiosurgery (SRS) และ Stereotactic Radiotherapy (SRT) แบ่งเป็นการรักษาแบบ SRS จำนวน 23 แผนการรักษา และ SRT จำนวน 26 แผนการรักษา ดังภาคผนวก ง ภายใต้งานที่ต่าง ๆ ดังภาพ 20 ได้แก่ 3%/ 2 mm, 2%/1 mm, และ 1%/1 mm โดยใช้ข้อมูลจากแผนการรักษาผู้ป่วย (Patient-specific QA) ได้ผลการทดลองดังนี้



ภาพ 20 แสดงผลการประเมิน Patient-Specific QA ด้วยระบบ Portal Dosimetry ภายใต้งานที่ต่าง ๆ จากเครื่อง TrueBeam

จากกราฟ Box plot ดังแสดงในภาพ 21 จะสังเกตเห็นได้ว่าค่า Gamma passing rate มีการกระจายตัวที่แคบและใกล้เคียงกันสำหรับเกณฑ์ 3%/ 2 mm แต่เมื่อเกณฑ์เข้มงวดขึ้น (2%/ 1 mm และ 1%/ 1 mm) ค่ามีการกระจายตัวที่กว้างขึ้น โดยเฉพาะในเกณฑ์ 1%/ 1 mm ซึ่งโดยรวมแล้ว LINAC ทั้งสองแสดงให้เห็นถึง Gamma passing rate เฉลี่ยเกิน 90%

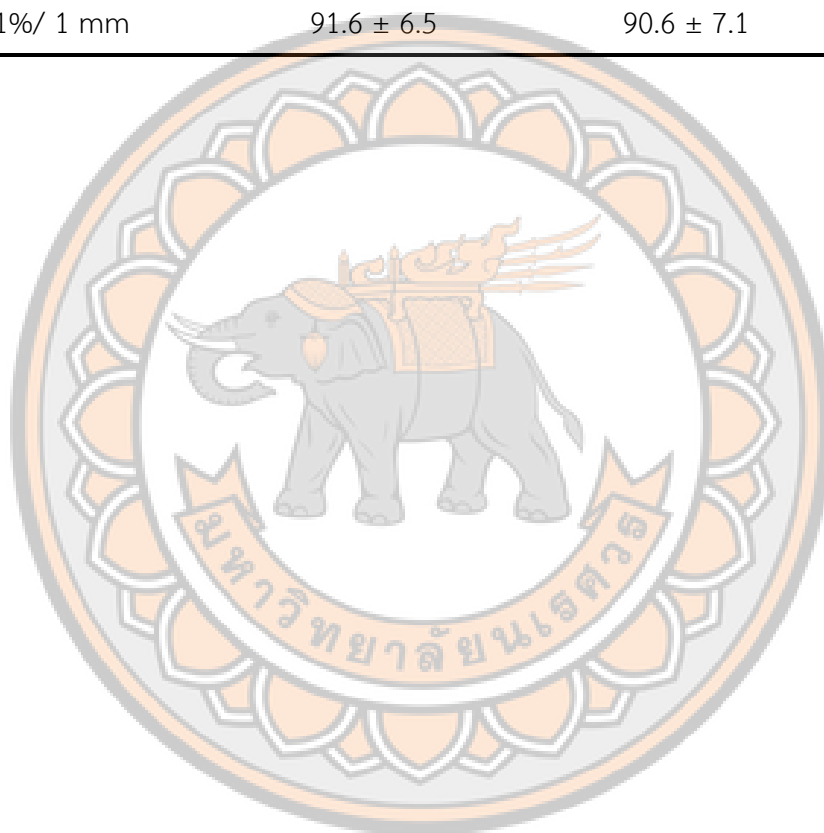


ภาพ 21 แสดงการกระจาย Gamma passing rate ของการรักษาแบบ SRS/SRT บนเครื่อง LINAC ที่จับคู่ลำแสง 2 เครื่องและเกณฑ์ที่แตกต่างกัน

ผลการทดสอบด้วยเกณฑ์การประเมิน 3%/ 2 mm มีค่า Gamma passing rate (เฉลี่ย \pm SD) ของ TrueBeam 1 เท่ากับ $99.0\% \pm 1.3\%$ และ TrueBeam 2 เท่ากับ $99.1\% \pm 1.3\%$ โดยไม่มีความแตกต่างทางสถิติ (P-value = 0.40) เมื่อใช้เกณฑ์การประเมิน 2%/ 1 mm พบว่า ค่า Gamma passing rate ลดลงอยู่ที่ $94.2\% \pm 5.2\%$ สำหรับ TrueBeam 1 และ $93.4\% \pm 6.0\%$ สำหรับ TrueBeam 2 โดยไม่มีความแตกต่างทางสถิติ (P-value = 0.18) และสำหรับเกณฑ์การประเมิน 1%/ 1 mm ซึ่งเป็นเกณฑ์ที่เข้มงวดที่สุด พบว่าค่า Gamma passing rate ลดลงมากที่สุด โดยอยู่ที่ $91.6\% \pm 6.5\%$ สำหรับ TrueBeam 1 และ $90.6\% \pm 7.2\%$ สำหรับ TrueBeam 2 อย่างไรก็ตามไม่มีความแตกต่างทางสถิติ (P-value = 0.11) ดังแสดงดังตาราง 18

ตาราง 18 แสดงค่าเฉลี่ยของผลการผ่านเกณฑ์แกมมาและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean \pm SD) สำหรับ TrueBeam 1 และ TrueBeam 2 ในเกณฑ์ต่างๆ

เกณฑ์การประเมิน (Gamma Criteria)	Mean gamma passing rate (%) \pm SD		P-value
	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
3%/ 2 mm	99.0 \pm 1.3	99.1 \pm 1.3	0.40
2%/ 1 mm	94.2 \pm 5.2	93.4 \pm 6.0	0.18
1%/ 1 mm	91.6 \pm 6.5	90.6 \pm 7.1	0.11



บทที่ 5

อภิปรายผล

จากการศึกษาค่า Percentage depth dose (PDD) พบว่า PDD₁₀ และ PDD₂₀ มีความแตกต่างระหว่างเครื่องอยู่ในช่วงประมาณ -0.86% ถึง -0.40% และ -0.51% ถึง -0.44% ตามลำดับ ซึ่งบ่งชี้ถึงความสม่ำเสมอในการลดทอนของพลังงานลำรังสีในน้ำ ผลลัพธ์นี้ผ่านตามมาตรฐานของ American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task group 142 สำหรับ PDD₁₀ (41) ที่ค่าความแตกต่างควรมีค่าอยู่ภายใน 1% จากค่าพื้นฐาน และค่าความแตกต่างที่ตรวจวัดได้อยู่ภายในขอบเขตที่ยอมรับได้ตามที่ระบุในเอกสาร Customer Product Acceptance Data (CPAD) ซึ่งกำหนดว่า PDD₁₀ สำหรับลำรังสีขนาด 10x10 cm² ต้องมีค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีไม่เกิน $\pm 0.5\%$ และผลการศึกษานี้สอดคล้องกับงานวิจัยของ Kang และคณะ (42) ซึ่งรายงานว่าความแตกต่างของค่า PDD₂₀ สูงสุดอยู่ที่ $\pm 0.71\%$ เพื่อให้การคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการรักษามีความแม่นยำและเชื่อถือได้ ส่วนค่า d_{max} พบว่าค่าความแตกต่างระหว่างเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam ทั้งสองเครื่อง มีค่าความแตกต่างสูงสุดที่ 1.3 มิลลิเมตร ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ และสอดคล้องกับงานของ Beyer และคณะ (3) ที่ระบุว่าค่าความคลาดเคลื่อนของ d_{max} ควรอยู่ในระดับต่ำเพื่อคงไว้ซึ่งความถูกต้องในการฉายรังสีและการวางแผนการรักษา

จากการศึกษาค่า TPR_{20,10} ซึ่งเป็นตัวชี้วัดคุณภาพของลำรังสีและความสามารถในการทะลุทะลวงของลำรังสี ผลการศึกษาพบว่าความแตกต่างของ TPR_{20,10} ระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้งสองอยู่ในระดับน้อยมาก มีค่า -0.005 ซึ่งอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Rojas-López JA และคณะ (7) กับ Khoudri S และคณะ (35)

จากการศึกษาค่า Beam profile ค่า Flatness, Symmetry และ Penumbra ทั้งในแนว Cross-plane และ In-plane ที่ความลึก 1.5 เซนติเมตร และ 10 เซนติเมตร ผลการวิเคราะห์พบว่าค่า Flatness มีความแตกต่างเฉลี่ย $-0.1\% \pm 0.2\%$ และความแตกต่างสูงสุดมีค่า 0.53% ผลลัพธ์นี้สอดคล้องกับมาตรฐานของ AAPM TG-142 สำหรับการวิเคราะห์ Flatness ที่ค่าความแตกต่างควรมีค่าอยู่ภายใน $\pm 1\%$ เมื่อเทียบกับค่าพื้นฐาน (baseline) โดยค่า Symmetry มีความแตกต่างเฉลี่ยอยู่ที่ $-0.1\% \pm 0.4\%$ ซึ่งเป็นตัวบ่งชี้ความสมมาตรของลำรังสีในทั้งสองเครื่อง และความแตกต่างสูงสุดมีค่า 0.99% ผลลัพธ์นี้สอดคล้องกับมาตรฐานของ AAPM TG-142 สำหรับการวิเคราะห์ Symmetry ที่ค่าความแตกต่างควรมีค่าอยู่ภายใน 1% จากค่าพื้นฐาน และค่า Penumbra ซึ่งเป็นตัวชี้วัดความคมของขอบลำรังสี มีความแตกต่างสูงสุดไม่เกิน 0.4 มิลลิเมตร ทั้งในด้านซ้ายและขวา ผลการวิเคราะห์พบว่าค่า Penumbra มีความแตกต่างเฉลี่ย $-0.1\% \pm 0.1\%$ และความแตกต่างสูงสุดมีค่า -0.4 มิลลิเมตร ซึ่ง

