



การประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตรรอยโรคและกระเพาะปัสสาวะ
ต่อความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีตามแผนการรักษาและปริมาณรังสีที่ได้รับจริง
ในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก



นนท์ปวีร์ อภัยสุน

วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยราชภัฏ
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2568
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยราชภัฏ

การประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตรรอยโรคและกระเพาะปัสสาวะ
ต่อความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีตามแผนการรักษาและปริมาณรังสีที่ได้รับจริง
ในผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังปากมดลูก



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2568
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

วิทยานิพนธ์ เรื่อง “การประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตรรอยโรค
และกระเพาะปัสสาวะต่อความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีตามแผนการรักษา
และปริมาณรังสีที่ได้รับจริงในผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังปากมดลูก”
ของ นนทปวีธ อภัยสุน
ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณภา นบนอบ)
.....ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(รองศาสตราจารย์ ดร.ศุภาวิทุ สุขเพ็ง)
.....กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พาซีน โพทัพ)
.....กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(ดร.บริพัฒน์ กัดมัน)

อนุมัติ

.....
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชมนาด อินทจามรรักษ์)
หัวหน้าภาควิชาภาษาวิทยาศาสตร์ คณิตศาสตร์ วิทยาศาสตร์ และศาสนา
คณะมนุษยศาสตร์
รักษาราชการแทนคณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อเรื่อง	การประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาณรอยโรคและ กระเพาะปัสสาวะต่อความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีตามแผนการรักษา และปริมาณรังสีที่ได้รับจริงในผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังปากมดลูก
ผู้วิจัย	นนท์ปวิธ อภัยสุน
ประธานที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์ ดร.ศุภวิฑู สุขเพ็ญ
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2568
คำสำคัญ	การฉายรังสีแบบเกลียวหมุน, ปริมาตรเป้าหมายสำหรับการวางแผนรักษา, การเปลี่ยนแปลงปริมาณของกระเพาะปัสสาวะ

บทคัดย่อ

การเปลี่ยนแปลงของอวัยวะในอุ้งเชิงกรานเป็นความท้าทายในการฉายรังสีมะเร็งเรื้องรังปากมดลูก เนื่องจากส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ได้รับจริงแตกต่างจากแผนการรักษา การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรเป้าหมาย (Planning Target Volume: PTV) และกระเพาะปัสสาวะต่อปริมาณรังสีที่รอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียง (Organs at Risk: OARs)

การศึกษาย้อนหลังในผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังปากมดลูกจำนวน 10 ราย ที่ได้รับการฉายรังสีด้วยเครื่อง Radixact™ มีการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์พลังงานระดับเมกะโวลต์ก่อนการรักษาในแต่ละครั้ง เพื่อซ้อนทับภาพแบบเปลี่ยนรูปร่างและสร้างภาพรวมที่มีการแก้ไขขอบเขตของอวัยวะโดยแพทย์รังสีรักษา จากนั้นคำนวณปริมาณรังสีใหม่ด้วยซอฟต์แวร์ Accuray PreciseART® เพื่อประเมินความแตกต่างของปริมาณรังสีที่สัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของ PTV และกระเพาะปัสสาวะ

ผลการวิเคราะห์เชิงปริมาณพบว่า การเพิ่มขึ้นของปริมาตร PTV ร้อยละ 1 สัมพันธ์กับการลดลงของ PTV D₉₅ Bladder D_{mean} Rectum D_{max} และ Bowel D_{mean} เล็กน้อย (ร้อยละ 0.54, 0.44, 0.13 และ 0.99 ตามลำดับ) เช่นเดียวกับการเพิ่มขึ้นของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะร้อยละ 10 สัมพันธ์กับการลดลงของ PTV D₉₅ Bladder D_{mean} Rectum D₅₀ และ Bowel D_{195cc} (ร้อยละ 0.09 0.12 0.09 และ 0.74 ตามลำดับ) นอกจากนี้พบความสัมพันธ์เชิงลบที่แข็งแกร่งระหว่างปริมาตร PTV กับ PTV D₉₅ ($r = -0.79$) และปริมาตรกระเพาะปัสสาวะกับ Bowel D_{195cc} ($r = -0.74$)

การเพิ่มขึ้นของปริมาตร PTV และกระเพาะปัสสาวะส่งผลให้ PTV และ OARs ได้รับปริมาณรังสีลดลงอย่างมีนัยสำคัญ สะท้อนถึงความจำเป็นของรังสีรักษาแบบปรับเปลี่ยนแผน เพื่อจัดการกับการเปลี่ยนแปลงของอวัยวะระหว่างการรักษา

Title ASSESSMENT OF THE IMPACT OF TUMOR AND BLADDER VOLUME CHANGES ON THE DIFFERENCES BETWEEN PLANNED AND DELIVERED RADIATION DOSE IN CERVICAL CANCER PATIENTS

Author Nonpawit A-phailun

Advisor Associate Professor Supawitoo Sookpeng, Ph.D.

Academic Paper Master of Science Thesis in Medical Physics, Naresuan University, 2025

Keywords Helical tomotherapy, Planning target volume, Bladder volume variation

ABSTRACT

Pelvic organ variability poses challenges in radiotherapy for cervical cancer, leading to discrepancies between planned and delivered doses. This study evaluated the impact of changes in planning target volume (PTV) and bladder volume on dose discrepancies to the target and organs at risk (OARs).

A retrospective analysis was conducted in 10 cervical cancer patients treated with Radixact™. Daily megavoltage computed tomography was deformably registered to the planning dataset, with contours reviewed by radiation oncologists. Dose distributions were recalculated using Accuray PreciseART® software to assess differences related to PTV and bladder volume variations.

Quantitative analyses demonstrated that a 1% increase in PTV volume reduced PTV D_{95} , bladder D_{mean} , rectum D_{max} , and bowel D_{mean} by 0.54%, 0.44%, 0.13%, and 0.99%, respectively. A 10% increase in bladder volume reduced PTV D_{95} , bladder D_{mean} , rectum D_{50} , and bowel $D_{195\text{cc}}$ by 0.09%, 0.12%, 0.09%, and 0.74%, respectively. Strong negative correlations were observed between PTV volume and PTV D_{95} ($r = -0.79$), and between bladder volume and bowel $D_{195\text{cc}}$ ($r = -0.74$).

Increased PTV and bladder volumes significantly reduced target and OAR doses, supporting adaptive radiotherapy for managing interfraction variability.

ประกาศคุณูปการ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความสำเร็จและความเมตตาและการสนับสนุนจาก รศ.ดร. ศุภวิทู สุขเพ็ง อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และ ดร.บริพัฒน์ กัดมัน ที่ให้ความกรุณาในการกำหนดกรอบแนวคิด การออกแบบการศึกษา การพัฒนาระเบียบวิธีวิจัย ควบคุมดูแลการวิเคราะห์ผล รวมทั้งการตรวจสอบแก้ไขวิทยานิพนธ์ฉบับนี้จนเสร็จสิ้นสมบูรณ์

ขอกราบขอบพระคุณ ผศ.ดร.วรรณภา นบนอบ และ ผศ.ดร.พาชื่น โพทัพ ที่ให้ความกรุณาสละเวลาเพื่อเป็นประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และกรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน ตามลำดับ รวมทั้งการให้คำแนะนำและคำปรึกษาเพื่อแก้ไขปรับปรุงวิทยานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์มากยิ่งขึ้น

ขอกราบขอบพระคุณ ศ.ดร.นพ.ชยันตร์ธร ปทุมานนท์ และ คุณสุวิมล จันทร์ละออ ที่ให้ความกรุณาในการวิเคราะห์ผลอย่างเป็นระบบ การวิเคราะห์ทางสถิติ และการแปลความหมายข้อมูล

ขอกราบขอบพระคุณ พญ. พิมพ์ปวีณ์ ดิษเจริญ ที่ให้ความกรุณาในการวิเคราะห์ข้อมูลและการแปลผลการศึกษา

ขอกราบขอบพระคุณ ศ.ดร.อาภิโรหะ ทาเคมูระ ที่กรุณาให้คำแนะนำด้านระเบียบวิธีวิจัย

ขอกราบขอบพระคุณ บุคลากรของโรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก ที่กรุณาให้การสนับสนุนและความช่วยเหลือในระหว่างการศึกษาเก็บรวบรวมข้อมูล

ขอกราบขอบพระคุณ คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่กรุณาให้การสนับสนุนด้านวิชาการและทรัพยากรของสถาบัน

ขอกราบขอบพระคุณ คุณสันต์พัฒน์ สดัสสัท ที่กรุณาให้คำแนะนำเกี่ยวกับการใช้โปรแกรมวางแผนการรักษาและโปรแกรมปรับเปลี่ยนแผนการรักษา

ขอกราบขอบพระคุณ คุณภัทรสุดา มั่นเขตกิจ ที่กรุณาให้คำแนะนำและตรวจสอบความเรียบร้อยของการจัดรูปเล่มวิทยานิพนธ์

ขอกราบขอบพระคุณ ครอบครัว ที่เป็นกำลังใจสำคัญตลอดระยะเวลาการศึกษาและการทำวิทยานิพนธ์ อันเป็นแรงผลักดันให้ข้าพเจ้าสามารถดำเนินงานวิจัยนี้จนสำเร็จลุล่วง

นนท์ปวิธ อภัยสุน

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....	ค
ABSTRACT.....	ง
ประกาศคุณูปการ	จ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
1.2 จุดมุ่งหมายของการวิจัย	2
1.3 ขอบเขตการวิจัย	2
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	5
2.1.1 การรักษา มะเร็งปากมดลูก	5
2.1.2 รังสีรักษาในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน	6
2.1.3 การฉายรังสีแบบปรับความเข้ม	9
2.1.4 ระบบภาพนำวิถี.....	10
2.1.5 เครื่องฉายรังสีภาพนำแบบเกลียวหมุน	11
2.1.6 การกำหนดขอบเขตก้อนมะเร็ง (Volume Definition).....	12
2.1.7 ตารางแปลงค่าภาพเป็นความหนาแน่น (Image Value to Density Table).....	14
2.1.8 การคำนวณปริมาณรังสี	14
2.1.9 การสะสมปริมาณรังสี (Dose Accumulation)	15
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	16
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	19

3.1 ประเภทของการวิจัย	19
3.2 กลุ่มตัวอย่าง	19
3.3 เครื่องมือวิจัย	20
3.4 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	20
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	27
4.1 เส้นโค้งสอบเทียบค่าหน่วยฮาวนส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอน	27
4.2 ลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง.....	27
4.3 ความแปรปรวนของปริมาตร PTV และกระเพาะปัสสาวะ	28
4.4 ผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตร PTV	29
4.5 ผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ	37
4.6 การประเมินปริมาณรังสีสะสมที่ PTV และ OARs	44
บทที่ 5 บทสรุป.....	58
บรรณานุกรม	65
ภาคผนวก	74
ประวัติผู้วิจัย	82

สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 แสดงลักษณะของกลุ่มตัวอย่าง ($n=10$).....	28
ตาราง 2 ร้อยละการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ปริมาณรังสีต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาตร PTV ร้อยละ 1 ของชุดโครงสร้าง PTV และ OARs	30
ตาราง 3 ร้อยละการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ปริมาณรังสีต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาตร กระเพาะปัสสาวะร้อยละ 10 ของชุดโครงสร้าง PTV และ OARs	37



สารบัญภาพ

หน้า

ภาพ 1 กระบวนการคำนวณปริมาณรังสีใหม่และการวิเคราะห์ข้อมูล	23
ภาพ 2 โปรแกรม Accuray PreciseART® (กรอบสีแดง) บน Accuray Precision®	23
ภาพ 3 เครื่องมือ 2D Brush สำหรับแก้ไขขอบเขตโครงสร้างของ PTV และ OARs	24
ภาพ 4 ข้อมูลขอบเขตโครงสร้างบนภาพ kVCT (a-c) และ MVCT (d-f) เส้นขอบเขตสีน้ำเงิน คือ PTV สีเหลือง คือ กระเพาะปัสสาวะ และสีเขียว คือ ลำไส้ตรง	24
ภาพ 5 เส้นโค้งสอบเทียบค่าหน่วยฮานส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอนของ ภาพ kVCT (Toshiba AquilionLB) และ MVCT (Accuray Radixact X5)	27
ภาพ 6 ร้อยละความแตกต่างของปริมาตร PTV ของผู้ป่วยในแต่ละครั้งของการฉายรังสี .	29
ภาพ 7 ร้อยละความแตกต่างของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะของผู้ป่วยในแต่ละครั้ง	29
ภาพ 8 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ PTV D_{50}	31
ภาพ 9 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ PTV D_{95}	31
ภาพ 10 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ PTV D_{mean}	32
ภาพ 11 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ PTV D_{max}	32
ภาพ 12 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Bladder D_{mean}	33
ภาพ 13 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Bladder D_{max}	33