สอดคล้องกับงานวิจัยของ GhemiS และคณะ (6) ที่พบว่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของ Penumbra ในแนว Cross-plane และ In-plane มีค่า 0.5 มิลลิเมตร

จากการศึกษาค่า Field output factor ผลการศึกษาพบว่าความแตกต่างใน Field output factor มีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อขนาดของพื้นที่ลำรังสีเล็กลง โดยในพื้นที่ลำรังสีขนาดเล็ก เช่น 2×2 ตารางเซนติเมตร พบความแตกต่างมากที่สุดมีค่า -0.79% ซึ่งสอดคล้องกับงานของ Rojas-López JA และคณะ (7) ที่รายงานว่าความแตกต่างสูงสุดสำหรับ Field output factor มีค่า 1.6% จากผลกระทบของ Volume averaging effect ที่อาจเกิดขึ้นจากหัววัดที่มีขนาดใหญ่กว่าพื้นที่ลำรังสี เนื่องจากเมื่อใช้หัววัดที่มีปริมาตรใหญ่กว่า หัววัดจะเฉลี่ยค่าความเข้มรังสีตลอดทั้งปริมาตรของเครื่องวัด ทำให้ค่า Field output factor ที่วัดได้มีค่าน้อยลงกว่าค่าจริง ดังนั้นการเลือกใช้หัววัดที่มีขนาดเล็กและมีความละเอียดสูงจึงเป็นสิ่งสำคัญในการลดผลกระทบของ Volume averaging effect

จากการศึกษาค่า MLC Parameters ทั้งค่า MLC leaf transmission factor และ Dosimetric leaf gap (DLG) ผลการศึกษาพบว่าความแตกต่างอยู่ในระดับต่ำ โดยมีค่าความแตกต่างอยู่ภายใน 0.09% สำหรับ Transmission factor และมีค่าความแตกต่างอยู่ภายใน 0.09 มิลลิเมตร สำหรับ DLG ซึ่งสอดคล้องกับงานของ Rojas-López JA และคณะ (7) ที่ชี้ให้เห็นว่าค่าพารามิเตอร์เหล่านี้มีความสำคัญในการควบคุมคุณภาพของลำรังสีและต้องอยู่ในขอบเขตที่เล็กเพื่อให้แผนการรักษาที่มีความถูกต้องสูง

จากการศึกษาการประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วย (Patient-specific QA) การศึกษาที่ใช้เกณฑ์การวิเคราะห์แบบแกมมาที่แตกต่างกัน ได้แก่ $3\%/2\text{ mm}$, $2\%/1\text{ mm}$ และ $1\%/1\text{ mm}$ เพื่อสะท้อนความแม่นยำในการกระจายปริมาณรังสีทั้งในบริเวณที่มีการไล่ระดับรังสีสูง (Steep dose gradient) และบริเวณที่มีการไล่ระดับต่ำ (Low dose gradient) ผลลัพธ์พบว่า ที่เกณฑ์ $3\%/2\text{ mm}$ มิลลิเมตร มีค่าเฉลี่ยอยู่ระหว่าง 98.8 ถึง 99.1% ซึ่งสูงกว่าค่าที่รายงานโดย Rojas-López JA และคณะ (7) และสอดคล้องกับแนวทางของ AAPM TG-218 ที่แนะนำอัตราการผ่านแกมมาไม่น้อยกว่า 95% ภายใต้เงื่อนไข $3\%/2\text{ mm}$ มิลลิเมตร และขีดจำกัดปริมาณรังสีขั้นต่ำ (Dose threshold) ที่ 10% ภายใต้เกณฑ์ที่เข้มงวดมากขึ้น $2\%/1\text{ mm}$ มิลลิเมตร มีค่าเฉลี่ยลดลงโดยอยู่ระหว่าง 93.4 ถึง 94.2% สอดคล้องกับงานของ Goodall SK และคณะ (5) ที่ศึกษาการประกันคุณภาพแผนการรักษาระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคแบบ Beam-matched สำหรับ SRS และโดยมีค่าเฉลี่ยอัตราการผ่านแกมมาเท่ากับ 80.2% และสำหรับเกณฑ์ที่เข้มงวดที่สุดที่ใช้ในการศึกษา ($1\%/1\text{ mm}$ มิลลิเมตร) ผลการประเมินยังคงแสดงค่าเฉลี่ยของอัตราการผ่านที่มากกว่า 90% ซึ่งสูงกว่ารายงานของ James และคณะ (43) ที่ทดสอบการประกันคุณภาพแผนการรักษาเฉพาะผู้ป่วยของแผนการรักษา SRT ที่พลังงาน 6 MV-FFF โดยใช้ EPID ของบริษัท Varian รุ่น aS1200 ซึ่งรายงานค่า Gamma passing rate อยู่ที่ประมาณ 80% ภายใต้เกณฑ์เดียวกัน

เพื่อให้ได้ผลการประเมินที่มีความถูกต้องและเชื่อถือได้ การเลือกใช้อุปกรณ์ตรวจวัดจึงมีบทบาทสำคัญในกระบวนการ PSQA โดยเฉพาะในแผนการรักษาที่มีความซับซ้อนสูง เช่น SRS และ SRT ซึ่งในงานวิจัยนี้ได้เลือกใช้ระบบ EPID ซึ่งมีทั้งข้อดีที่ได้เปรียบในด้านความละเอียดเชิงพื้นที่ (Spatial resolution) ที่สูงกว่าระบบตรวจวัดแบบอื่น เช่น फिल्म หรืออาร์เรย์ของไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ทำให้สามารถตรวจจับความเบี่ยงเบนขนาดเล็กได้แม่นยำยิ่งขึ้น ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญในแผนการรักษาที่มีความซับซ้อนสูง อย่างไรก็ตาม EPID ยังมีข้อจำกัดด้านความไวของตัวตรวจจับ (Sensitivity) โดยเฉพาะเมื่อใช้งานในระยะเวลาสั้นหรือการวัดแผนต่อเนื่องกันหลายแผน ซึ่งอาจส่งผลต่อค่าที่ตรวจวัดได้หากไม่มีการสอบเทียบที่เหมาะสม ดังนั้น เพื่อรักษาความเสถียรของระบบและความถูกต้องของผลการตรวจวัด ผู้วิจัยได้ดำเนินการสอบเทียบ (Calibration) ระบบ EPID ทุก ๆ 10 แผนการรักษา ตามขั้นตอนที่ระบุไว้ในภาคผนวก ข ส่งผลให้ค่า Gamma passing rate ที่รายงานมีความถูกต้องและสะท้อนค่าจริงทางคลินิกได้อย่างแม่นยำ

หนึ่งในปัจจัยที่อาจส่งผลต่อความสอดคล้องของผลการทดสอบ Beam matching คือ ความเสถียรของลำรังสีในแต่ละวัน (Daily output constancy) ซึ่งสามารถเปลี่ยนแปลงได้จากหลายปัจจัย เช่น การเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิแวดล้อม หรือการใช้งานเครื่องในระยะเวลาสั้นอย่างต่อเนื่อง ดังนั้น เพื่อให้มั่นใจในความถูกต้องของการวัดปริมาณรังสีในแต่ละวัน ผู้วิจัยได้ดำเนินการประเมินค่า Daily output โดยใช้ระบบ Machine Performance Check (MPC) ดังแสดงในภาคผนวก ง ของเครื่อง TrueBeam เป็นประจำก่อนทำการวัดค่าทางฟิสิกส์หรือประเมินผล PSQA ซึ่งเป็นแนวปฏิบัติที่ควรรักษาอย่างต่อเนื่องในการดำเนินการวิจัยเชิงเปรียบเทียบในอนาคต เพื่อรักษาความถูกต้องของการส่งมอบปริมาณรังสีตามแผนการรักษา ควรมีการสอบเทียบและติดตามค่าพารามิเตอร์ทางโดสิเมตริกอย่างสม่ำเสมอ โดยเฉพาะค่า PDD, beam profile, output factor และพารามิเตอร์ของ Multileaf collimator (MLC) เพื่อให้มั่นใจว่าค่าที่วัดได้ยังอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ตามเกณฑ์มาตรฐานที่กำหนด

อีกประเด็นสำคัญที่ควรให้ความสนใจในกระบวนการรักษาด้วยเครื่องเร่งอนุภาคที่ผ่านการจับคู่ลำรังสี (beam-matched LINACs) คือกรณีที่มีการเปลี่ยนแปลงหรือทดแทนชิ้นส่วนสำคัญของเครื่อง ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อค่าพารามิเตอร์ทางปริมาณรังสี (Dosimetric parameters) โดยการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวสามารถทำให้คุณลักษณะของลำรังสี (beam characteristics) เปลี่ยนไปจากเดิม ส่งผลต่อความแม่นยำในการส่งมอบปริมาณรังสี ดังนั้น เมื่อมีการเปลี่ยนองค์ประกอบหรือชิ้นส่วนสำคัญของเครื่อง ควรมีการตรวจสอบและประเมินค่าพารามิเตอร์ที่มีความสำคัญ เช่น ค่าเปอร์เซ็นต์ความลึกขนาด 10 เซนติเมตร (PDD_{10}) โดยเปรียบเทียบกับเกณฑ์ที่กำหนดไว้ในเอกสาร Customer Product Acceptance Data (CPAD) ของเครื่องแต่ละเครื่อง เพื่อยืนยันความสอดคล้องก่อนอนุญาตให้ทำการรักษาผู้ป่วยบนเครื่องเร่งอนุภาคดังกล่าวอย่างปลอดภัย

การศึกษานี้มีข้อจำกัดสำคัญ คือ เป็นการประเมินเครื่องเร่งอนุภาคแบบจับคู่ลำรังสี ยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam เพียง 2 เครื่อง ซึ่งติดตั้งภายใต้สภาพแวดล้อมเดียวกันในสถานพยาบาลเดียวเท่านั้น ดังนั้น ผลลัพธ์ที่ได้ อาจไม่สามารถนำไปประยุกต์ใช้กับเครื่องเร่งอนุภาครุ่นอื่น หรือจากผู้ผลิตรายอื่นได้อย่างครอบคลุม

สำหรับการศึกษาในอนาคต การประยุกต์ใช้เทคนิคการคำนวณขั้นสูง เช่น Monte Carlo simulation ร่วมกับระบบวางแผนการรักษา (Treatment planning system: TPS) สามารถช่วยเพิ่มความแม่นยำในการคำนวณปริมาณรังสีได้อย่างมีนัยสำคัญ อีกทั้งการพัฒนาแนวทางการประเมินความสอดคล้องของลำรังสีโดยใช้เทคโนโลยี Machine Learning หรือการวิเคราะห์แบบอิงปัญญาประดิษฐ์ (AI-based analysis) จะช่วยตรวจจับความแตกต่างเล็กน้อยที่อาจมีผลกระทบต่อคุณภาพการส่งมอบรังสีได้อย่างละเอียดมากยิ่งขึ้น สุดท้าย การติดตั้งระบบจัดการข้อมูลแบบคลาวด์ (Cloud-based system) เพื่อบันทึกและเปรียบเทียบข้อมูลทางรังสีจากเครื่อง Beam-matched แบบเรียลไทม์ จะช่วยให้สามารถติดตามความคลาดเคลื่อนและความแปรปรวนของพารามิเตอร์ต่าง ๆ ได้ตั้งแต่ระยะเริ่มต้น ซึ่งจะเป็นประโยชน์ต่อการควบคุมคุณภาพและการรักษามาตรฐานในการรักษาผู้ป่วยในระยะยาว



บทที่ 6

บทสรุป

งานวิจัยนี้มุ่งประเมินประสิทธิภาพของเครื่องเร่งอนุภาครุ่น TrueBeam (SN. 5348 และ SN. 6462) ที่มีการจับคู่ลำรังสี (Beam-Matched) สำหรับการรักษาด้วยรังสีศัลยกรรม (SRS) และรังสีร่วมพิกัด (SRT) โดยเน้นการวิเคราะห์ความสอดคล้องของพารามิเตอร์เชิงปริมาณรังสีระหว่างเครื่องเร่งอนุภาคทั้ง 2 เครื่อง ผลการศึกษาพบว่า PDD₁₀ และ PDD₂₀ ความแตกต่างที่วัดได้มีค่าอยู่ภายใน 1% ซึ่งเป็นตัวบ่งชี้ว่าการลดทอนพลังงานในลำรังสีมีความสม่ำเสมอและมีความแม่นยำสูงในระดับที่ยอมรับได้ ผลการวิเคราะห์โปรไฟล์ลำรังสีด้วยค่า Flatness, Symmetry และ Penumbra ทั้งในแนว Cross-plane และ In-plane มีค่าเฉลี่ยความแตกต่างของ Flatness, Symmetry และ Penumbra อยู่ภายใน 0.1%, 0.1% และ 0.1 มิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งทั้งหมดนี้อยู่ในเกณฑ์ที่กำหนดสำหรับการฉายรังสีในทางคลินิก ค่า d_{max} และ TPR_{20,10} ที่ได้จากงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่าความแตกต่างระหว่างเครื่องทั้งสองอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้ โดยค่า d_{max} มีความแตกต่างไม่เกิน ±1.5 มิลลิเมตร และค่า TPR_{20,10} มีความแตกต่างเพียง -0.005 นอกจากนี้ Field output factor พบความแตกต่างมากที่สุดมีค่า -0.79% สำหรับพื้นที่ลำรังสีขนาด 2 × 2 ตารางเซนติเมตร โดยค่าความแตกต่างนี้ยังคงอยู่ภายใน 1% และพารามิเตอร์ของ MLC ทั้ง Transmission factor และ DLG มีความแตกต่างน้อยกว่า 0.1% และ 0.1 mm ตามลำดับ

ในส่วนการประกันคุณภาพแผนการรักษา (Patient-specific QA) ผลการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยของ Gamma passing rate ภายใต้เกณฑ์ 3%/ 2 mm มีค่าเฉลี่ยสูงกว่า 98% สำหรับทั้งสองเครื่อง ในขณะที่เมื่อใช้เกณฑ์ที่เข้มงวดขึ้น (2%/ 1 mm และ 1%/ 1 mm) ค่า Gamma passing rate ลดลงโดย TrueBeam 1 มีค่าเฉลี่ยสูงกว่า TrueBeam 2 โดยไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P-value > 0.05)

โดยรวมแล้วผลการศึกษาที่ยืนยันว่าการจับคู่ลำรังสีในเครื่อง TrueBeam ทั้ง 2 เครื่องมีความสอดคล้องกันในทุกพารามิเตอร์สำคัญ ทั้งในด้านการฉายปริมาณรังสีในแง่ของ TPR_{20,10}, PDD, d_{max}, Beam profile, Field output factor และ MLC parameters และในด้าน Patient-specific QA ซึ่งผู้ป่วยสามารถสลับเครื่องฉายรังสีได้โดยไม่จำเป็นต้องวางแผนการรักษาใหม่ในกระบวนการรักษา SRS และ SRT

เอกสารอ้างอิง

1. ศิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม, พันทิวา อุณหศิริ. ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา (Physics of Radiotherapy). กรุงเทพฯ: สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย; 2563.
2. Sjöström D, Bjelkengren U, Ottosson W, Behrens CF. A beam-matching concept for medical linear accelerators. *Acta Oncologica*. 2009;48(2):192-200.
3. Beyer GP. Commissioning measurements for photon beam data on three TrueBeam linear accelerators, and comparison with Trilogy and Clinac 2100 linear accelerators. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14(1):4077.
4. Hrbacek J, Depuydt T, Nulens A, Swinnen A, Van den Heuvel F. Quantitative evaluation of a beam-matching procedure using one-dimensional gamma analysis. *Med Phys*. 2007;34(7):2917-27.
5. Goodall SK, Dunn L, Dunning J, Muñoz L, Rowshanfarzad P, Ebert MA. Matched linac stereotactic radiotherapy: An assessment of delivery similarity and distributive patient-specific quality assurance feasibility. *J Appl Clin Med Phys*. 2022;23(11):e13652.
6. Ghemi S DM, Marcu LG, Virag V, Virag A. Dosimetric characteristics of 6 MV flattening filter free and flattened beams among beam-matched linacs: a three-institutional study. *Radiation Oncology*. 2023;18(1):126.
7. Rojas-López JA, Venencia D. Importance of Beam-Matching between TrueBeam STx and Novalis Tx in Pre-Treatment Quality Assurance Using Portal Dosimetry. *J Med Phys*. 2021;46(3):211-20.
8. Sjöström D, Bjelkengren U, Ottosson W, Behrens CF. A beam-matching concept for medical linear accelerators. *Acta Oncol*. 2009;48(2):192-200.
9. Bhangle JR, Narayanan VK, Kumar NK, Vaitheeswaran R. Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators. *J Med Phys*. 2011;36(3):176-80.
10. Xu Z, Warrell G, Lee S, Colussi V, Zheng Y, Ellis R, et al. Assessment of beam-matched linacs quality/accuracy for interchanging SBRT or SRT patient using VMAT without replanning. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2019;20(1):68-75.

11. Muñoz L, Kron T, Petasecca M, Bucci J, Jackson M, Metcalfe P, et al. Consistency of small-field dosimetry, on and off axis, in beam-matched linacs used for stereotactic radiosurgery. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2021;22(2):185-93.
12. Dogan N, Mijneer BJ, Padgett K, Nalichowski A, Wu C, Nyflot MJ, et al. AAPM Task Group Report 307: Use of EPIDs for Patient-Specific IMRT and VMAT QA. *Medical Physics*. 2023;50(8):e865-e903.
13. Thongsawad S, Chanton T, Saiyo N, Udee N. Planar EPID-Based Dosimetry for SRS and SRT Patient-Specific QA. *Life (Basel)*. 2021;11(11).
14. Yon-Lae K, Jin-Beom C, Seong-Hee K. Evaluation of Beam-Matching Accuracy for 8 MV Photon Beam between the Same Model Linear Accelerator. *Journal of Radiological Science and Technology*. 2020;43(2):105-14.
15. Donmoon T, Yabsantia KRS. Evaluation of two beam-matched linear accelerators for volumetric modulated arc therapy.
16. Dumont Lecomte D, Lequesne J, Geffrelot J, Lesueur P, Barraux V, Loiseau C, et al. Hypofractionated stereotactic radiotherapy for challenging brain metastases using 36 Gy in six fractions. *Cancer/Radiothérapie*. 2019;23(8):860-6.
17. Kim Y-J, Cho KH, Kim J-Y, Lim YK, Min HS, Lee SH, et al. Single-Dose Versus Fractionated Stereotactic Radiotherapy for Brain Metastases. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*. 2011;81(2):483-9.
18. Sanad MH, Farouk N, Fouzy ASM. Radiocomplexation and bioevaluation of ^{99m}Tc nitrido-piracetam as a model for brain imaging. *Radiochimica Acta*. 2017;105(9):729-37.
19. Iwai Y, Ozawa S, Ageishi T, Pellegrini R, Yoda K. Feasibility of single-isocenter, multi-arc non-coplanar volumetric modulated arc therapy for multiple brain tumors using a linear accelerator with a 160-leaf multileaf collimator: a phantom study. *J Radiat Res*. 2014;55(5):1015-20.
20. Ohira S, Ueda Y, Akino Y, Hashimoto M, Masaoka A, Hirata T, et al. HyperArc VMAT planning for single and multiple brain metastases stereotactic radiosurgery: a new treatment planning approach. *Radiation Oncology*. 2018;13(1):13.
21. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, Galvin JM, Hinson W, Kavanagh B, et al. Stereotactic body radiation therapy: The report of AAPM Task Group 101. *Medical Physics*. 2010;37(8):4078-101.

22. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Medical Physics*. 2008;35(1):310-7.
23. Ostheimer C, Hübsch P, Janich M, Gerlach R, Vordermark D. Dosimetric comparison of intensity-modulated radiotherapy (IMRT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT) in total scalp irradiation: a single institutional experience. *Radiat Oncol J*. 2016;34(4):313-21.
24. Lizondo M, Latorre-Musoll A, Ribas M, Carrasco P, Espinosa N, Coral A, et al. Pseudo skin flash on VMAT in breast radiotherapy: Optimization of virtual bolus thickness and HU values. *Physica Medica*. 2019;63:56-62.
25. Monajemi TT, Oliver PAK, Day A, Yewondwossen M. In search of a one plan solution for VMAT post-mastectomy chest wall irradiation. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2020;21(8):216-23.
26. Chang JS, Chang JH, Kim N, Kim YB, Shin KH, Kim K. Intensity Modulated Radiotherapy and Volumetric Modulated Arc Therapy in the Treatment of Breast Cancer: An Updated Review. *J Breast Cancer*. 2022;25(5):349-65.
27. Boda-Heggemann J, Mai S, Fleckenstein J, Siebenlist K, Simeonova A, Ehmann M, et al. Flattening-filter-free intensity modulated breath-hold image-guided SABR (Stereotactic Ablative Radiotherapy) can be applied in a 1.5-min treatment slot. *Radiotherapy and Oncology*. 2013;109(3):505-9.
28. Clementel E, Corning C. Patient-Specific Quality Assurance. In: Kaidar-Person O, Meattini I, Poortmans P, editors. *Breast Cancer Radiation Therapy: A Practical Guide for Technical Applications*. Cham: Springer International Publishing; 2022. p. 449-51.
29. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25(5):656-61.
30. Van Delinder K. Higher Statistical Uncertainty With Small Pixel Sizes Gives Higher Pass Rates 2016.
31. Krishnappan C, Radha CA, Balaji K, Mani PK, Subramani V, Thanigaimalai V, et al. Evaluation of beam matching accuracy among six linacs from the same vendor. *Radiol Phys Technol*. 2018;11(4):423-33.
32. Firmansyah O, Firmansyah A, Sunaryati S, Putri M, Setiadi A, Akbar O, et al. Implementation of beam matching concept for the new installed Elekta precise treatment system medical LINACs in Indonesia. *Atom Indonesia*. 2021;47(3):181-9.

33. Lu MJ, Zhong WH, Liu YX, Miao HZ, Li YC, Ji MH. Sample Size for Assessing Agreement between Two Methods of Measurement by Bland-Altman Method. *Int J Biostat.* 2016;12(2).
34. Ballangrud Å, Kuo LC, Happersett L, Lim SB, Beal K, Yamada Y, et al. Institutional experience with SRS VMAT planning for multiple cranial metastases. *J Appl Clin Med Phys.* 2018;19(2):176-83.
35. Khoudri S, Chaoui Z. Dosimetric beam matching analysis of MV photons and electrons therapy. *International Journal of Radiation Research.* 2022;20(3):693-700.
36. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, Ling CC, Purdy JA, van de Geijn J, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Medical Physics.* 1994;21(7):1093-121.
37. T-L. S. Clinical Implementation of Electron Energy Changes of Varian Linear Accelerators. *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 2009.
38. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2017.
39. Li Y, Sun X, Liang Y, Hu Y, Liu C. Monte Carlo simulation of linac using PRIMO. *Radiation Oncology.* 2022;17(1):185.
40. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys.* 2018;45(4):e53-e83.
41. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin F-F, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics.* 2009;36(9Part1):4197-212.
42. Kang S, Chung J-B, Eom K-Y, Song C, Kim I-A, Kim J-S, et al. Possibility of Interchanging Patients for Beam-Matched Linear Accelerators from the Same Vendor. *Journal of the Korean Physical Society.* 2019;75(8):628-35.
43. James S, Al-Basheer A, Elder E, Huh C, Ackerman C, Barrett J, et al. Evaluation of commercial devices for patient specific QA of stereotactic radiotherapy plans. *J Appl Clin Med Phys.* 2023;24(8):e14009.

ภาคผนวก ก

การตรวจสอบความถูกต้องทางเรขาคณิตของเครื่อง TrueBeam ด้วย Machine performance check (MPC)

ตาราง 19 ค่าพารามิเตอร์จากการทดสอบ MPC ของเครื่อง TrueBeam 1 และ TrueBeam 2

พารามิเตอร์	ค่าที่วัดได้		เกณฑ์กำหนด
	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
Isocenter			
Size	0.28 mm	0.3 mm	± 0.50 mm
MV Imager Projection Offset	0.34 mm	0.31 mm	± 0.50 mm
kV Imager Projection Offset	0.26 mm	0.23 mm	± 0.50 mm
Beam			
Output Change	+ 0.46%	+ 0.30%	± 2.00%
Uniformity Change	+ 1.28%	+ 1.62%	± 2.00%
Center Shift	0.09 mm	0.12 mm	0.50 mm
Collimation			
MLC			
Maximal Offset Leaves A	-0.41 mm	-0.25 mm	± 1.00 mm
Maximal Offset Leaves B	-0.49 mm	-0.35 mm	± 1.00 mm
Mean Offset Leaves A	-0.06 mm	-0.09 mm	± 1.00 mm
Mean Offset Leaves B	-0.29 mm	-0.29 mm	± 1.00 mm
MLC Reproducibility			
Maximal Reproducibility Leaves A	0.28 mm	0.23 mm	± 0.50 mm
Maximal Reproducibility Leaves B	0.31 mm	0.23 mm	± 0.50 mm
Mean Reproducibility A	0.19 mm	0.17 mm	± 0.50 mm
Mean Reproducibility B	0.2 mm	0.17 mm	± 0.50 mm

พารามิเตอร์	ค่าที่วัดได้		เกณฑ์กำหนด
	TrueBeam 1	TrueBeam 2	
Jaws			
Offset Jaw X1	0.09 mm	-0.11 mm	± 1.00 mm
Offset Jaw X2	-0.02 mm	0.13 mm	± 1.00 mm
Offset Jaw Y1	0.21 mm	0.42 mm	± 2.00 mm
Offset Jaw Y2	0.35 mm	0.75 mm	± 2.00 mm
Jaws Parallelism			
Parallelism Offset Jaw X1	- 0.15°	- 0.01°	± 0.40°
Parallelism Offset Jaw X2	- 0.10°	- 0.04°	± 0.40°
Parallelism Offset Jaw Y1	- 0.27°	+ 0.02°	± 0.40°
Parallelism Offset Jaw Y2	- 0.25°	+ 0.03°	± 0.40°
Rotation Offset	- 0.26°	- 0.06°	± 0.50°
Gantry			
Absolute	+ 0.02°	+ 0.02°	± 0.30°
Relative	+ 0.05°	- 0.06°	± 0.30°
Couch			
Lateral	- 0.10 mm	- 0.16 mm	± 0.70 mm
Longitudinal	- 0.10 mm	+ 0.02 mm	± 0.70 mm
Vertical (Large)	+ 0.04 mm	- 0.21 mm	± 1.90 mm
Rotation	- 0.05°	- 0.05°	± 0.4°
Pitch	0.00°	0.00°	± 0.1°
Roll	- 0.01°	+ 0.04°	± 0.1°
Rotation-Induced Couch Shift	+ 0.16 mm	+ 0.06 mm	± 0.75 mm

mm = มิลลิเมตร

ภาคผนวก ข

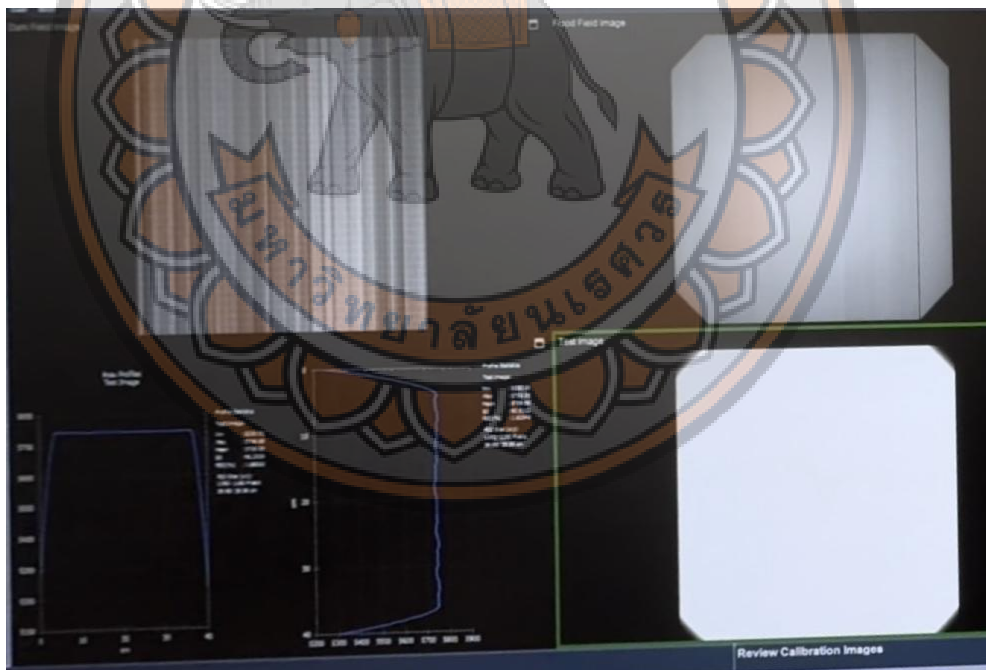
การสอบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