ภาพ 14 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Rectum D_{50}	34
ภาพ 15 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Rectum D_{mean}	34
ภาพ 16 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Rectum D_{max}	35
ภาพ 17 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Bowel D_{195cc}	35
ภาพ 18 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Bowel D_{mean}	36
ภาพ 19 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Bowel D_{max}	36
ภาพ 20 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ PTV D_{50}	38
ภาพ 21 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ PTV D_{95}	39
ภาพ 22 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ PTV D_{mean}	39
ภาพ 23 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ PTV D_{max}	40
ภาพ 24 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ Bladder D_{mean}	40
ภาพ 25 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ Bladder D_{max}	41

ภาพ 26 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ Rectum D_{50}	41
ภาพ 27 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ Rectum D_{mean}	42
ภาพ 28 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ Rectum D_{max}	42
ภาพ 29 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ Bowel D_{195cc}	43
ภาพ 30 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ Bowel D_{mean}	43
ภาพ 31 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร กระเพาะปัสสาวะ และ Bowel D_{max}	44
ภาพ 32 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสม ของ PTV D_{50} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT.....	46
ภาพ 33 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสม ของ PTV D_{50} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT	46
ภาพ 34 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสม ของ PTV D_{95} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT.....	47
ภาพ 35 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสม ของ PTV D_{95} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT	47
ภาพ 36 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสม ของ PTV D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT.....	48
ภาพ 37 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสม ของ PTV D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT.....	48

ภาพ 50 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{195cc} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT	55
ภาพ 51 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{195cc} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT	55
ภาพ 52 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT	56
ภาพ 53 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT	56
ภาพ 54 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT	57
ภาพ 55 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT	57
ภาพ 56 ภาพ kVCT สำหรับการวางแผนการรักษา (a-c) และภาพ MVCT ของการรักษาครั้งที่ 8 (d-f) แสดงในมุมมอง Axial Sagittal และ Coronal โดยขอบเขต PTV ถูกแสดงด้วยสีส้ม กระเพาะปัสสาวะสีเหลือง ทวารหนักสีเขียวอ่อน ลำไส้สีชมพู และเส้นขอบร่างกายสีเขียวเข้ม พื้นที่การกระจายของระดับปริมาณรังสี ได้แก่ สีเหลือง 1.80 เกรย์ สีชมพู 1.71 เกรย์ สีน้ำเงิน 1.50 เกรย์ และสีเทา 1.00 เกรย์ ในกรณีตัวอย่างนี้ PTV D_{95} ลดลงร้อยละ 17.49 ในครั้งการรักษาที่ 8 เมื่อเทียบกับแผนการรักษา ซึ่งสอดคล้องกับการขยายตัวทางด้านหน้าของเส้นขอบร่างกาย และการเพิ่มขึ้นของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะถึงร้อยละ 107.83	61

อักษรย่อ

HPV	=	Human Papillomavirus หรือ ไวรัสฮิวแมนแพพพิลโลมา
FIGO	=	International Federation of Gynecology and Obstetrics หรือ สหพันธ์สูติศาสตร์ และนรีเวชวิทยานานาชาติ
MVCT	=	Megavoltage Computed Tomography หรือ ภาพรังสีตัดขวางระดับ ศักย์ไฟฟ้าเมกะโวลต์
kVCT	=	Kilovoltage Computed Tomography หรือ ภาพรังสีตัดขวางระดับ ศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์
MV-CBCT	=	Megavoltage Cone-Beam Computed Tomography หรือ ภาพรังสี ตัดขวางแบบโคน빔ระดับศักย์ไฟฟ้าเมกะโวลต์
kV-CBCT	=	Kilovoltage Cone-Beam Computed Tomography หรือ ภาพรังสี ตัดขวางแบบโคน빔ระดับศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์
3D-CRT	=	Three-Dimensional Conformal Radiotherapy หรือ เทคนิครังสีสาม มิติ
IMRT	=	Intensity Modulated Radiotherapy หรือ เทคนิครังสีปรับความเข้ม
VMAT	=	Volumetric Modulated Arc Therapy หรือ เทคนิครังสีปรับความเข้ม หมุนรอบตัวผู้ป่วย
SIB	=	Simultaneous Integrated Boost การให้รังสีเสริมแบบบูรณาการ พร้อมกัน
IGRT	=	Image Guide Radiotherapy หรือ เทคนิคการฉายรังสีภาพนำวิถี
EPID	=	Electronic Portal Imaging Device หรือ อุปกรณ์ถ่ายภาพ อิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องฉายรังสี
DRR	=	Digitally Reconstructed Radiograph หรือ ภาพรังสีจากโปรแกรม วางแผนรังสีรักษาสามมิติ
iDMS	=	Integrated Data Management System หรือ ระบบจัดการข้อมูลแบบ บูรณาการ
MLC	=	Multi-Leaf Collimator หรือ ชุดซี่จํากัดลำรังสี

RTOG	=	The Radiation Therapy Oncology Group หรือ กลุ่มความร่วมมือทางคลินิกระดับสากลเกี่ยวกับรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา
ICRU	=	International Commission on Radiological Units and Measurements หรือ องค์การสากลที่รับผิดชอบเกี่ยวกับปริมาณ และหน่วยที่ใช้วัดรังสี
QUANTEC	=	Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic หรือ กลุ่มความร่วมมือด้านการศึกษาผลกระทบที่เกิดจากการรักษาด้วยรังสีต่อเนื้อเยื่อปกติในร่างกายมนุษย์
GTV	=	Gross Target Volume หรือ ปริมาตรของรอยโรคที่แพทย์รังสีรักษากำหนด
CTV	=	Clinical Target Volume หรือ ปริมาตรของรอยโรคทางคลินิก
ITV	=	Internal Target Volume หรือ ปริมาตรของรอยโรคภายใน
PTV	=	Planning Target Volume หรือ ปริมาตรของรอยโรคสำหรับการวางแผนรังสีรักษา
OARs	=	Organs at Risk หรือ อวัยวะสำคัญข้างเคียง
PRV	=	Planning Organ at Risk Volume หรือ ปริมาตรของอวัยวะสำคัญข้างเคียงสำหรับการวางแผนรังสีรักษา
TERMA	=	Total Energy Released per Unit Mass หรือ ค่าพลังงานทั้งหมดที่ปลดปล่อยต่อหนึ่งหน่วยมวลของตัวกลาง
GPR	=	Gamma Passing Rate หรือ อัตราผ่านค่าแกมมา
DVH	=	Dose-Volume Histogram หรือ กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสี และปริมาตรของอวัยวะที่สนใจ
D_{mean}	=	Mean dose หรือ ปริมาณรังสีเฉลี่ย
D_{max}	=	Max dose หรือ ปริมาณรังสีสูงสุด
D_2	=	ปริมาณรังสีที่ปริมาตรอย่างน้อยร้อยละ 2 ได้รับ
D_{50}	=	ปริมาณรังสีที่ปริมาตรอย่างน้อยร้อยละ 50 ได้รับ
D_{90}	=	ปริมาณรังสีที่ปริมาตรอย่างน้อยร้อยละ 90 ได้รับ
D_{95}	=	ปริมาณรังสีที่ปริมาตรอย่างน้อยร้อยละ 95 ได้รับ
D_{98}	=	ปริมาณรังสีที่ปริมาตรอย่างน้อยร้อยละ 98 ได้รับ
$D_{2\text{cc}}$	=	ปริมาณรังสีที่ปริมาตรอย่างน้อย 2 ลูกบาศก์เซนติเมตรได้รับ
V_{20}	=	ปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีอย่างน้อย 20 เกรย์

V_{30}	=	ปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีอย่างน้อย 30 เกรย์
V_{40}	=	ปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีอย่างน้อย 40 เกรย์
V_{50}	=	ปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีอย่างน้อย 50 เกรย์
D_{planned}	=	ปริมาณรังสีของแผนการรักษา
$D_{\text{delivered}}$	=	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับแต่ละครั้งของการฉายรังสี
V_{planned}	=	ปริมาตรในแผนการรักษา
$V_{\text{delivered}}$	=	ปริมาตรในการฉายรังสีแต่ละครั้ง



บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

จากสถิติของ GLOBOCAN ปี ค.ศ. 2022 พบว่ามะเร็งปากมดลูกเป็นหนึ่งในโรคมะเร็งที่ตรวจพบได้บ่อยที่สุดในเพศหญิง และเป็นสาเหตุการเสียชีวิตจากโรคมะเร็งอันดับหนึ่งใน 37 ประเทศ (Bray et al., 2024) การฉายรังสีระยะไกลมีบทบาทสำคัญในการรักษามะเร็งปากมดลูกในระยะต่างๆ ทั้งการรักษาหลักและการรักษาเสริม ความก้าวหน้าของเทคโนโลยีทางการแพทย์ส่งผลให้เทคนิคการฉายรังสีระยะไกลแบบใหม่ได้รับการพัฒนาและนำมาใช้อย่างแพร่หลาย หนึ่งในเทคนิคที่มีประสิทธิภาพสูงคือการฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (Helical Tomotherapy) ซึ่งมีข้อดีสำคัญคือสามารถปรับการกระจายรังสีให้สอดคล้องกับรูปร่างของรอยโรค เพิ่มความแม่นยำของปริมาณรังสีในปริมาตรเป้าหมาย และลดปริมาณรังสีที่ส่งไปยังอวัยวะสำคัญข้างเคียง (Kraus et al., 2020) อย่างไรก็ตาม แม้เทคนิคนี้จะเพิ่มความแม่นยำและลดผลกระทบต่อเนื้อเยื่อปกติ แต่ยังมีปัจจัยหลายประการที่อาจส่งผลกระทบต่อความคลาดเคลื่อนของการรักษา เช่น ความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วย การเคลื่อนไหวของอวัยวะภายใน ความผิดพลาดทางเทคนิค และปัจจัยที่เกิดจากมนุษย์ (Klein et al., 2005; Marks et al., 2007; Ohri et al., 2013; van der Merwe et al., 2017) โดยมีงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบของความคลาดเคลื่อนดังกล่าว พบว่าความไม่ตรงกันของตำแหน่งผู้ป่วยระหว่างการวางแผนการรักษาและการฉายรังสีจริงส่งผลกระทบต่อความแม่นยำในการฉายรังสี และผลลัพธ์ของการรักษาอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Chung et al., 2004; Cilento et al., 2024; Kuo et al., 2011; Quirk et al., 2020)

โดยเฉพาะอย่างยิ่ง การฉายรังสีระยะไกลสำหรับมะเร็งปากมดลูกถือเป็นความท้าทายสำคัญ เนื่องจากอวัยวะภายในอุ้งเชิงกรานมีการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งและรูปร่างในแต่ละครั้งที่ฉายรังสี เช่น การเปลี่ยนแปลงของลำไส้ตรง กระเพาะปัสสาวะ ปากมดลูก และมดลูก ซึ่งเกิดจากปริมาตรของอวัยวะเหล่านี้ที่เปลี่ยนแปลง รวมถึงการหดตัวของก้อนมะเร็งระหว่างการรักษา ซึ่งพบว่าปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลกระทบต่อความแม่นยำในการรักษา (Ahmad et al., 2011) การเปลี่ยนแปลงปริมาตรกระเพาะปัสสาวะส่งผลต่อการเคลื่อนไหวและรูปร่างของปากมดลูกและมดลูก ทำให้ปริมาณรังสีที่ฉายไปยังเป้าหมายและอวัยวะข้างเคียงเปลี่ยนแปลง โดยเฉพาะในกรณีที่ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะลดลงในช่วงเวลาฉายรังสีเมื่อเทียบกับตอนวางแผนการรักษา ส่งผลให้ปริมาณรังสีที่อวัยวะข้างเคียง เช่น ลำไส้ตรงหรือกระเพาะปัสสาวะส่วนอื่นเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ

(Dutta et al., 2020) ปัจจัยดังกล่าวส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ปริมาตรเป้าหมายและอวัยวะข้างเคียง แตกต่างจากแผนการรักษา ความแตกต่างนี้อาจทำให้ปริมาตรเป้าหมายได้รับปริมาณรังสีต่ำกว่าที่กำหนด ซึ่งเพิ่มความเสี่ยงต่อการกลับมาเป็นซ้ำของโรค ในขณะที่อวัยวะข้างเคียงอาจได้รับปริมาณรังสีเกินกำหนด นำไปสู่การเกิดผลข้างเคียงจากการรักษา (Eminowicz et al., 2016; Palagudi et al., 2024; Wu et al., 2022)