1. การสอบเทียบโดยไม่มีรังสี (Dark field calibration)

การสอบเทียบโดยไม่มีรังสีเป็นการสอบเทียบสัญญาณของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยการแก้ค่าสัญญาณรบกวนจากส่วนประกอบของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เมื่อไม่มีการฉายรังสี โดยทำการสอบเทียบที่ระดับพลังงาน 6 MV-FFF

2. การสอบเทียบความสม่ำเสมอ (Flood field calibration)

การสอบเทียบความสม่ำเสมอเป็นการแก้ค่าการตอบสนองของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในแต่ละพิกเซลที่มีความไวแตกต่างกัน โดยทำการสอบเทียบที่ระดับพลังงาน 6 MV-FFF ด้วยอัตราปริมาณรังสี 400 MU/min และทำการสอบเทียบที่ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ 150 เซนติเมตร ขนาดลำรังสี 28×21 ตารางเซนติเมตร ดังแสดงในภาพ 22



ภาพ 22 แสดงการสอบเทียบ Dark field และ Flood field ของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

ภาคผนวก ค

การหาคุณลักษณะทางรังสี (Dosimetric characteristics) ในการประเมิน Beam matching

1. Tissue-phantom ratio ที่ความลึก 20 และ 10 เซนติเมตร ($TPR_{20,10}$)

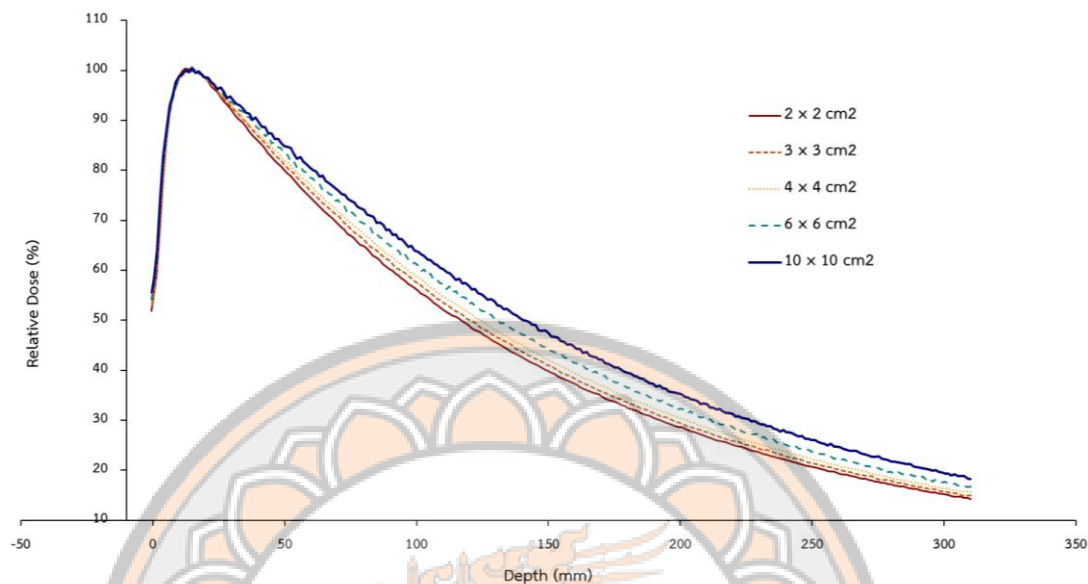
ตาราง 20 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า $TPR_{20,10}$ ของเครื่อง TrueBeam 1

พารามิเตอร์	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)			เฉลี่ย (nC)
	อ่านครั้งที่			
	1	2	3	
ปริมาณรังสีที่ความลึก 10 ซม.	15.62	15.62	15.64	15.63
ปริมาณรังสีที่ความลึก 20 ซม.	9.87	9.86	9.87	9.86
$TPR_{20,10}$				0.631

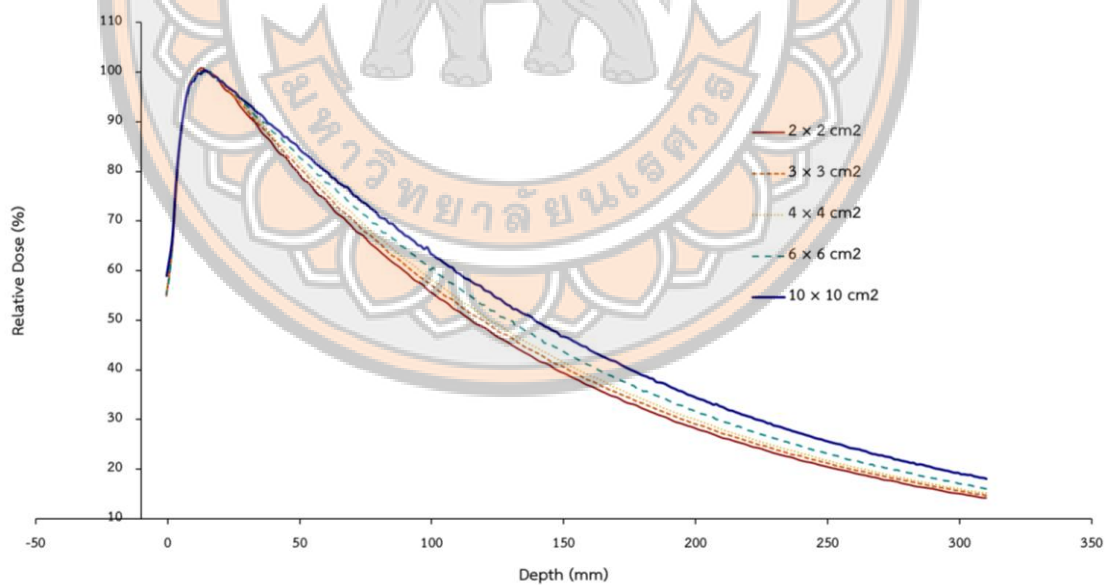
ตาราง 21 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า $TPR_{20,10}$ ของเครื่อง TrueBeam 2

พารามิเตอร์	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)			เฉลี่ย (nC)
	อ่านครั้งที่			
	1	2	3	
ปริมาณรังสีที่ความลึก 10 ซม.	15.53	15.53	15.53	15.53
ปริมาณรังสีที่ความลึก 20 ซม.	9.876	9.878	9.877	9.88
$TPR_{20,10}$				0.636

2. Percentage depth dose

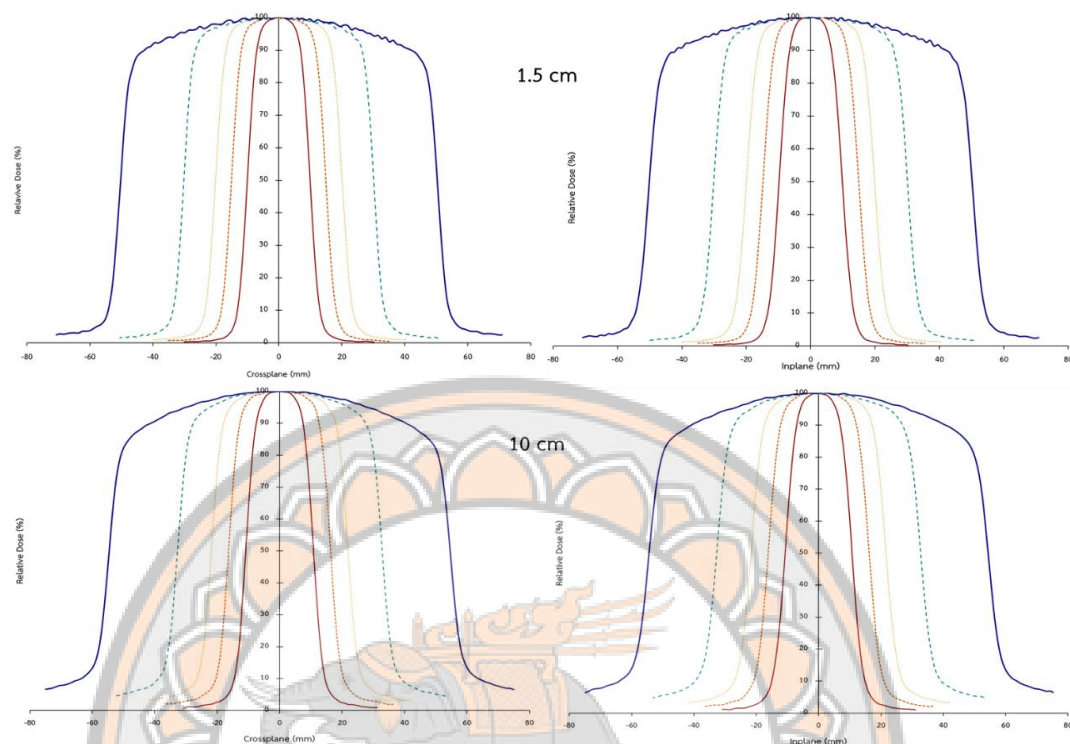


ภาพ 23 แสดงการกระจาย Depth dose curve ของเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 1
สำหรับลำรังสีขนาดต่าง ๆ