ถึงแม้งานวิจัยที่ผ่านมาได้มีการศึกษาผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรกระเพาะปัสสาวะต่อปริมาณรังสีในผู้ป่วยมะเร็งรังไข่ซึ่งกรานที่รักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบเกลียวหมุน แต่ยังมีข้อจำกัดที่สำคัญบางประการ เช่น การศึกษาก่อนหน้านี้เปรียบเทียบปริมาณรังสีที่เป้าหมายและอวัยวะข้างเคียงได้รับ ระหว่างกลุ่มผู้ป่วยที่มีปริมาตรกระเพาะปัสสาวะแตกต่างกันโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับวางแผนการรักษา ทว่าด้วยรูปแบบการศึกษาย้อนหลังจึงไม่ได้พิจารณาถึงการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะในแต่ละครั้งของการรักษา (Karaca et al., 2022) ขณะที่อีกการศึกษาหนึ่งได้ติดตามการเปลี่ยนแปลงปริมาตรกระเพาะปัสสาวะด้วยภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์พลังงานระดับเมกะโวลต์ (Megavoltage Computed Tomography: MVCT) รายวัน ในระหว่างการรักษา แต่การประเมินจำกัดอยู่เพียง 10 ครั้งแรกของการฉายรังสี และไม่ได้ประเมินความสัมพันธ์ต่อปริมาณรังสีที่เป้าหมายหรืออวัยวะข้างเคียงได้รับ (Kim et al., 2018) ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตรรอยโรคและกระเพาะปัสสาวะต่อความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างแผนการรักษาและการฉายรังสีประจำวันของปริมาตรเป้าหมายและอวัยวะข้างเคียงสำคัญในผู้ป่วยมะเร็งรังไข่ปากมดลูก โดยใช้ข้อมูลจากภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์พลังงานระดับเมกะโวลต์รายวันที่ได้จากการฉายรังสีแบบเกลียวหมุนตลอดระยะเวลาการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งรังไข่ปากมดลูก

1.2 จุดมุ่งหมายของการวิจัย

เพื่อประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตรรอยโรคและกระเพาะปัสสาวะต่อความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างแผนการรักษาและการฉายรังสีประจำวันของปริมาตรเป้าหมายและอวัยวะข้างเคียงสำคัญในผู้ป่วยมะเร็งรังไข่ปากมดลูก

1.3 ขอบเขตการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาย้อนหลังในผู้ป่วยมะเร็งรังไข่ปากมดลูกจำนวน 10 ราย ที่ได้รับการรักษาด้วยการฉายรังสีระยะไกลด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบเกลียวหมุน ณ หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก โดยเป็นข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีครบถ้วนตามแผนการรักษา มีการเตรียมตัวผู้ป่วยในการจำลองการรักษาและก่อนฉายรังสีในแต่ละครั้งตามโปรโตคอลของโรงพยาบาล คือ ผู้ป่วยต้องเข้าห้องน้ำปัสสาวะออก เพื่อให้ปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะเหลือน้อยที่สุด หลังจากเข้าห้องน้ำปัสสาวะ ผู้ป่วยต้องรอเจ้าหน้าที่บอกให้ดื่ม น้ำ หลังจาก

เจ้าหน้าที่บอกให้ดื่มน้ำ ผู้ป่วยต้องดื่มน้ำปริมาณ 500 มิลลิลิตร จนหมดแก้ว ผู้ป่วยต้องนั่งรอก่อนเข้ารับการฉายรังสีประมาณ 60 ถึง 90 นาที และผู้ป่วยถูกจัดอยู่ในท่านอนหงาย โดยยกมือทั้งสองข้างขึ้นประสานกันเหนือศีรษะก่อนเริ่มการฉายรังสี

เก็บข้อมูลผู้ป่วยตั้งแต่เดือนมกราคม พ.ศ. 2567 ถึง มีนาคม พ.ศ. 2568 วิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงปริมาตรเป้าหมายสำหรับการวางแผนรักษา (Planning Target Volume: PTV) และปริมาตรกระเพาะปัสสาวะรวมถึงการประเมินความแตกต่างของปริมาณรังสีจากค่าพารามิเตอร์ปริมาณรังสีที่ PTV และอวัยวะสำคัญข้างเคียง (Organs at Risk: OARs) จากการเปรียบเทียบระหว่างข้อมูลจากแผนการรักษากับข้อมูลการฉายรังสีประจำวัน ข้อมูลผู้ป่วยเก็บรวบรวมจากโปรแกรมวางแผนการรักษา และโปรแกรมปรับเปลี่ยนแผนการรักษา PreciseART® ซึ่งประกอบด้วยข้อมูลเกี่ยวกับปริมาตรและปริมาณรังสีที่ PTV และ OARs จากแผนการรักษาและข้อมูลการฉายรังสีประจำวันแต่ละครั้ง โดยก่อนการบันทึกข้อมูลการเปลี่ยนแปลงปริมาตรรอยโรคและกระเพาะปัสสาวะประจำวันจากภาพ MVCT นั้น ได้รับการตรวจสอบขอบเขตโดยแพทย์รังสีรักษา การคำนวณปริมาณรังสีใหม่อัตโนมัติของโปรแกรมปรับเปลี่ยนแผนการรักษา PreciseART® ได้รับการตรวจสอบทุกครั้งของการแบ่งฉายรังสี

1.3.1 การเก็บข้อมูลในงานวิจัยนี้ประกอบด้วย

- ชุดข้อมูลการวางแผนการรักษา ที่ใช้เป็นข้อมูลอ้างอิง
- ชุดข้อมูลการฉายรังสีประจำวัน จำนวน 25 ครั้ง

1.3.2 การวิเคราะห์ปริมาณรังสี

- ความแตกต่างของปริมาณรังสีใน PTV ได้รับการเปรียบเทียบตามคำแนะนำของ The Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) และรายงานของ The International Commission on Radiological Units and Measurements (ICRU) ฉบับที่ 83
- ความแตกต่างของปริมาณรังสีใน OARs ได้รับการประเมินตามคำแนะนำของ Quantitative Analysis of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC)

1.3.3 การวิเคราะห์ทางสถิติ

การวิเคราะห์ทางสถิติดำเนินการด้วยโปรแกรม STATA (StataCorp LLC, College Station, TX, USA) เวอร์ชัน 17.0 โดยใช้การวิเคราะห์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson Correlation Analysis) เพื่อประเมินทิศทางและความแข็งแกร่งของความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของปริมาตร PTV และปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ กับร้อยละความแตกต่างของพารามิเตอร์

ด้านปริมาณรังสีที่เกี่ยวข้อง จากนั้นใช้แบบจำลองพหุระดับ (Multilevel Model) เพื่อพิจารณาความสัมพันธ์ของข้อมูลภายในตัวบุคคลอันเนื่องมาจากการวัดซ้ำ และเพื่อประมาณค่าเชิงปริมาณของความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรเหล่านี้ในระดับประชากร



บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 การรักษามะเร็งปากมดลูก

มะเร็งปากมดลูกเป็นมะเร็งที่เกิดจากเซลล์เยื่อบุผิวซึ่งก่อตัวขึ้นบริเวณปากมดลูก และยังคงเป็นมะเร็งที่พบได้บ่อยในผู้หญิง โดยสาเหตุหลักเกิดจากการติดเชื้อไวรัส Human Papillomavirus (HPV) 16 และ 18 ปัจจัยในการเลือกวิธีรักษามีหลายปัจจัยได้แก่ อายุ โรคแทรกซ้อน การรักษาภาวะเจริญพันธุ์ ประเภทของเซลล์มะเร็ง เช่น มะเร็งสแควมัสเซลล์ (Squamous Cell Carcinoma) และมะเร็งอะดีโนคาร์ซิโนมา (Adenocarcinoma) โดยมะเร็งสแควมัสเซลล์เกิดขึ้นบริเวณผิวด้านนอกปากมดลูก (Ectocervix) คิดเป็นร้อยละ 75 ของมะเร็งปากมดลูกทั้งหมด สำหรับมะเร็งอะดีโนคาร์ซิโนมาอาจเกิดขึ้นบริเวณช่องปากมดลูก (Endocervical Canal) คิดเป็นร้อยละ 25 ของมะเร็งปากมดลูกทั้งหมด อย่างไรก็ตามปัจจัยที่สำคัญที่สุดสำหรับการเลือกวิธีรักษาคือระยะของโรค ซึ่งการแบ่งระยะและการจัดการมะเร็งปากมดลูกโดยส่วนใหญ่อ้างอิงตามเกณฑ์ของสหพันธ์สูติศาสตร์และนรีเวชวิทยานานาชาติ (International Federation of Gynecology and Obstetrics: FIGO) ซึ่งถูกปรับปรุงในปี ค.ศ. 2018 โดยวิธีการรักษามะเร็งปากมดลูกตามระยะของโรค มีดังนี้

(1) Stage IA1 ความลึกของการลุกลามอยู่ที่ 3 มม. และสามารถวินิจฉัยได้ด้วยกล้องจุลทรรศน์เท่านั้น หากผู้ป่วยเลือกที่จะรักษาภาวะเจริญพันธุ์ การตัดปากมดลูกเป็นรูปกรวย (Cervical Conization) เป็นการรักษาที่ได้รับการแนะนำ หากผู้ป่วยไม่ต้องการรักษาภาวะเจริญพันธุ์ ผู้ป่วยสามารถเลือกการผ่าตัดมดลูกและปากมดลูกออกทั้งหมด (Total Hysterectomy) ซึ่งเป็นวิธีการรักษาที่ลดอัตราการกลับมาเป็นซ้ำได้เป็นอย่างดี นอกจากนี้การฉายรังสีระยะไกล (External Beam Radiotherapy) ตามด้วยการให้รังสีระยะใกล้ (Brachytherapy) เป็นอีกหนึ่งทางเลือกหากผู้ป่วยไม่ต้องการผ่าตัด

(2) Stage IA2 ความลึกของการลุกลามอยู่ที่ 3–5 มิลลิเมตร และขยายไปยังผิวไม่เกิน 7 มิลลิเมตร สามารถวินิจฉัยด้วยกล้องจุลทรรศน์ สำหรับการรักษาด้วยการผ่าตัดมาตรฐานคือการผ่าตัดมดลูกแบบถอดรากโคน (Radical Hysterectomy) ร่วมกับการผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองในอุ้งเชิงกราน (Pelvic Lymphadenectomy) หรือร่วมกับการฉายรังสี

(3) Stages IB1, IB2, IIA1 ความลึกของการลุกลามอยู่ที่อย่างน้อย 5 มิลลิเมตร โดยรอยโรคจะจำกัดอยู่ที่ปากมดลูกและขยายออกบนพื้นผิวไม่เกิน 4 เซนติเมตร หากผู้ป่วยต้องการรักษาภาวะเจริญพันธุ์ สามารถทำการผ่าตัดปากมดลูกแบบกว้าง (Radical Trachelectomy) ร่วมกับการผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองบริเวณอุ้งเชิงกรานหรือการผ่าตัดต่อมน้ำเหลืองรอบหลอดเลือดแดงใหญ่ (Para-Aortic Lymphadenectomy) หากเนื้องอกมีขนาดใหญ่กว่า 2 เซนติเมตร แต่ต่ำกว่า 4 เซนติเมตร อาจใช้วิธีการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ก่อนการผ่าตัด

(4) Stages IB3 and IIA2 เนื้องอกลุกลามไป 2/3 ของช่องคลอดส่วนบน และมีขนาดเกิน 4 ซม. การฉายรังสีระยะใกล้ร่วมกับเคมีบำบัดตามด้วยการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้เป็นหนึ่งในการรักษาที่ได้รับการแนะนำ

(5) Stage IIB ในระยะนี้การรักษาส่วนใหญ่ ได้แก่ การฉายรังสีร่วมกับเคมีบำบัด โดยใช้การฉายรังสีระยะใกล้ปริมาณ 45–50 เกรย์ และให้รังสีระยะใกล้ถึง 85–90 เกรย์ พร้อมกันกับการให้ยาเคมีบำบัด โดยอาจฉายรังสีระยะใกล้เพิ่มเติม 5–10 เกรย์ ในผู้ป่วยที่มีการบุกรุกของมะเร็งไปยังเนื้อเยื่อข้างๆ มดลูก รวมถึงการฉายรังสีที่ต่อมน้ำเหลืองรอบหลอดเลือดแดงใหญ่

(6) Stage III เนื้องอกในระยะนี้แบ่งย่อยออกเป็น 3 ระยะ ได้แก่ ระยะ IIIA ซึ่งเนื้องอกลุกลามไปที่ช่องคลอดส่วนล่าง 1 ใน 3 โดยไม่ลุกลามไปที่ผนังอุ้งเชิงกราน ระยะ IIIB ซึ่งเนื้องอกลุกลามไปที่ผนังอุ้งเชิงกราน โดยมีหรือไม่มีภาวะไตบวมน้ำและไตได้รับความเสียหายร่วมด้วย และระยะ IIIC ซึ่งเนื้องอกลุกลามไปที่ต่อมน้ำเหลืองในอุ้งเชิงกรานหรือต่อมน้ำเหลืองรอบหลอดเลือดแดง โดยไม่คำนึงถึงการขยายหรือขนาด การฉายรังสีร่วมกับยาเคมีบำบัดเป็นมาตรฐานของการรักษาในระยะนี้