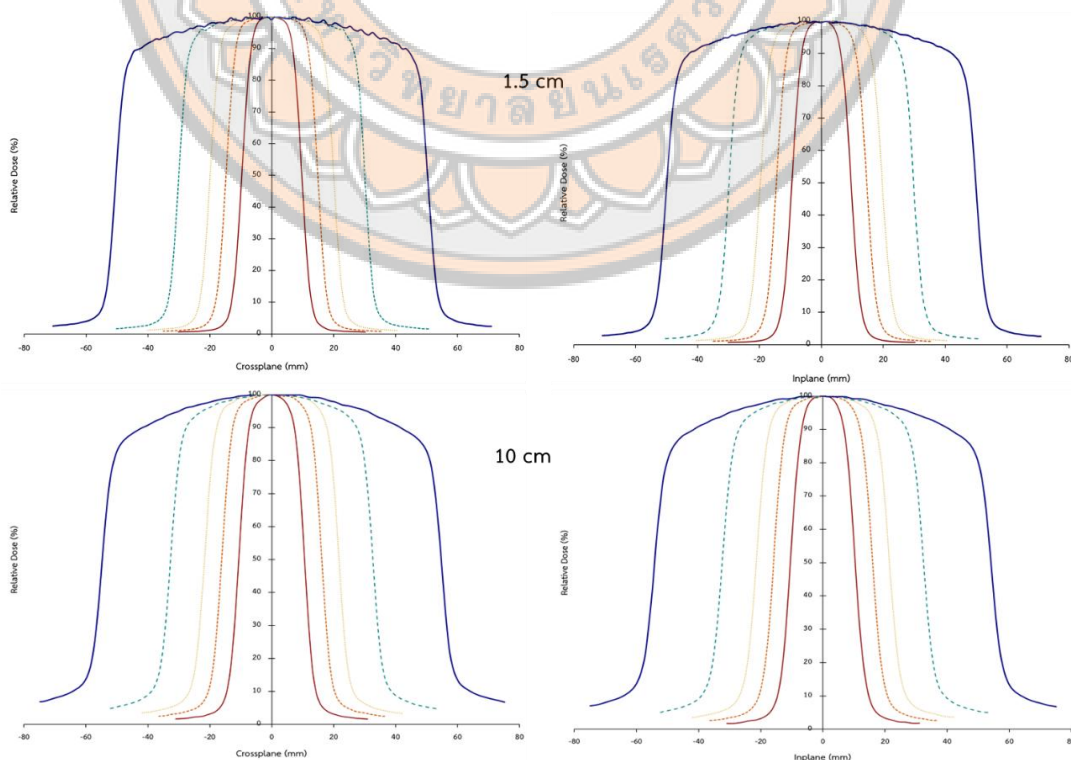


ภาพ 24 แสดงการกระจาย Depth dose curve ของเครื่องเร่งอนุภาค TrueBeam 2
สำหรับลำรังสีขนาดต่าง ๆ

3. Beam profile



ภาพ 25 แสดงลักษณะของ Beam profile แนว Cross-plane และ In-plane ที่ความลึก 1.5 และ 10 เซนติเมตร สำหรับลำรังสีขนาดต่าง ๆ ของเครื่อง TrueBeam 1



ภาพ 26 แสดงลักษณะของ Beam profile แนว Cross-plane และ In-plane ที่ความลึก 1.5 และ 10 เซนติเมตร สำหรับลำรังสีขนาดต่าง ๆ ของเครื่อง TrueBeam 2

4. Field output factor

ตาราง 22 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า Output factor ของเครื่อง TrueBeam 1

ขนาดลำรังสี (cm ²)	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)			เฉลี่ย (nC)	Output factor
	อ่านครั้งที่				
	1	2	3		
2 × 2	1.055	1.054	1.054	1.054	0.809
3 × 3	1.109	1.109	1.109	1.109	0.851
4 × 4	1.149	1.15	1.151	1.150	0.883
6 × 6	1.218	1.219	1.218	1.218	0.935
10 × 10	1.303	1.303	1.303	1.303	1.000

ตาราง 23 แสดงการคำนวณค่า Field output correction factor และ Field output factor ของเครื่อง TrueBeam 1

ขนาดลำรังสี (cm ²)	Output factor	FWHM		$\sqrt{A \times B}$	Field output correction factor	Field output factor
		X	Y			
		2 × 2	0.809			
3 × 3	0.851	3.3	3.2	3.25	1	0.851
4 × 4	0.883	4.4	4.3	4.35	1	0.883
6 × 6	0.935	6.6	6.6	6.60	1	0.935
10 × 10	1	10.9	10.9	10.90	1	1.000

ตาราง 24 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า Output factor ของเครื่อง TrueBeam 2

ขนาดลำรังสี (cm ²)	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)			เฉลี่ย (nC)	Output factor
	อ่านครั้งที่				
	1	2	3		
2 × 2	1.038	1.039	1.039	1.039	0.802
3 × 3	1.095	1.095	1.095	1.095	0.846
4 × 4	1.135	1.135	1.135	1.135	0.877
6 × 6	1.204	1.204	1.205	1.204	0.930
10 × 10	1.294	1.295	1.294	1.294	1.000

ตาราง 25 แสดงการคำนวณค่า Field output correction factor และ Field output factor ของเครื่อง TrueBeam 2

ขนาดลำ รังสี (cm ²)	Output factor	FWHM		$\sqrt{A \times B}$	Field output correction factor	Field output factor
		X	Y			
2 × 2	0.802	2.1	2.1	2.10	1.0016	0.804
3 × 3	0.846	3.2	3.2	3.20	1	0.846
4 × 4	0.877	4.3	4.3	4.30	1	0.877
6 × 6	0.930	6.5	6.5	6.50	1	0.930
10 × 10	1.000	10.8	10.9	10.85	1	1.000

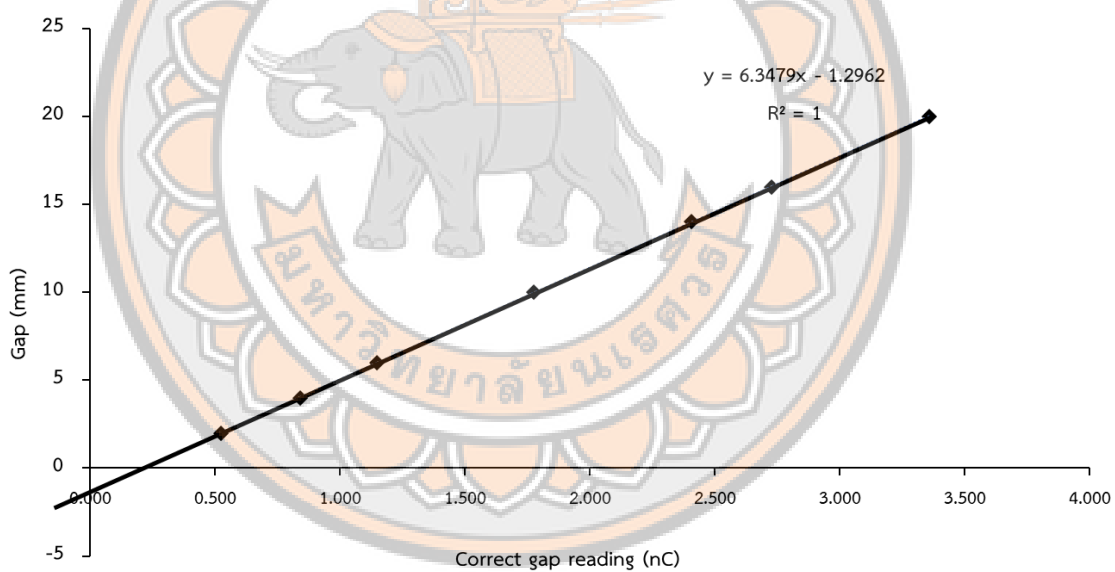
5. MLC transmission factor และ Dosimetric leaf gap (DLG)

ตาราง 26 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า MLC transmission factor ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร

พารามิเตอร์	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)			เฉลี่ย (nC)
	อ่านครั้งที่			
	1	2	3	
10×10 cm ² open field	18.99	18.97	18.99	18.98
Transmission A				0.189
Transmission B				0.196
Average transmission				0.193
Transmission factor				1.016

ตาราง 27 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร

Gap (mm)	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)	Contribution of transmission	Corrected gap reading
2	0.7108	0.190	0.521
4	1.026	0.186	0.840
6	1.329	0.183	1.146
10	1.951	0.177	1.774
14	2.576	0.170	2.406
16	2.894	0.167	2.727
20	3.519	0.161	3.358
DLG (mm)		1.296	



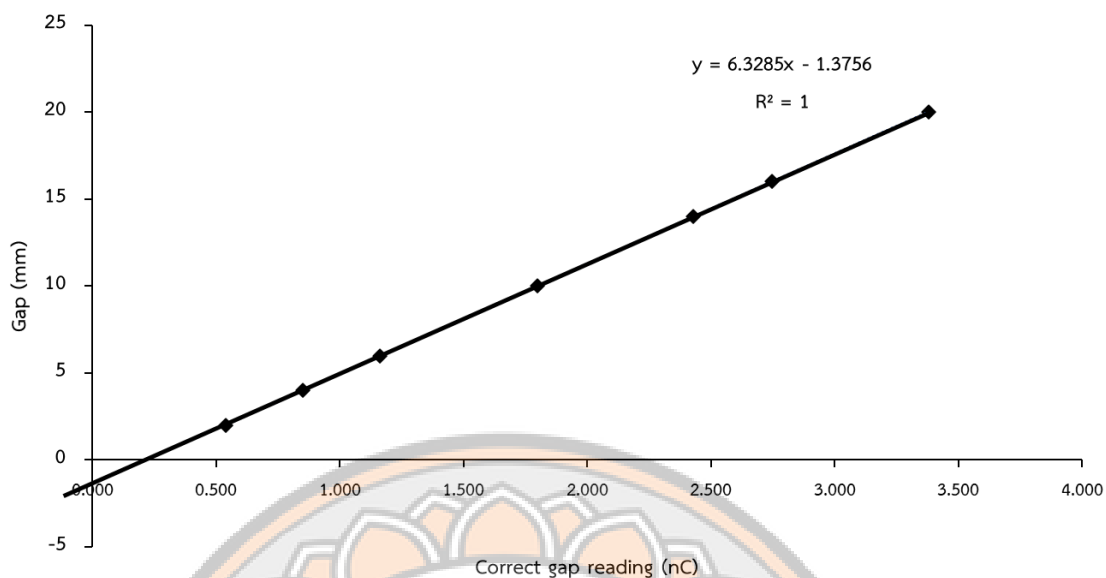
ภาพ 27 แสดงการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร

ตาราง 28 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า MLC transmission factor ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร

พารามิเตอร์	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)			เฉลี่ย (nC)
	อ่านครั้งที่			
	1	2	3	
10×10 cm ² open field	19.21	19.22	19.21	19.21
Transmission A				0.214
Transmission B				0.203
Average transmission				0.209
Transmission factor				1.085

ตาราง 29 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร

Gap (mm)	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)	Contribution of transmission	Corrected gap reading
2	0.7453	0.207	0.538
4	1.057	0.207	0.850
6	1.366	0.206	1.160
10	2.002	0.205	1.797
14	2.631	0.204	2.427
16	2.949	0.203	2.746
20	3.583	0.202	3.381
DLG (mm)		1.376	



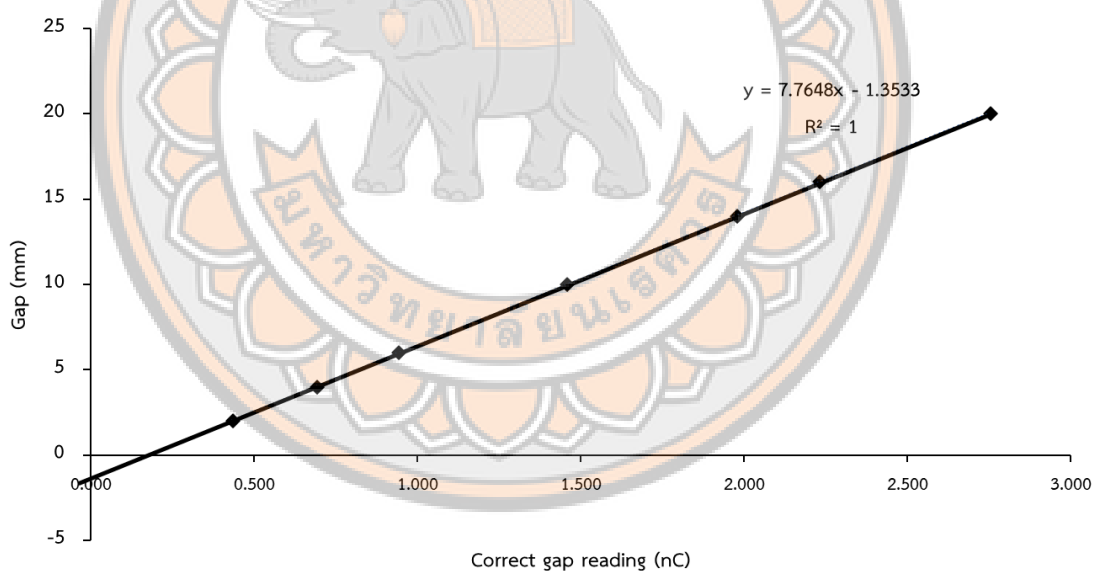
ภาพ 28 แสดงการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 5 เซนติเมตร

ตาราง 30 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า MLC transmission factor ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร

พารามิเตอร์	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)			เฉลี่ย (nC)
	อ่านครั้งที่			
	1	2	3	
10×10 cm ² open field	15.52	15.54	15.54	15.53
Transmission A				0.165
Transmission B				0.171
Average transmission				0.168
Transmission factor				1.083

ตาราง 31 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร

Gap (mm)	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)	Contribution of transmission	Corrected gap reading
2	0.5994	0.165	0.434
4	0.8563	0.163	0.694
6	1.102	0.160	0.942
10	1.613	0.154	1.459
14	2.126	0.149	1.977
16	2.378	0.146	2.232
20	2.894	0.140	2.754
DLG (mm)		1.353	



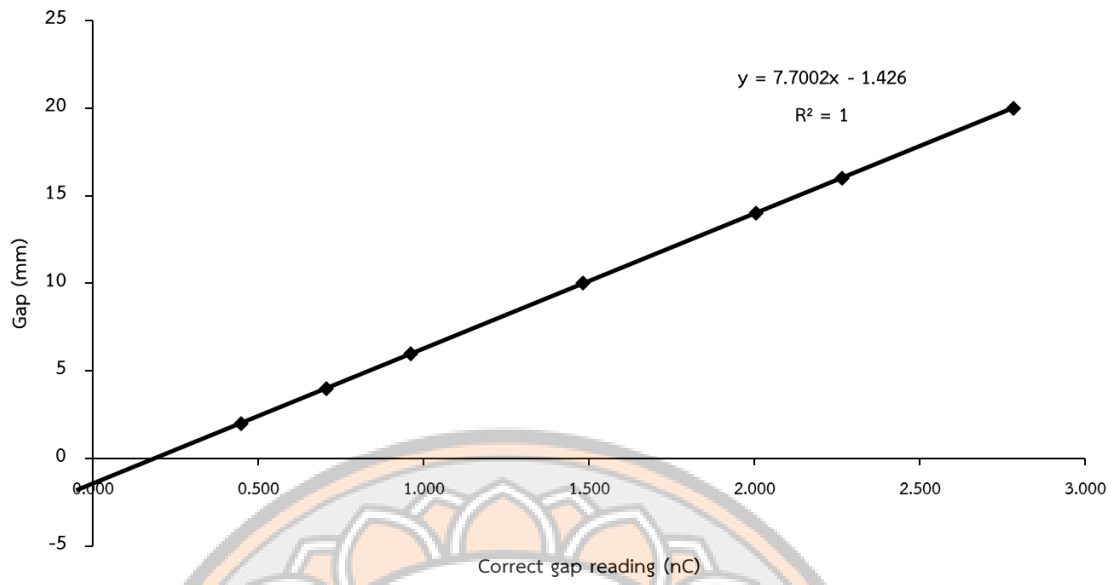
ภาพ 29 แสดงการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 1 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร

ตาราง 32 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า MLC transmission factor ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร

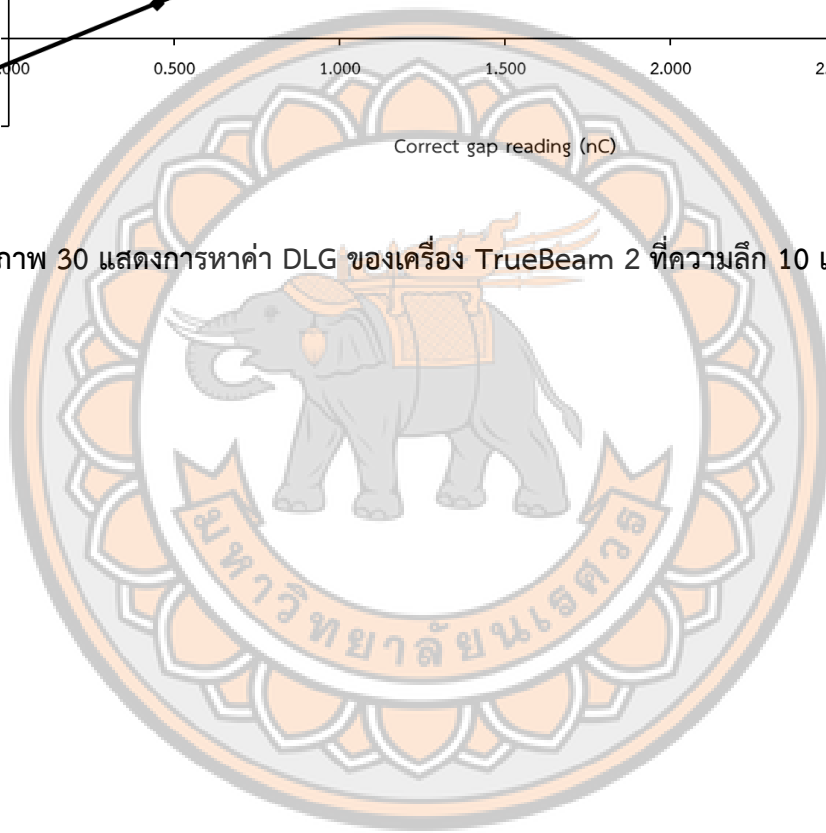
พารามิเตอร์	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)			เฉลี่ย (nC)
	อ่านครั้งที่			
	1	2	3	
10×10 cm ² open field	15.65	15.67	15.67	15.66
Transmission A				0.186
Transmission B				0.176
Average transmission				0.181
Transmission factor				1.155

ตาราง 33 แสดงปริมาณรังสีในการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร

Gap (mm)	ปริมาณรังสีที่วัดได้ (nC)	Contribution of transmission	Corrected gap reading
2	0.6249	0.178	0.447
4	0.8819	0.175	0.707
6	1.132	0.172	0.960
10	1.647	0.166	1.481
14	2.164	0.160	2.004
16	2.422	0.157	2.265
20	2.933	0.151	2.782
DLG (mm)		1.426	