(7) Stage IV เนื้องอกขยายไปยังอวัยวะที่อยู่ติดกัน เช่น กระเพาะปัสสาวะและทวารหนัก หรือแพร่กระจายไปยังบริเวณที่ห่างไกล การรักษาที่ใช้มากที่สุดคือ การให้ยาเคมีบำบัดและการฉายรังสีเช่นเดียวกับระยะที่ III (Dicu-Andreescu et al., 2023; Koh et al., 2019; Tewari, 2025)

2.1.2 รังสีรักษาในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน

รังสีรักษาเป็นอีกทางเลือกหนึ่งสำหรับการรักษามะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน โดยสามารถแบ่งออกเป็น การฉายรังสีระยะไกล (External Beam Radiotherapy) และการฉายรังสีระยะใกล้หรือการใส่แร่ (Brachytherapy)

(1) การฉายรังสีระยะไกล

การฉายรังสีระยะไกลเป็นการรักษาโดยใช้รังสีพลังงานสูงจากแหล่งกำเนิดรังสีภายนอกร่างกาย เพื่อฉายรังสีไปยังบริเวณอุ้งเชิงกราน โดยมีเป้าหมายเพื่อทำลายเซลล์มะเร็งให้ได้รับปริมาณรังสีสูงสุด ขณะที่ลดปริมาณรังสีที่ฉายไปยังเนื้อเยื่อปกติบริเวณใกล้เคียงให้เหลือน้อยที่สุด เทคนิคการฉายรังสีระยะไกลที่ใช้ในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน ได้แก่ การฉายรังสีแบบ 3 มิติ

(Three-Dimension Conformal Radiotherapy: 3D-CRT) การฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity-Modulated Radiation Therapy: IMRT) และการฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วย (Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT) ซึ่งเป็นเทคนิคที่พัฒนาขึ้นเพื่อให้การกระจายของปริมาณรังสีมีความเข้ารูปกับลักษณะของก้อนมะเร็งมากขึ้น ส่งผลให้ปริมาณรังสีและผลข้างเคียงที่อวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับน้อยลง สำหรับเครื่องมือและกระบวนการฉายรังสีระยะไกลในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอวัยวะเป้าหมายมีดังต่อไปนี้

(2) อุปกรณ์ยึดตรึงและการจัดทำผู้ป่วย

การใช้อุปกรณ์ยึดตรึง เช่น อุปกรณ์รองรับหัวเข่าและเท้า หน้ากากพลาสติก (Thermoplastic mask) หมอนสุญญากาศ (Vacuum Bag Cushion) หรือเบลลีบอร์ด (Belly Board) มีบทบาทสำคัญในการลดความคลาดเคลื่อนระหว่างการจำลองและการฉายรังสี

การใช้อุปกรณ์รองรับหัวเข่าและเท้า ผู้ป่วยได้รับการจัดทำให้อยู่ในท่านอนหงายบนหมอนรองศีรษะ ใช้อุปกรณ์รองเข่าและรองเท้าเพื่อรองขาทั้งสองข้างของผู้ป่วย สำหรับแขนทั้งสองข้างยกวางบนหน้าอกหรือวางเหนือศีรษะ และจัดลำตัวผู้ป่วยให้ตรง

การใช้หน้ากากพลาสติก ผู้ป่วยได้รับการจัดทำให้อยู่ในท่านอนหงายสองข้างยกวางบนหน้าอกหรือวางเหนือศีรษะ และจัดลำตัวผู้ป่วยให้ตรง หน้ากากพลาสติกถูกวางทาบบนผิวผู้ป่วยและถูกยึดกับฐานรองเพื่อยึดตรึงผู้ป่วย

การใช้หมอนสุญญากาศ ผู้ป่วยได้รับการจัดทำให้อยู่ในท่านอนหงาย จากนั้นใช้เครื่องดูดสุญญากาศ เพื่อปรับรูปร่างหมอนให้เข้ากับสรีระของผู้ป่วยเป็นเวลา หลังจากหมอนสุญญากาศแข็งตัว จึงปิดวาล์วเพื่อคงสภาพของหมอนสุญญากาศ

นอกจากนี้ยังมีการจัดทำผู้ป่วยให้อยู่ในท่านอนคว่ำโดยใช้อุปกรณ์เบลลีบอร์ดซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่สามารถช่วยลดผลข้างเคียงจากรังสีที่ลำไส้เล็กได้

(3) การจำลองการรักษา

ผู้ป่วยได้รับคำแนะนำรวมถึงวิธีการเตรียมตัวก่อนการจำลองการรักษาจากพยาบาล เช่น การเตรียมลำไส้ การปัสสาวะ การงดน้ำและอาหารก่อนถึงเวลานัดหมายกรณีที่ผู้ป่วยต้องฉีดสารทึบรังสีร่วมด้วยในกระบวนการจำลองการรักษา เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (CT Simulation) ถูกนำมาใช้เพื่อสร้างภาพสำหรับวาดขอบเขตของรอยโรคและอวัยวะสำคัญข้างเคียง รวมถึงการวางแผนการรักษาและการคำนวณปริมาณรังสี หลังจากได้ภาพ CT นักรังสีเทคนิคขีดเส้นบนตัวผู้ป่วยตามเลเซอร์เพื่อใช้สำหรับการจัดตำแหน่งในวันที่มาฉายรังสีและนำภาพที่ได้จากการจำลองส่งเข้าสู่ขั้นตอนการวางแผนการรักษาต่อไป

(4) การเตรียมตัวผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี

ผู้ป่วยต้องเตรียมลำไส้และกระเพาะปัสสาวะให้เหมือนหรือใกล้เคียงกับวันจำลองการรักษา โดยต้องมีปัสสาวะเต็มกระเพาะปัสสาวะ (Full Bladder) และไม่มีอุจจาระหรือฟองอากาศในลำไส้ (Empty Rectum) เพื่อลดผลข้างเคียงและปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับ ซึ่ง Full Bladder ช่วยให้กระเพาะปัสสาวะบางส่วนเคลื่อนออกจากพื้นที่ลำรังสีทำให้กระเพาะปัสสาวะได้รับปริมาณรังสีน้อยลง นอกจากนี้ยังช่วยดันให้ลำไส้เล็กเคลื่อนตัวออกจากพื้นที่ลำรังสีซึ่งช่วยลดผลข้างเคียงที่จะเกิดกับลำไส้เล็ก เช่น ท้องเสียเรื้อรัง ในส่วนของ Empty Rectum ช่วยลดปริมาณรังสีและผลข้างเคียงที่ลำไส้ตรงได้รับเนื่องจากสามารถป้องกันไม่ให้มีฟองอากาศหรืออุจจาระในลำไส้ตรงที่อาจทำให้เกิดการขยายตัวของลำไส้เข้าไปใกล้พื้นที่ลำรังสี

(5) การฉายรังสี

ดำเนินการเรียกผู้ป่วยตามลำดับ ตรวจสอบชื่อและนามสกุลของผู้ป่วยก่อนเข้าห้องฉาย จากนั้นจัดท่าผู้ป่วยให้เหมือนกับขั้นตอนจำลองการรักษา ก่อนเริ่มฉายรังสีใช้ระบบภาพนำวิถี (Image-Guided Radiotherapy: IGRT) สำหรับทวนสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี ฉายรังสีตามแผนการรักษาที่แพทย์รังสีรักษาวางแผนไว้ การฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานฉายสัปดาห์ละ 5 วันหยุดพัก 2 วันเพื่อให้ปริมาณรังสีเพียงพอต่อการทำลายเซลล์มะเร็งและเซลล์ร่างกายปกติมีระยะเวลาฟื้นฟูตัวเองในช่วงของการหยุดพัก การฉายรังสีในแต่ละวันใช้ระยะเวลาประมาณ 15-20 นาที โดยปริมาณรังสีที่ฉายแต่ละวันประมาณ 180-200 เซนติเกรย์ต่อครั้ง สำหรับจำนวนการฉายรังสีทั้งหมดอยู่ที่ 25-44 ครั้ง ขึ้นอยู่กับแผนการรักษาที่แพทย์รังสีรักษากำหนด

(6) การฉายรังสีระยะใกล้ หรือการฝังแร่

การฉายรังสีระยะใกล้ หรือการฝังแร่ คือการนำสารกัมมันตรังสีเข้าไปใกล้หรืออยู่ในร่างกายของผู้ป่วย เช่น การวางแหล่งกำเนิดรังสีบนก้อนมะเร็งโดยตรง (Mould) การฝังแหล่งกำเนิดรังสีเข้าไปในรอยโรค (Interstitial Implantation) การสอดใส่แหล่งกำเนิดรังสีในโพรงของร่างกาย (Intracavitary) โดยนิยมทำในมะเร็งเกี่ยวกับระบบสืบพันธุ์ของเพศหญิงเช่น มะเร็งปากมดลูก เป็นต้น ข้อดีของการรักษาด้วยการใส่แร่คือปริมาณรังสีลดลงอย่างรวดเร็วเมื่อระยะห่างไกลออกไปจากแหล่งกำเนิดรังสี ส่งผลให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีสูงในขณะที่อวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีน้อย สำหรับสารกัมมันตรังสีที่นิยมใช้เป็นแหล่งกำเนิดรังสี ได้แก่ โคบอลต์-60 อิริเดียม-192 เรเดียม-226 และ ซีเซียม-137 เป็นต้น เมื่อผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีครบตามแผนการรักษา นักรังสีเทคนิคเป็นผู้นำเม็ดแร่และเครื่องมือออก โดยผู้ป่วยไม่จำเป็นต้องนอนค้างคืนที่โรงพยาบาลและไม่จำเป็นต้องหลบเลี่ยงผู้คนรอบตัว ปัจจุบันเทคนิคการใส่แร่แบบ 3 มิติ เป็นที่นิยมอย่างมากเนื่องจากสามารถช่วยให้แพทย์ทำการประเมินระยะของโรคและกำหนดขอบเขตได้อย่างแม่นยำ อีกทั้งยังสามารถเลือกเทคนิคและอุปกรณ์ให้เข้ากับผู้ป่วยได้อย่างเหมาะสมตั้งแต่ก่อนการรักษา

และในระหว่างการรักษายังช่วยระบุตำแหน่งของรอยโรคได้อย่างชัดเจน สำหรับการวางแผนการรักษาสามารถทำได้โดยใช้ข้อมูลจากทั้งเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาและเครื่องตรวจด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจำลองการรักษา โดยอวัยวะภายในอุ้งเชิงกรานส่วนใหญ่ประกอบด้วยเนื้อเยื่อเป็นหลัก ดังนั้นการวางแผนการรักษาโดยใช้ภาพเอ็มอาร์ไอ ที่มีคุณสมบัติในการแยกรายละเอียดของเนื้อเยื่อได้ดีกว่าจึงเป็นส่วนช่วยสำคัญในการวางแผนการรักษาให้มีความถูกต้องและแม่นยำมากขึ้น (Anand et al., 2020; Arphasetthasakul et al., 2024; Das et al., 2011; Udayashankar et al., 2018)

2.1.3 การฉายรังสีแบบปรับความเข้ม

IMRT ใช้ระบบ Multileaf Collimator (MLC) ที่สามารถปรับตำแหน่ง Leaves อย่างอัตโนมัติเพื่อกำหนดรูปแบบและความเข้มของลำรังสีในแต่ละมุมการฉาย รังสีที่ปล่อยออกมาจะถูกแบ่งเป็นลำเล็ก ๆ หลายลำ (Beamlets) ซึ่งแต่ละลำสามารถปรับความเข้มได้อย่างอิสระ การคำนวณการกระจายของปริมาณรังสีดำเนินการโดยใช้ระบบวางแผนการรักษา (Treatment Planning System: TPS) สามารถปรับการกระจายของปริมาณรังสีให้เข้ากับรูปร่างของเนื้อเยื่อเป้าหมายซึ่งช่วยป้องกันเนื้อเยื่อปกติโดยรอบจากปริมาณรังสี การลดปริมาตรของเนื้อเยื่อปกติที่รับปริมาณรังสีอาจช่วยลดความเสี่ยงของผลข้างเคียงจากการได้รับปริมาณรังสีในผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีแบบเดิม คุณสมบัติในการป้องกันเนื้อเยื่อปกติส่งผลให้สามารถฉายรังสีในปริมาณที่สูงกว่าปกติอย่างปลอดภัยให้กับผู้ป่วย ซึ่งช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการควบคุมเนื้องอกและผลการรักษาของผู้ป่วย

(1) การวางแผนการรักษาสำหรับการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม

การวางแผนการรักษาด้วยรังสีแบบปรับความเข้มเป็นกระบวนการวางแผนการรักษาแบบย้อนกลับ (Inverse Treatment Planning) ซึ่งผู้วางแผนจะกำหนดขอบเขตของเนื้อเยื่อเป้าหมายและเนื้อเยื่อปกติบนภาพ CT สำหรับการวางแผนการรักษา เงื่อนไขปริมาณรังสีของเป้าหมายและอวัยวะข้างเคียงสำคัญถูกป้อนเข้าสู่โปรแกรมวางแผนการรักษาเพื่อสร้างแผนการรักษาที่ดีที่สุดโดยคอมพิวเตอร์ การวางแผนการรักษาแบบย้อนกลับแตกต่างจากวิธีวางแผนแบบไปข้างหน้า (Forward Treatment Planning) ซึ่งใช้หลักการลองผิดลองถูก (Trial and Error) ในระหว่างกระบวนการปรับปริมาณรังสีตามเงื่อนไขที่กำหนด ลำรังสีแต่ละลำจะถูกแบ่งออกเป็นลำรังสีขนาดเล็ก (Small Beamlets) ซึ่งความเข้มเปลี่ยนแปลงไปจนกว่าจะได้การกระจายของปริมาณรังสีที่เหมาะสมที่สุด ดังนั้นเมื่อฉายรังสีไปยังผู้ป่วยลำรังสีเหล่านี้ส่งผลให้การกระจายของปริมาณรังสีมีความเข้ารูปอย่างมาก สำหรับผู้ป่วยที่เป้าหมายมีรูปร่างซับซ้อนการฉายรังสีแบบ IMRT อาจเป็นทางเลือกที่ดีกว่าการฉายรังสีแบบเดิมเนื่องจากการลดลงของปริมาณรังสีอย่างรวดเร็วเมื่อออกห่างจากเป้าหมายส่งผลให้เนื้อเยื่อปกติได้รับการป้องกัน ลำรังสีที่ได้รับการปรับความเข้มถูกฉายจากเครื่องเร่งอนุภาคที่มี

MLC ซึ่งเคลื่อนเข้าและออกจากกึ่งกลางลำรังสีโดยการควบคุมของคอมพิวเตอร์ (Salama et al., 2004)

(2) การฉายรังสีแบบปรับความเข้มในมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน

เมื่อเปรียบเทียบการฉายรังสีแบบ IMRT กับการฉายรังสีแบบเดิมสำหรับการฉายรังสีในมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน พบว่าการฉายรังสีแบบ IMRT ช่วยให้การกระจายของปริมาณรังสีเข้ารูปกับก้อนมะเร็ง ในขณะที่อวัยวะสำคัญข้างเคียง ได้แก่ กระเพาะปัสสาวะ ลำไส้เล็ก และลำไส้ตรงได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่า นอกจากนี้ยังพบว่าการฉายรังสีแบบ IMRT ยังช่วยป้องกัน ไชกระดูกบริเวณอุ้งเชิงกรานอีกด้วย (Roeske et al., 2000)

2.1.4 ระบบภาพนำวิถี

ระบบภาพนำวิถีเป็นระบบการสร้างภาพสำหรับเครื่องฉายรังสี ถูกนำมาใช้เพื่อทวนสอบตำแหน่งการฉายรังสี ทำให้สามารถจัดตำแหน่งเป้าหมายได้อย่างถูกต้องและมั่นใจได้ว่าปริมาณรังสีครอบคลุมก้อนมะเร็งในขณะที่เนื้อเยื่อปกติข้างเคียงยังคงได้รับการป้องกัน สามารถสร้างภาพได้ทั้งก่อน ระหว่าง หรือหลังการฉายรังสี เพื่อตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยตลอดการรักษา ในปัจจุบันมีการใช้เทคนิคการฉายรังสีขั้นสูง เช่น IMRT และ VMAT ซึ่งเป็นการให้รังสีปริมาณสูงแก่ก้อนมะเร็ง และมีการกระจายตัวของปริมาณรังสีซึ่งมีความแตกต่างของปริมาณรังสีมากบริเวณขอบของเป้าหมาย เป็นผลให้รังสีปริมาณสูงเข้ารูปกับก้อนมะเร็งในขณะที่เนื้อเยื่อปกติได้รับการปกป้องเป็นอย่างดี อย่างไรก็ตามเทคนิคเหล่านี้จำเป็นต้องได้รับการจัดตำแหน่งเป้าหมายที่มีประสิทธิภาพมากขึ้นด้วย

(1) Cone-Beam Computed Tomography System

ระบบภาพนำวิถีที่ใช้โดยทั่วไปคือ kV Cone-Beam Computed Tomography (kV-CBCT) ซึ่งเป็นระบบที่ประกอบด้วยหลอดเอกซเรย์ระดับศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์ และอุปกรณ์รับภาพ ซึ่งถูกติดตั้งบนแกนทรีของเครื่องฉายรังสีโดยอยู่ตั้งฉากกับแนวของลำรังสีสำหรับการรักษา ก่อนเริ่มฉายรังสีผู้ป่วยถูกจัดตำแหน่งบนเตียงรักษาและแกนทรีหมุนรอบตัวผู้ป่วยเพื่อสร้างภาพปริมาตรของผู้ป่วย นอกจากนี้ยังมี MV Cone-Beam Computed Tomography (MV-CBCT) ซึ่งใช้ลำรังสีสำหรับการรักษาในการสร้างภาพ จึงไม่จำเป็นต้องติดตั้งแหล่งกำเนิดเอกซเรย์และอุปกรณ์รับภาพเพิ่มเติม

(2) Fan-Beam Computed Tomography System

เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนใช้ลำรังสีระดับศักย์ไฟฟ้าเมกะโวลต์ที่มีลักษณะคล้ายรูปพัด (MV Fan Beam) ในการรักษาและการทวนสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี ผู้ป่วยบนเตียงรักษาถูกเลื่อนเข้าสู่อุโมงค์ในขณะที่ Fan Beam หมุนรอบตัวผู้ป่วยลักษณะเดียวกันกับการสแกนแบบเกลียวหมุนในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ดังนั้นการสร้างภาพนำวิถีของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนจึงถูกเรียกว่า Megavoltage Computed Tomography (MVCT)

(3) Planar Imaging System

บางกรณีอุปกรณ์ถ่ายภาพอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องฉายรังสี (Electronic Portal Imaging Device: EPID) ถูกนำมาใช้เพื่อสร้างภาพนำวิถี 2 มิติ ในแนว AP และ Lateral โดยนำภาพที่ได้ซ้อนทับกับภาพรังสีจากโปรแกรมวางแผนรังสีรักษาสามมิติ (Digital Reconstructed Radiography: DRR) จากการทำ CT Simulation โดยดูจาก Bony Landmark อีกระบบหนึ่งเป็นการใช้แหล่งกำเนิดเอกซเรย์ระดับศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์ และอุปกรณ์รับภาพอย่างละ 2 ชุด ติดตั้งในห้องฉายรังสีเพื่อสร้างภาพที่สามารถระบุตำแหน่งของก้อนมะเร็งใน 3 มิติได้ (International Atomic Energy Agency, 2019; Zhao et al., 2021)

2.1.5 เครื่องฉายรังสีภาพนำแบบเกลียวหมุน

เทคนิคการฉายรังสีภาพนำแบบเกลียวหมุนเป็นการผสมผสานระหว่างการฉายรังสีด้วยความแม่นยำสูงกับการถ่ายภาพ MVCT โดยผู้ป่วยจะถูกเคลื่อนผ่านอุโมงค์ในขณะที่แกนทรีของเครื่องฉายถูกหมุนอย่างต่อเนื่อง จึงสามารถส่งปริมาณรังสีไปยังเป้าหมายได้จากทุกมุมเพื่อให้การกระจายของปริมาณรังสีเข้าสู่กับเป้าหมายได้อย่างดีโดยเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงยังคงได้รับการปกป้อง

ในช่วงแรกเทคนิคการฉายรังสีภาพนำแบบเกลียวหมุนด้วยระบบ Hi-ART ซึ่งจัดทำโดย บริษัท Accuray ถูกออกแบบสำหรับการฉายรังสีแบบปรับความเข้มพร้อมกับระบบภาพนำวิถีแบบ 3 มิติ โดยมีเครื่องเร่งอนุภาค 6 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ ซึ่งติดตั้งบนแกนทรีพร้อมอุปกรณ์รับภาพเพื่อใช้สำหรับระบบภาพนำวิถีด้วย MVCT นอกจากนี้ยังมี MLC จำนวน 64 ซี่ เพื่อให้ปริมาณรังสีที่ฉายเข้าสู่กับตัวก้อนมากขึ้น ต่อมาบริษัท Accuray พัฒนาระบบรุ่นใหม่ชื่อว่าระบบ Radixact พร้อมระบบวางแผนการรักษาใหม่อย่าง Precision ซึ่งทำงานร่วมกับระบบจัดการข้อมูลแบบบูรณาการ (Integrated Data Management System: iDMS) เพื่อขยายขอบเขตการรักษาให้กว้างขึ้นอย่างมีประสิทธิภาพและการจัดการข้อมูลที่ดีขึ้น

Radixact เป็นเครื่องฉายรังสีภาพนำแบบเกลียวหมุนจากบริษัท Accuray ที่สามารถฉายรังสีแบบปรับความเข้มได้ ประกอบด้วยเครื่องเร่งอนุภาคแบบไม่ใส่ตัวกรอง 6 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ ที่ติดตั้งบนแกนทรีโดยสามารถหมุนไปพร้อมกับการเคลื่อนที่ของเตียงได้ ซึ่งช่วยลดระยะเวลาในการเก็บภาพและการฉายรังสีเมื่อเทียบกับรุ่นก่อนหน้า มีระบบ MVCT ที่ปรับพลังงานเหลือ 3.5 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ ซึ่งคุณภาพของภาพ MVCT ดีเพียงพอที่จะใช้สำหรับการตรวจสอบการจัดตำแหน่ง นอกจากระบบ MVCT ที่ใช้โดยทั่วไปแล้วยังมีระบบ kVCT เป็นส่วนเสริมอีกด้วย ระบบเหล่านี้สามารถช่วยในการทวนสอบตำแหน่งผู้ป่วย การคำนวณปริมาณรังสีใหม่ และการประกันคุณภาพของผู้ป่วยและเครื่องฉาย Radixact สามารถส่งปริมาณรังสีที่มีความเข้าสู่กับปริมาตรเป้าหมายของแผนการรักษาที่มีความซับซ้อนและลดปริมาณรังสีที่เนื้อเยื่อปกติได้รับโดยการให้รังสีแบบสไลซ์ต่อสไลซ์ด้วย MLC จำนวน 64 ซี่ Radixact สามารถนำไปฉายรังสีได้หลายบริเวณไม่ว่าจะเป็น สมอง

ศีรษะและลำคอ ปอด เต้านม รวมถึงบริเวณช่องท้องและอุ้งเชิงกราน เนื่องจากคุณสมบัติในการฉายรังสีที่ครอบคลุมความยาวถึง 130 เซนติเมตร ซึ่งเหมาะกับการฉายรังสีทั่วร่างกาย การฉายรังสีให้ไขกระดูก และการฉายรังสีให้สมองและไขสันหลัง

ข้อได้เปรียบของเทคนิคการฉายรังสีภาพนำแบบเกลียวหมุนคือการหลีกเลี่ยงการเกิดบริเวณรอยต่อของพื้นที่ฉายรังสีโดยเฉพาะปริมาตรที่มีความยาวและซับซ้อน อย่างไรก็ตามการฉายรังสีด้วยพื้นที่ฉายรังสีขนาดเล็กร่วมกับชุดกำลังรังสีแบบซีส่งผลให้ต้องใช้เวลาในการฉายรังสีมากขึ้นในการพัฒนาระบบ Radixact จึงมุ่งเน้นไปที่การปรับปรุงเวลาในการฉายรังสี สำหรับ Radixact ที่มีระบบ iDMS ใช้เวลาในการหมุนแกนทรีสำหรับ MVCT ลดลง การให้ปริมาณรังสีต่อเวลาได้มากขึ้น รวมถึงลดระยะเวลาในการเปิดพื้นที่ลำรังสี ซึ่งส่งผลต่อประสิทธิภาพการรักษาที่ดีขึ้นและสามารถรับผู้ป่วยได้มากขึ้น (Kraus et al., 2020; Yagihashi et al., 2023; Yartsev et al., 2007)

2.1.6 การกำหนดขอบเขตก้อนมะเร็ง (Volume Definition)

การกำหนดขนาด รูปร่าง และตำแหน่งของปริมาตรเนื้องอกให้เหมาะสมเป็นอีกหนึ่งขั้นตอนสำคัญในการวางแผนการรักษา โดยรายงานของ ICRU ฉบับที่ 71 ได้กำหนดความหมายของขอบเขตของก้อนมะเร็งหลัก ๆ ที่สัมพันธ์กับการวางแผนการรักษาแบบสามมิติ ดังนี้