ภาพ 30 แสดงการหาค่า DLG ของเครื่อง TrueBeam 2 ที่ความลึก 10 เซนติเมตร



ภาคผนวก ง

การประกันคุณภาพแผนการรักษาของผู้ป่วย (Patient specific quality assurance)

ตาราง 34 แสดงข้อมูลการวางแผนการรักษาด้วยรังสีรักษาด้วยเทคนิค SRS และ SRT ในผู้ป่วย

จำนวน ผู้ป่วย	ชนิดของโรคมะเร็ง	จำนวน ของ lesion	ขนาด ของ PTV (cc)	ปริมาณ รังสีต่อการ ฉาย 1 ครั้ง (Gy)	จำนวน ครั้งใน การฉาย รังสี	ปริมาณ รังสีที่ กำหนด (Gy)
1	SRS schwannoma (ear)	1	2.0	12.5	1	12.5
2	Brain – met	1	0.5	20.0	1	20.0
3	Primary – brain	1	2.6	6.0	5	30.0
4	Primary – brain	1	1.1	5.0	5	25.0
5	SRS schwannoma (ear)	1	1.4	12.5	1	12.5
6	Bone primary	1	0.1	12.0	6	72.0
7	Brain – met	2	4.2	7.0	3	21.0
8	meningioma	1	6.5	5.0	5	25.0
9	Primary – brain	1	0.8	5.0	5	25.0
10	Brain (eye)	1	13.8	7.0	4	28.0
11	Brain – met (ear)	1	0.3	12.0	1	12.0
12	Brain – met	1	1.1	20.0	1	20.0
13	Brain – met	1	1.1	24.0	1	24.0
14	Brain – met	8	18.0	7.0	3	21.0
15	Brain – met	1	2.0	7.0	3	21.0
16	Brain – met	1	1.7	7.0	3	21.0
17	Brain – met	2	3.4	18.0	1	18.0
18	Pituitary 1 st	1	4.6	5.0	5	25.0
19	Pituitary 1 st	3	9.4	6.0	5	30.0
20	Pituitary 1 st	1	0.6	20.0	1	20.0
21	1 st brain	1	4.0	5.0	5	25.0
22	C6 seeding (Spinal cord)	1	0.6	4.8	5	24.0
23	C6 seeding (Spinal cord)	1	0.3	24.0	1	24.0

จำนวน ผู้ป่วย	ชนิดของโรคมะเร็ง	จำนวน ของ lesion	ขนาด ของ PTV (cc)	ปริมาณ รังสีต่อการ ฉาย 1 ครั้ง (Gy)	จำนวน ครั้งใน การฉาย รังสี	ปริมาณ รังสีที่ กำหนด (Gy)
24	C6 seeding (Spinal cord)	1	1.4	24.0	1	24.0
25	Pituitary	1	7.0	5.0	5	25.0
26	Lt. acoustic 1 st brain	1	1.9	5.0	5	25.0
27	Lt. acoustic 1 st brain	1	0.8	7.0	3	21.0
28	Lt. acoustic 1 st brain	1	0.6	18.0	1	18.0
29	1 st brain	1	1.0	12.5	1	12.5
30	1 st brain	1	0.6	20.0	1	20.0
31	1 st brain	1	2.9	20.0	1	20.0
32	1 st brain	1	0.2	20.0	1	20.0
33	1 st brain	1	3.6	7.0	3	21.0
34	1 st brain	1	5.2	18.0	1	18.0
35	1 st brain	1	5.1	18.0	1	18.0
36	1 st brain (ear)	1	0.8	12.5	1	12.5
37	1 st brain (ear)	1	3.8	6.0	5	30.0
38	(AVM) 1 st brain	1	4.1	19.0	1	19.0
39	(AVM) 1 st brain	4	18.2	8.0	3	24.0
40	1 st brain (AVM)	1	4.5	16.0	1	16.0
41	HA brain 1 st	1	3.8	18.0	1	18.0
42	1 st brain	1	2.8	12.5	1	12.5
43	1 st brain	1	5.7	7.0	3	21.0
44	Ear	1	7.9	7.0	3	21.0
45	Rt. Ear	1	1.3	6.0	3	18.0
46	Pituitary	1	0.8	16.0	1	16.0
47	Pituitary	1	0.1	5.0	5	25.0
48	Pituitary	7	2.7	5.0	5	25.0
49	1 st brain	1	11.8	7.0	3	21.0

ตาราง 35 แสดงการเปรียบเทียบค่า Gamma passing rate ที่เกณฑ์ต่าง ๆ ระหว่างเครื่องฉายรังสี TrueBeam 1 และ TrueBeam 2

จำนวน ผู้ป่วย	Gamma passing rate								
	3%,2 mm			2%,1 mm			1%,1 mm		
	TB1	TB2	Deviation (%)	TB1	TB2	Deviation (%)	TB1	TB2	Deviation (%)
1	98.9	100.0	1.1	94.7	99.1	4.4	93.3	94.4	1.1
2	99.0	99.1	0.1	97.0	97.2	0.2	96.8	97.1	0.3
3	99.9	99.6	0.3	99.3	98.4	0.9	98.8	97.7	1.1
4	100.0	100.0	0.0	98.6	98.6	0.0	95.4	97.3	1.9
5	99.3	99.8	0.5	96.6	98.3	1.7	96.1	96.4	0.3
6	97.4	99.1	1.7	95.2	80.2	15.0	92.8	75.6	17.2
7	99.7	99.4	0.3	94.3	92.8	1.5	90.2	86.0	4.2
8	99.2	99.4	0.2	95.0	95.2	0.2	90.6	91.6	1.0
9	98.9	99.3	0.4	87.0	95.5	8.5	86.6	93.5	6.9
10	95.8	95.5	0.3	86.8	87.8	1.0	80.6	81.3	0.7
11	100.0	99.9	0.1	86.6	74.3	12.3	81.3	75.5	5.8
12	97.2	99.0	1.8	92.0	96.2	4.2	91.2	94.8	3.6
13	100.0	100.0	0.0	100.0	99.4	0.6	99.7	98.5	1.2
14	99.1	99.5	0.4	89.9	90.7	0.8	75.5	77.2	1.7
15	100.0	100.0	0.0	98.8	98.8	0.0	97.4	97.1	0.3
16	97.3	95.8	1.5	91.5	88.5	3.0	90.4	95.0	4.6
17	97.3	97.7	0.4	90.3	91.8	1.5	86.6	85.5	1.1
18	99.8	99.7	0.1	98.2	94.4	3.8	96.3	92.3	4.0
19	99.1	99.3	0.2	83.3	82.0	1.3	81.5	81.0	0.5
20	99.5	100.0	0.5	96.5	98.8	2.3	89.2	97.0	7.8
21	99.0	99.6	0.6	96.4	95.9	0.5	95.1	93.1	2.0
22	98.1	99.4	1.3	93.3	93.9	0.6	92.2	92.5	0.3
23	100.0	96.4	3.6	91.2	92.4	1.2	91.1	90.5	0.6
24	97.8	99.3	1.5	94.9	96.6	1.7	94.0	95.7	1.7

จำนวน ผู้ป่วย	Gamma passing rate (%)								
	3%,2 mm			2%,1 mm			1%,1 mm		
	TB1	TB2	Deviation (%)	TB1	TB2	Deviation (%)	TB1	TB2	Deviation (%)
25	99.6	100.0	0.4	94.9	94.2	0.7	92.3	94.7	2.4
26	99.4	99.7	0.3	96.7	96.5	0.2	94.7	93.3	1.4
27	97.6	99.6	2.0	81.7	82.1	0.4	81.5	81.8	0.3
28	95.9	96.5	0.6	89.2	87.6	1.6	87.9	85.9	2.0
29	100.0	100.0	0.0	100.0	99.4	0.6	100.0	98.6	1.4
30	98.5	97.8	0.7	94.2	94.2	0.0	93.1	93.4	0.3
31	100.0	100.0	0.0	99.5	99.9	0.4	98.3	96.4	1.9
32	100.0	100.0	0.0	97.5	94.3	3.2	96.9	93.6	3.3
33	100.0	100.0	0.0	99.4	97.7	1.7	97.4	94.7	2.7
34	100.0	99.9	0.1	99.1	94.5	4.6	98.2	92.7	5.5
35	100.0	99.9	0.1	98.4	98.2	0.2	96.4	97.4	1.0
36	98.5	99.3	0.8	96.0	98.1	2.1	94.7	97.6	2.9
37	95.9	95.8	0.1	86.1	76.5	9.6	81.1	69.1	12.0
38	100.0	100.0	0.0	99.8	97.6	2.2	99.6	95.9	3.7
39	100.0	99.9	0.1	98.0	97.8	0.2	87.5	84.6	2.9
40	98.7	99.4	0.7	95.5	92.2	3.3	94.5	90.3	4.2
41	99.9	98.8	1.1	94.8	89.7	5.1	91.2	85.7	5.5
42	99.9	100.0	0.1	96.9	95.7	1.2	93.8	92.4	1.4
43	100.0	99.7	0.3	99.6	95.3	4.3	98.6	92.8	5.8
44	100.0	99.3	0.7	97.1	94.1	3.0	92.7	92.4	0.3
45	98.6	100.0	1.4	93.7	94.4	0.7	90.3	91.3	1.0
46	100.0	97.7	2.3	81.5	93.2	11.7	81.0	90.7	9.7
47	97.4	98.0	0.6	96.5	95.1	1.4	96.4	93.9	2.5
48	96.3	96.1	0.2	81.8	83.2	1.4	72.8	74.0	1.2
49	100.0	100.0	0.0	98.8	97.6	1.2	96.8	93.7	3.1
Mean	99.0	99.1	0.6	94.3	93.4	2.6	91.7	90.7	3.1
SD	1.3	1.3	0.7	5.2	6.0	3.3	6.5	7.1	3.3