(1) Gross Tumor Volume: GTV

คือขอบเขตและตำแหน่งของก้อนมะเร็งที่สามารถมองเห็นหรือระบุได้ชัดเจน เรียกว่า Gross Tumor Volume (GTV) ซึ่งอาจประกอบด้วยก้อนเนื้อหลัก ก้อนที่แพร่กระจายไปยังต่อมน้ำเหลือง หรือก้อนที่แพร่กระจายไปยังตำแหน่งอื่น ๆ โดยทั่วไป GTV ถือเป็นบริเวณที่มีความหนาแน่นของเซลล์มะเร็งสูงที่สุด จึงจำเป็นต้องได้รับปริมาณรังสีอย่างเพียงพอครอบคลุม GTV ทั้งหมด เพื่อให้สามารถควบคุมการเจริญเติบโตของก้อนมะเร็งได้อย่างมีประสิทธิภาพ การกำหนดขอบเขต ขนาด และตำแหน่งของ GTV สามารถอาศัยการตรวจทางคลินิก เช่น การตรวจร่างกายหรือการส่องกล้อง ร่วมกับเทคนิคการถ่ายภาพทางการแพทย์ ได้แก่ การเอกซเรย์ การเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ อัลตราซาวด์ การถ่ายภาพด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า และการตรวจด้วยสารกัมมันตรังสี ดังนั้น ขนาดและรูปร่างของ GTV อาจแตกต่างกันไปตามเทคนิคการตรวจที่ใช้ นอกจากนี้ GTV อาจจำกัดอยู่เพียงบางส่วนของอวัยวะ เช่น ในมะเร็งเต้านมระยะแรก หรืออาจครอบคลุมทั้งอวัยวะ เช่น กรณีการแพร่กระจายของก้อนมะเร็งหลายตำแหน่งไปยังสมอง

(2) Clinical Target Volume: CTV

คือ ขอบเขตของ GTV ที่ขยายออกเพื่อให้ครอบคลุมส่วนที่ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่าหรือส่วนที่ไม่ปรากฏบนภาพ ซึ่งต้องพิจารณาในการรักษาและควรได้รับการฉายรังสีอย่างเหมาะสมเพื่อหายขาด สำหรับการฉายรังสีจำเป็นต้องคำนึงว่าก้อนมะเร็งที่สามารถระบุขอบเขตและ

ตำแหน่งได้ อาจมีเซลล์มะเร็งในระดับความน่าจะเป็นหนึ่ง ๆ ที่ตรวจพบไม่ได้ ระดับความน่าจะเป็นนี้อิงจากประสบการณ์ทางคลินิกจากการรักษาที่มีข้อมูลผู้ป่วยและการติดตามผลอย่างเพียงพอ

(3) Internal Target Volume: ITV

คือ ขอบเขตของ CTV รวมกับขอบเขตภายใน (Internal Margin) เพื่อชดเชยการเปลี่ยนแปลงของตำแหน่ง รูปร่าง และขนาดของก้อนมะเร็งระหว่างการฉายรังสีเนื่องจากความไม่แน่นอนภายใน (Internal Uncertainties) เช่น การหายใจ การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของลำไส้ตรง การกลืนน้ำลาย การเต้นของหัวใจ และการเคลื่อนไหวของลำไส้ โดยไม่คำนึงถึงความไม่แน่นอนภายนอก (External Uncertainties)

(4) Planning Target Volume: PTV

คือ ขอบเขตของ ITV รวมกับขอบเขตของการจัดทำผู้ป่วย (Setup Margin) เพื่อชดเชยการเปลี่ยนแปลงอันเนื่องมาจากความไม่แน่นอนภายนอก ได้แก่ ความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วย ความคลาดเคลื่อนจากเครื่องมือหรืออุปกรณ์สำหรับการฉายรังสี เช่น การเอียงของแกนทรานสดูมเมเตอร์ หรือเตียง และความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากมนุษย์ซึ่งอาจขึ้นอยู่กับประสบการณ์ในการทำงานของนักรังสีเทคนิค โดยสรุป PTV ถูกสร้างขึ้นเพื่อให้แน่ใจว่าก้อนมะเร็งจะได้รับปริมาณรังสีอย่างเหมาะสมแม้ว่าจะเกิดความไม่แน่นอนในการจัดทำผู้ป่วยระหว่างการฉายรังสี ในทางปฏิบัติโดยทั่วไป PTV จะถูกขยายออกมาจาก CTV หรือที่เรียกว่า CTV to PTV Margin เนื่องจากการคำนวณขอบเขตภายในและขอบเขตของการจัดทำผู้ป่วยออกจากกันเป็นเรื่องที่ยาก การฉายรังสีด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบเกลียวหมุนในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกช่วงของ CTV to PTV Margin สามารถพบได้ตั้งแต่ 5 มิลลิเมตร ไปจนถึง 15 มิลลิเมตร แบบทั่วทิศทาง ขึ้นอยู่กับความถูกต้องของกระบวนการฉายรังสีของหน่วยงานนั้น

(5) Organs at Risk: OARs และ Planning Organ at Risk Volume: PRV

คือ อวัยวะข้างเคียงสำคัญซึ่งประกอบด้วยเนื้อเยื่อที่มีความไวต่อรังสี โดยอวัยวะสำคัญข้างเคียงอาจได้รับปริมาณรังสีจนอาจนำไปสู่การเกิดภาวะแทรกซ้อนในผู้ป่วยได้ การวางแผนการรักษาจึงจำเป็นต้องคำนึงถึงอวัยวะข้างเคียงเหล่านี้โดยการกำหนดเงื่อนไขของปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับ เป็นต้น

นอกจากนี้ต้องคำนึงการเคลื่อนไหวของ OARs รวมถึงความไม่แน่นอนในการจัดทำโดยขยายขอบเขตของ OARs เพื่อชดเชยการเปลี่ยนแปลงและความไม่แน่นอนดังกล่าว ด้วยขอบเขตภายในและขอบเขตของการจัดทำผู้ป่วยเหมือนกับ PTV ดังนั้นจึงได้มาซึ่ง Planning Organ at Risk Volume หรือ PRV (Berthelsen et al., 2007; Chitapanarux et al., 2015; Collen et al., 2010; Li et al., 2022)

2.1.7 ตารางแปลงค่าภาพเป็นความหนาแน่น (Image Value to Density Table)

ตารางแปลงค่าภาพเป็นความหนาแน่น (Image Value to Density Table: IVDT) เป็นเครื่องมือสำคัญในการวางแผนการรักษา ทำหน้าที่แปลงค่า Hounsfield Units (HU) จากภาพ CT ให้เป็น ค่าความหนาแน่นของมวล (Mass Density) ซึ่งค่าความหนาแน่นนี้มีบทบาทสำคัญในการคำนวณปริมาณรังสีที่จะส่งไปยังผู้ป่วย ดังนั้นการใช้ IVDT อย่างถูกต้องจึงเป็นขั้นตอนพื้นฐานในกระบวนการคำนวณปริมาณรังสีด้วยระบบวางแผนการรักษาของ Helical Tomotherapy (HT)

การสร้าง IVDT ทำได้โดยใช้ Cheese Phantom ซึ่งเป็นวัสดุเทียบเท่าเนื้อที่ผู้ผลิต HT จัดเตรียมให้ ภายในหุ่นจำลองมีการใส่ Plugs ซึ่งมีค่าความหนาแน่นแตกต่างกันเพื่อวัดค่า HU ของภาพ CT จาก kVCT และ MVCT หลังจากวัดค่า HU ของแต่ละ Plug แล้ว จึงสร้างเส้นโค้งแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง HU และความหนาแน่นของมวล โดยใช้การประมาณเชิงเส้น (linear Interpolation) ระหว่างจุดต่าง ๆ ซึ่งทำให้ระบบสามารถแปลงค่า HU ของ Voxel ใด ๆ ในภาพ CT เป็นค่าความหนาแน่นได้ เส้นโค้งที่ถูกสร้างขึ้นจะถูกเพิ่มเข้าไปในระบบวางแผนการรักษา TPS เพื่อใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีต่อไป (Crop et al., 2012; Song & Ahn, 2012)

2.1.8 การคำนวณปริมาณรังสี

TomoTherapy Planning Station เป็นระบบที่ใช้ในการกำหนดพารามิเตอร์ของแผนการรักษา ได้แก่ Field Width Pitch factor และ Modulation Factor รวมถึงการปรับแต่งการฉายรังสีเพื่อฉายรังสีไปยังเป้าหมายพร้อมทั้งหลีกเลี่ยงบริเวณเนื้อเยื่อปกติ โดยการคำนวณปริมาณรังสีขั้นสุดท้าย (Final Dose Calculation) จะดำเนินการหลังมีการ Optimization โดยการคำนวณปริมาณรังสีใน Tomotherapy ใช้อัลกอริทึม Convolution-Superposition ซึ่งประกอบด้วยสองขั้นตอนหลัก ได้แก่ การคำนวณค่า TERMA (Total Energy Released per Unit Mass) และการคอนโวลูชันด้วย Kernel พลังงานแบบหลายระดับ (Poly-energetic Point Kernels)

(1) สมการการคำนวณปริมาณรังสี

สมการที่ใช้งานในกระบวนการคำนวณปริมาณรังสีสามารถเขียนได้ดังนี้

$$D(r) = \int \Psi(r') \cdot \mu/\rho(r') \cdot K(r-r') dV'$$

เมื่อ	$D(r)$	คือ	ปริมาณรังสีที่ตำแหน่ง r
	$\Psi(r')$	คือ	พลังงานต่อหน่วยพื้นที่ที่ตำแหน่ง r'
	$\rho(r')$	คือ	สัมประสิทธิ์การลดทอนพลังงานในเนื้อเยื่อ
	$K(r-r')$	คือ	Kernel การกระจายพลังงาน

(2) ข้อมูลไซโนแกรม (Sinogram)

กระบวนการคำนวณใน Tomotherapy ใช้ข้อมูลที่เรียกว่า Sinogram ซึ่งเป็นการบันทึกการตั้งค่าเครื่องฉายรังสีในแต่ละช่วงเวลา Sinogram ประกอบด้วยข้อมูลการเปิด-ปิดของ MLC และข้อมูลจากเซนเซอร์ตรวจจับปริมาณรังสีที่ใช้ควบคุมการให้พลังงาน

(3) การตั้งค่าขนาดกริดในการคำนวณ

ใน Tomotherapy ขนาดกริดที่ใช้สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีสามารถปรับได้ 3 ระดับ ได้แก่ Fine Normal และ Coarse ความละเอียดของกริดแบบ Fine ถูกลดขนาดลง (256×256) จากภาพ CT ที่มีความละเอียด (512×512) ในระนาบแกน ความละเอียดของ กริดแบบ Normal และ Coarse ถูกลดลงเหลือครึ่งหนึ่ง (128×128) และหนึ่งในสี่ (64×64) ของความละเอียดแบบ Fine ตามลำดับ สำหรับความละเอียดในแนวยาว (Longitudinal Resolution) ของกริดทุกขนาดจะมีค่าเท่ากับความหนาของภาพ (Slice Thickness) การตั้งค่าขนาดกริดที่เหมาะสมช่วยลดเวลาการคำนวณโดยไม่สูญเสียความแม่นยำ (Javid et al., 2023)

2.1.9 การสะสมปริมาณรังสี (Dose Accumulation)

การสะสมปริมาณรังสี คือ กระบวนการรวมการกระจายปริมาณรังสีจากการฉายรังสีแต่ละครั้ง เพื่อประเมินปริมาณรังสีสะสม (Accumulated Dose) ซึ่งสามารถช่วยให้เราเห็นภาพรวมของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจริง ในบริบทของการฉายรังสีแบบปรับเปลี่ยนแผน (Adaptive Radiotherapy: ART) การสะสมปริมาณรังสีดำเนินการโดยปรับสัดส่วนปริมาณรังสีตามจำนวนการแบ่งฉาย ภาพแผนการรักษาถูกซ้อนทับกับภาพนำวิถีก่อนการฉายรังสี เพื่อรวมปริมาณรังสีในลักษณะวอกเซลต่อวอกเซล (Voxel-by-Voxel) โดยส่วนใหญ่นิยมใช้เทคนิคการซ้อนทับภาพแบบเปลี่ยนรูป (Deformable Image Registration: DIR) ในการสร้างความสอดคล้องเชิงพื้นที่ระหว่างชุดภาพที่เกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างทางกายวิภาค (Anatomical Deformations) เพื่อการประเมินปริมาณรังสีสะสมได้อย่างแม่นยำ

ในทางคลินิกการสะสมปริมาณรังสีช่วยให้แพทย์สามารถกำหนดและปรับแผนการรักษาให้เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละราย ทั้งในด้านการจำกัดปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญข้างเคียง การเพิ่มปริมาณรังสีที่เป้าหมาย และการปรับขอบเขตของก้อนมะเร็งตามการตอบสนองต่อการรักษา อีกทั้งยังช่วยตรวจสอบความสอดคล้องระหว่างการปริมาณรังสีรายวันกับปริมาณรังสีสะสมโดยรวม หากปริมาณรังสีที่อวัยวะเสี่ยงในบางวันเกินเกณฑ์ที่กำหนด ข้อมูลปริมาณรังสีสะสมสามารถใช้ประเมินแนวโน้มและสนับสนุนการปรับแผนในครั้งถัดไป ในทางกลับกัน หากปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญข้างเคียงยังอยู่ในระดับต่ำ อาจพิจารณาเพิ่มปริมาณรังสีที่เป้าหมายหรือเพิ่มจำนวนครั้งของการรักษา (McDonald et al., 2022)

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปี ค.ศ. 2016 G. Eminowicz และคณะ ได้ศึกษาและวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะและลำไส้ตรงระหว่างการฉายรังสีเพื่อทำความเข้าใจวิธีลดความแปรผันของตำแหน่งอวัยวะให้น้อยที่สุดระหว่างการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน โดยทำการวิเคราะห์ภาพ CBCT ย้อนหลังจากผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังปากมดลูก 10 ราย ผลการศึกษาพบว่าปริมาตรกระเพาะปัสสาวะมีความแตกต่างกันระหว่างการวางแผนและการฉายรังสี โดยปริมาตรกระเพาะปัสสาวะจะเพิ่มขึ้นเมื่อเวลาลดลงและหลังจากเคมีบำบัด หากปริมาตรกระเพาะปัสสาวะมีการเปลี่ยนแปลงมากกว่า 130 ตารางเซนติเมตร จากการวางแผนจะทำให้ PTV ไม่ครอบคลุม CTV โดยการเบี่ยงเบนของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะทุก ๆ 1 ตารางเซนติเมตร จะลดความน่าจะเป็นที่ PTV จะครอบคลุม CTV ลงร้อยละ 1.9 อีกทั้งปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะที่วางแผนมากกว่า 300 ตารางเซนติเมตร ไม่สามารถทำซ้ำได้ในระหว่างการรักษา การศึกษายังพบว่าเส้นผ่านศูนย์กลางด้านหน้าถึงด้านหลังของทวารหนักมีความสัมพันธ์กับปริมาตร และเส้นผ่านศูนย์กลางด้านหน้าถึงด้านหลังของทวารหนักทุก ๆ 1 ตารางเซนติเมตร ที่เบี่ยงเบนจะลดความน่าจะเป็นที่ PTV จะครอบคลุม CTV ลงร้อยละ 5.8 ซึ่งมีผลกระทบต่opakมดลูกเป็นหลัก ความเสี่ยงที่ PTV จะไม่ครอบคลุม CTV จะสูงขึ้นหากลำไส้ตรงมีขนาดใหญ่ขึ้นในระหว่างการรักษาเมื่อเทียบกับการวางแผน จากผลการศึกษา ผู้วิจัยได้แนะนำว่าปริมาตรกระเพาะปัสสาวะในการวางแผนที่เหมาะสมควรอยู่ระหว่าง 150-300 ตารางเซนติเมตร ลดระยะเวลาการคอยหลังเคมีบำบัด และดื่มดื่มน้ำให้เพียงพอตลอดการรักษา นอกจากนี้การใช้ยาขยายในระหว่างการวางแผนและการรักษาอาจเป็นประโยชน์ แม้ว่าจะมีมาตรการเหล่านี้ การถ่ายภาพเป็นประจำยังคงมีความสำคัญในการใช้เทคนิคการฉายรังสีขั้นสูงสำหรับมะเร็งบริเวณนี้ การศึกษานี้ช่วยให้แพทย์และผู้เชี่ยวชาญด้านการรักษามะเร็งมีข้อมูลเพิ่มเติมในการปรับการฉายรังสีให้เหมาะสมและลดผลข้างเคียงในการรักษาผู้ป่วย (Eminowicz et al., 2016)

ปี ค.ศ. 2020 Soumya Dutta และคณะ ได้ศึกษาถึงผลกระทบของปริมาณรังสีจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะต่อเป้าหมายและ OARs ในผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังปากมดลูกที่เข้ารับเคมีบำบัดและฉายรังสี ผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังปากมดลูกจำนวน 40 รายได้รับการวางแผนการฉายรังสีตามโปรโตคอลของแผนกวิจัย โดยมีการปรับปริมาตรกระเพาะปัสสาวะด้วยการเติมน้ำเกลือธรรมดาเข้าไปผ่านสายสวน เพื่อดูผลกระทบต่อปริมาณรังสีที่ได้รับจากการฉายรังสี ผู้ป่วยทุกรายทำการถ่ายอุจจาระและกระเพาะปัสสาวะออกก่อนที่จะทำการจำลองการรักษาด้วย CT จากนั้นทำการเติมน้ำเกลือลงในกระเพาะปัสสาวะจนผู้ป่วยรู้สึกปวดปัสสาวะมากที่สุด จากนั้นจึงสร้างเฟือกสำหรับอุ้งเชิงกรานและจำลองการรักษาด้วย CT และลดปริมาณน้ำเกลือลงร้อยละ 30 50 และ 100 จึงทำการสแกนซ้ำ จากนั้นสร้างแผนการรักษาสำหรับกระเพาะปัสสาวะในปริมาณต่างๆ ได้แก่ เติ้มกระเพาะปัสสาวะ (X) ร้อยละ 70 (PLAN70) ร้อยละ 50 (PLAN50) และว่างเปล่า (PLAN0) ผลการศึกษาพบว่าปริมาตรของ

กระเพาะปัสสาวะในแผนร้อยละ 70 ร้อยละ 50 และกระเพาะปัสสาวะว่างเปล่าคือร้อยละ 78.34 (388.35 ± 117.44 มิลลิลิตร) ร้อยละ 64.44 (320.60 ± 106.20 มิลลิลิตร) และร้อยละ 13.63 (62.60 ± 23.12 มิลลิลิตร) ตามลำดับ ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ร้อยละ 95 ของเป้าหมายปริมาณรังสีที่ได้รับคือ $49.76 \text{ เกรย์} \pm 1.30 \text{ เกรย์}$ ความแตกต่างในการครอบคลุมเป้าหมายมีนัยสำคัญระหว่างแผนการฉายรังสีที่ปรับปริมาตรน้ำเกลือในกระเพาะปัสสาวะ โดยมีแนวโน้มที่ว่า การเติมกระเพาะปัสสาวะที่น้อยลงส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ OARs เพิ่มขึ้น แต่ไม่มีนัยสำคัญมากหากปริมาตรกระเพาะปัสสาวะมากกว่าร้อยละ 78.34 และมากกว่าร้อยละ 64.44 ของกระเพาะปัสสาวะที่เต็ม การศึกษานี้สรุปได้ว่าการเปลี่ยนแปลงปริมาตรกระเพาะปัสสาวะมีผลกระทบต่อเคลื่อนไหวกและรูปร่างของปากมดลูกและมดลูก ซึ่งส่งผลกระทบต่อปริมาณรังสีสำหรับเป้าหมายและ OARs ผู้วิจัยแนะนำให้ปรับปริมาตรกระเพาะปัสสาวะอย่างน้อยร้อยละ 70-75 ของกระเพาะปัสสาวะที่เต็มได้อย่างเหมาะสมในระหว่างการรักษาในแต่ละวัน (Dutta et al., 2020)

ปี ค.ศ. 2022 Yanjiao Wu และคณะ ได้ศึกษาปริมาตรของลำไส้ตรงที่เหมาะสมสำหรับการฉายรังสีระยะไกลเพื่อการรักษามะเร็งปากมดลูก โดยทำการศึกษาแบบย้อนหลังในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก 143 ราย ที่เข้ารับการฉายรังสีระยะไกล ตั้งแต่เดือนมกราคม ค.ศ. 2017 ถึงเดือนกันยายน ค.ศ. 2020 โดยได้ประเมินปริมาตรของลำไส้ตรงเฉลี่ยและปริมาณรังสีสะสม (V_{30} V_{40} V_{50} D_{2cc}) ต่ออวัยวะที่มีความเสี่ยง (กระเพาะปัสสาวะ ลำไส้ตรงและลำไส้เล็ก) ในระหว่างการฉายรังสี โดยใช้ระบบวางแผนการรักษา และประเมินอัตราการเกิดโรคกระเพาะปัสสาวะอักเสบจากการฉายรังสีและโรคลำไส้ใหญ่อักเสบจากการฉายรังสี การติดตามผลการรักษาโดยเฉลี่ยอยู่ที่ 48 เดือน และผู้ป่วยในกลุ่มนี้มีอายุเฉลี่ย 53 ปี ผู้ป่วยถูกแบ่งออกเป็น 3 กลุ่มตามปริมาตรเฉลี่ยของลำไส้ตรง ได้แก่ กลุ่ม A: <40 มิลลิลิตร กลุ่ม B: $40-70$ มิลลิลิตร และกลุ่ม C: ≥ 70 มิลลิลิตร ผลการศึกษาพบว่า V_{30} และ V_{40} ในกระเพาะปัสสาวะและลำไส้เล็กมีค่าสูงสุดในกลุ่ม A แต่ V_{50} และ D_{2cc} ในลำไส้ตรงและกระเพาะปัสสาวะมีค่าสูงสุดในกลุ่ม C ผู้ป่วยในกลุ่ม B มีอุบัติการณ์ของทั้งกระเพาะปัสสาวะอักเสบและลำไส้ใหญ่อักเสบจากการฉายรังสีต่ำกว่า ($p < 0.05$) ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าการฉายรังสีภายนอกในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกนั้น ปริมาตรลำไส้ตรง $40-70$ มิลลิลิตร เหมาะสมที่สุด ในขณะที่ >70 มิลลิลิตร จะเพิ่มความเสี่ยงของกระเพาะปัสสาวะอักเสบและลำไส้ใหญ่อักเสบที่รุนแรงจากการฉายรังสี และ <40 มิลลิลิตร จะเพิ่มความเสี่ยงของกระเพาะปัสสาวะอักเสบและทวารหนักอักเสบเล็กน้อยจากการฉายรังสี (Wu et al., 2022)

ปี ค.ศ. 2025 Kaiwen Zhou และคณะ ได้ศึกษาผลกระทบต่อปริมาณรังสีจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตรกระเพาะปัสสาวะใน CTV และ OARs สำหรับผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก ที่ได้รับการฉายรังสีร่วมกับการใช้ระบบภาพนำวิถีด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้า (MR-guided Radiotherapy) ผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกจำนวน 27 คน แบ่งออกเป็นกลุ่มที่ได้รับการรักษาด้วยการฉายรังสีปริมาณสูง 12

คน และการฉายรังสีหลังการผ่าตัด 15 คน ทุกคนได้รับการรักษาด้วยเครื่องฉายรังสี Elekta Unity MR-linac สำหรับผลกระทบต่อ CTV พบว่าในกลุ่มการฉายรังสีหลังการผ่าตัดมี D_{98} และ D_{95} ของ CTV ลดลงเมื่อกระเพาะปัสสาวะเต็ม และกลุ่มการฉายรังสีปริมาณสูงพบว่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ CTV เพิ่มขึ้นจาก 5223.55 เซนติเกรย์ เป็น 5273.93 เซนติเกรย์ เมื่อกระเพาะปัสสาวะเต็ม สำหรับผลกระทบต่อกระเพาะปัสสาวะพบว่าในกลุ่มการฉายรังสีหลังการผ่าตัดมี V_{30} และ V_{20} ที่กระเพาะปัสสาวะลดลงเมื่อกระเพาะปัสสาวะเต็ม และกลุ่มการฉายรังสีปริมาณสูงพบว่า ปริมาณรังสีต่ำสุดของกระเพาะปัสสาวะลดลง แต่ปริมาณรังสีสูงสุดเพิ่มขึ้นจาก 5347.68 เซนติเกรย์ เป็น 5581.63 เซนติเกรย์ เมื่อกระเพาะปัสสาวะเต็ม สำหรับผลกระทบต่อลำไส้เล็กและลำไส้ตรงพบว่า การเปลี่ยนแปลงปริมาตรกระเพาะปัสสาวะไม่ส่งผลต่อปริมาณรังสีที่ลำไส้เล็กและลำไส้ตรงอย่างมีนัยสำคัญในกลุ่มการฉายรังสีหลังการผ่าตัด และกลุ่มการฉายรังสีปริมาณสูงพบว่าปริมาณรังสีต่ำสุดและปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ลำไส้ตรงและ D_2 ของลำไส้เล็กลดลงเมื่อกระเพาะปัสสาวะเต็ม ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะมีผลกระทบอย่างมีนัยสำคัญต่อการกระจายปริมาณรังสีทั้งใน CTV และ OARs (Zhou et al., 2025)

ปี ค.ศ. 2025 Sirawit Saobai และคณะ ได้ศึกษาความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสีจาก IGRT 3 ชนิด ได้แก่ CBCT MVCT และ kVCT โดยใช้การสอบเทียบค่าหน่วยฮาวนส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอนที่เฉพาะเจาะจงกับแต่ละเครื่องมือ (Modality-Specific HU-to-Density) การคำนวณปริมาณรังสีจาก IGRT 3 ชนิด ถูกเปรียบเทียบกับภาพ CT สำหรับจำลองการรักษา ทั้งในหุ่นจำลองและแผนการรักษาจริงของผู้ป่วย หลังจากสร้างเส้นโค้งสอบเทียบ (Calibration Curves) ของแต่ละเครื่องมือ ทำการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีในหุ่นจำลองที่คำนวณจากภาพ IGRT และ CT จากนั้นแผนการรักษาของผู้ป่วย 10 ราย ประกอบด้วย ผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอและผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก ถูกฉายไปยังหุ่นจำลองและวัดปริมาณรังสีด้วย ArcCHECK นำปริมาณรังสีที่คำนวณใหม่บนภาพ CT และ IGRT เปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้จริงโดยใช้การวิเคราะห์ค่าแกมมาเพื่อประเมินความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสี ผลการศึกษาพบว่า kVCT ให้ความสอดคล้องกับ CT มากที่สุด โดยมีค่าอัตราผ่านค่าแกมมา (Gamma Passing Rate: GPR) อยู่ที่ร้อยละ 99.8 ± 0.3 สำหรับเกณฑ์ 3%/3 mm และร้อยละ 98.5 ± 0.7 สำหรับเกณฑ์ 3%/2 mm และมีความแตกต่างของปริมาณรังสีต่ำกว่าร้อยละ 1 ในขณะที่ CBCT และ MVCT แสดงความถูกต้องต่ำกว่าเล็กน้อย โดยมีค่า GPR สำหรับเกณฑ์ 3%/3 mm อยู่ที่ร้อยละ 97.2 ± 1.1 และร้อยละ 96.5 ± 1.3 ตามลำดับ และมีความแตกต่างของปริมาณรังสีสูงสุดประมาณ 2% ซึ่งเป็นไปในทิศทางเดียวกันกับการเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้จริง ภาพ IGRT ให้ความสอดคล้องในระดับที่ยอมรับได้ทางคลินิก และไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างภาพ CT และภาพ IGRT ทุกชนิด (Saobai et al., 2025)

บทที่ 3

วิธีดำเนินงานวิจัย

3.1 ประเภทของการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาย้อนหลังเชิงภาคตัดขวาง (Retrospective Cross-Sectional Study) โดยออกแบบมาเพื่อวิเคราะห์ข้อมูลในอดีตของผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาแล้ว การวิจัยใช้ลักษณะการวิจัยแบบเน้นกระบวนการ (Method-Oriented Approach) ซึ่งมุ่งศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรต้น เช่น การเปลี่ยนแปลงปริมาตร PTV และ OARs กับตัวแปรตาม เช่น ปริมาณรังสีที่ PTV และ OARs เพื่อวิเคราะห์ปัจจัยที่ส่งผลต่อผลลัพธ์ของการรักษา ข้อมูลทั้งหมดนี้จะได้รับการวิเคราะห์บนพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่าง เครื่องมือและอุปกรณ์จากหน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก จังหวัดพิษณุโลก

3.2 กลุ่มตัวอย่าง

3.2.1 การคำนวณหาจำนวนกลุ่มตัวอย่าง

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังปากมดลูกได้รับในระหว่างการฉายรังสีด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบเกลียวหมุน โดยหนึ่งในบริเวณที่คณะผู้วิจัยสนใจได้แก่ บริเวณลำไส้ตรง ภายใต้สมมติฐานคือ ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ลำไส้ตรงได้รับในแต่ละครั้งของการฉายรังสีมีความแตกต่างกันตลอดระยะเวลา 25 ครั้งของการรักษา การศึกษานี้ใช้การออกแบบการทดลองแบบ One-Group Repeated-Measures Design ซึ่งเป็นการวิเคราะห์ข้อมูลที่ไม่เป็นอิสระต่อกัน (Dependent Data) จาก Pilot study จำนวน 15 คน คัดค่าสหสัมพันธ์ระหว่างการวัดซ้ำ (Correlation) เท่ากับ 0.8 ทดสอบทางสถิติใช้การเปรียบเทียบแบบ Two-Sided Test กำหนดระดับนัยสำคัญ (Alpha Error) ที่ร้อยละ 5 และกำลังของการทดสอบ (Power) ที่ร้อยละ 80

จากการคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างโดยใช้วิธี Power Analysis for Repeated-Measures ANOVA พบว่า จำนวนตัวอย่างที่เหมาะสมสำหรับการศึกษานี้คือ 10 ราย

3.2.2 เกณฑ์การคัดเลือกข้อมูลผู้ป่วย

เกณฑ์การคัดเข้า คือ ข้อมูลการวางแผนการรักษาสำหรับผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังปากมดลูกที่ได้รับการรักษาด้วยการฉายรังสีระยะไกลครบถ้วนตามแผนการรักษา ตั้งแต่เดือนมกราคม พ.ศ. 2567 ถึง มีนาคม พ.ศ. 2568 โดยมีการเตรียมตัวในการจำลองการรักษาและก่อนฉายรังสีในแต่ละครั้งตามแนวปฏิบัติของโรงพยาบาล และไม่มีการเคลื่อนย้ายหรือเปลี่ยนแปลงอุปกรณ์ระหว่างการฉายรังสี

เกณฑ์คัดออก คือ ข้อมูลผู้ป่วยที่ไม่สามารถเข้ารับการถ่ายภาพประจำวันครบถ้วน มีการหยุดหรือขาดการรักษาเป็นระยะเวลานาน มีข้อมูลทางคลินิกหรือข้อมูลปริมาณรังสีไม่ครบถ้วน และมีการวางแผนการรักษาใหม่

3.2.3 การเตรียมตัวผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีตามแนวปฏิบัติของโรงพยาบาล

ข้อมูลผู้ป่วยที่ใช้ในการศึกษาทั้งหมดมาจากผู้ป่วยที่ได้รับการเตรียมตัวตามแนวปฏิบัติของโรงพยาบาล ก่อนการจำลองการรักษาและการฉายรังสี ดังนี้

(1) ก่อนวันจำลองการรักษาและวันฉายรังสี ผู้ป่วยได้รับคำแนะนำให้รับประทานอาหารอ่อน

(2) ผู้ป่วยต้องปัสสาวะออกจนหมด

(3) ผู้ป่วยดื่มน้ำปริมาณ 500 มิลลิลิตร

(4) รอดประมาณ 60–90 นาที ก่อนเข้ารับการจำลองการรักษาหรือฉายรังสี

3.3 เครื่องมือวิจัย

3.3.1 โปรแกรมวางแผนการรักษา Accuray Precision® รุ่น 3.3.1.3

3.3.2 โปรแกรมปรับเปลี่ยนแผนการรักษา Accuray PreciseART® รุ่น 7.1.90

3.3.3 ข้อมูลปริมาณรังสีและปริมาณของ PTV และ OARs

3.3.4 แบบบันทึกข้อมูลการวิจัย

3.3.5 โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ STATA รุ่น 17.0

3.4 วิธีดำเนินงานวิจัย

งานวิจัยนี้เก็บข้อมูลผู้ป่วยจากโปรแกรมวางแผนการรักษาและโปรแกรมปรับเปลี่ยนแผนการรักษา PreciseART® โดยข้อมูลที่จัดเก็บประกอบด้วยข้อมูลปริมาณรังสีและปริมาณของ PTV และ OARs จากแผนการรักษาและการฉายรังสีในแต่ละครั้ง

ผลการวิเคราะห์จะพิจารณาเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างแผนและได้รับจริงที่ PTV และ OARs ในแต่ละครั้งของการฉายรังสี เพื่อระบุปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อความคลาดเคลื่อนและความแตกต่างของปริมาณรังสีในกระบวนการรักษา ทั้งนี้ข้อมูลภาพและการวิเคราะห์จะอ้างอิงตามมาตรฐานและคำแนะนำจาก RTOG ICRU ฉบับที่ 83 และ QUANTEC

3.4.1 การสร้างเส้นโค้งสอบเทียบค่าหน่วยฮานส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอน

เส้นโค้งสอบเทียบค่าหน่วยฮานส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอนได้จากการประมาณเชิงเส้นจากข้อมูล IVDT ที่ได้จากการสร้างภาพ Cheese Phantom ด้วย kVCT ของเครื่อง CT สำหรับวางแผนการรักษา และ MVCT ของเครื่องฉายรังสี

การสร้างภาพด้วย kVCT ใช้เครื่อง CT สำหรับวางแผนการรักษา ยี่ห้อ Toshiba รุ่น AquilionLB โปรโตคอลของการสแกนสมอง (CT Brain Protocol) ความหนาสไลซ์ 3 มม. พลังงาน

120 kV สำหรับการสร้างภาพด้วย MVCT ใช้เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน ยี่ห้อ Accuray รุ่น Radixact X5 พลังงาน 3.5 MV โหมดการสแกนแบบ Fine mode ระยะห่างสไลซ์ 2 มม. เวลาการหมุน 6 วินาที ระยะการเคลื่อนของเตียง 4 มม. ต่อการหมุน 1 รอบ เมื่อได้ภาพ Cheese Phantom จากทั้งสองเครื่องจึงดำเนินการสร้าง IVDT โดยการวาง ROI แต่ละ Plug และวัดค่า HU เพื่อหาความสัมพันธ์กับค่าความหนาแน่นที่ทราบค่า จากนั้นนำข้อมูลเข้าสู่ โปรแกรมวางแผนการรักษา Accuray Precision® เพื่อสร้างสร้างเส้นโค้งสอบเทียบ

ทางสถาบันมีแนวทางสำหรับการประกันคุณภาพของเส้นโค้งสอบเทียบค่าหน่วยฮาวนส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอนโดยใช้โปรแกรมของ Accuray Radixact เพื่อทำ HU Calibration รายสัปดาห์ ด้วยการสแกน Cheese Phantom ที่เปลี่ยน Plugs ให้มีความหนาแน่นสม่ำเสมอและใช้ข้อมูล HU ของน้ำและอากาศเพื่อสอบเทียบรายสัปดาห์ ข้อมูลการสอบเทียบถูกใช้ในการปรับปรุงความชันของเส้นโค้งโดยอัตโนมัติ

3.4.2 การบันทึกข้อมูล

ข้อมูลปริมาณรังสีและปริมาตรของ PTV และ OARs จากการฉายรังสีแต่ละครั้ง ได้รับจากภาพรวม (Merged Image) ซึ่งเกิดจากการซ้อนทับภาพแบบเปลี่ยนรูปร่าง (Deformable Image Registration: DIR) ระหว่างภาพ kVCT ของแผนการรักษาและภาพ MVCT (25 ครั้ง; 5 ครั้งต่อสัปดาห์; พลังงาน 3.5 เมกะโวลต์ แบบ Fan Beam; ความหนาแน่นสไลซ์ 6 มิลลิเมตร; ขอบเขตของภาพ 39 เซนติเมตร; ระยะสแกนครอบคลุม PTV) ชุดโครงสร้างในภาพ kVCT ถูกซ้อนทับกับภาพ MVCT เกิดเป็นชุดโครงสร้างใหม่ที่มีการเปลี่ยนแปลงขอบเขตอัตโนมัติตามลักษณะกายวิภาคของผู้ป่วย โดยมีแพทย์รังสีรักษาเป็นผู้ตรวจสอบความถูกต้องของขอบเขตโครงสร้างดังกล่าว Sinogram ของ kVCT และเส้นโค้งสอบเทียบค่าหน่วยฮาวนส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอนของ MVCT (MVCT-Specific HU-Electron Density Calibration Curve) ถูกนำมาใช้เพื่อคำนวณปริมาณรังสีใหม่ ด้วยอัลกอริทึม Convolution-Superposition เพื่อแสดงข้อมูลการกระจายปริมาณรังสีและขอบเขตโครงสร้างที่เปลี่ยนแปลง ข้อมูลดังกล่าวเรียกเก็บผ่านโปรแกรม Accuray PreciseART® ดังภาพ 1 ซึ่งมีขั้นตอนดังนี้

- (1) เปิดโปรแกรม Accuray PreciseART® ผ่าน Accuray Precision® ดังภาพ 2
- (2) ค้นหาผู้ป่วยโดยใช้รหัสประจำตัวผู้ป่วย เลือกแถบรายการของผู้ป่วย
- (3) เลือกแถบเมนูการแบ่งฉายรังสีตามครั้งที่ต้องการทราบข้อมูลปริมาณรังสีและปริมาตร และเลือก Fraction Review
- (4) แพทย์รังสีรักษาตรวจสอบและแก้ไขขอบเขตโครงสร้างของ PTV และ OARs บนภาพ MVCT ด้วยเครื่องมือ 2D Brush ดังภาพ 3
- (5) เลือก Save Session เพื่อบันทึกการเปลี่ยนแปลงขอบเขตโครงสร้าง

(6) กลับไปหน้าการเลือกแถบเมนูการแบ่งฉาย และเลือก Load Session

(7) เลือก Daily Dose Review (Deformable) เพื่อให้โปรแกรมแสดงข้อมูลการกระจายปริมาณรังสีรายวันและขอบเขตโครงสร้างบนภาพ kVCT (แผนการรักษา) และ MVCT (การฉายรังสีในแต่ละครั้ง) จากการซ้อนทับภาพแบบเปลี่ยนรูปร่าง ดังภาพ 4

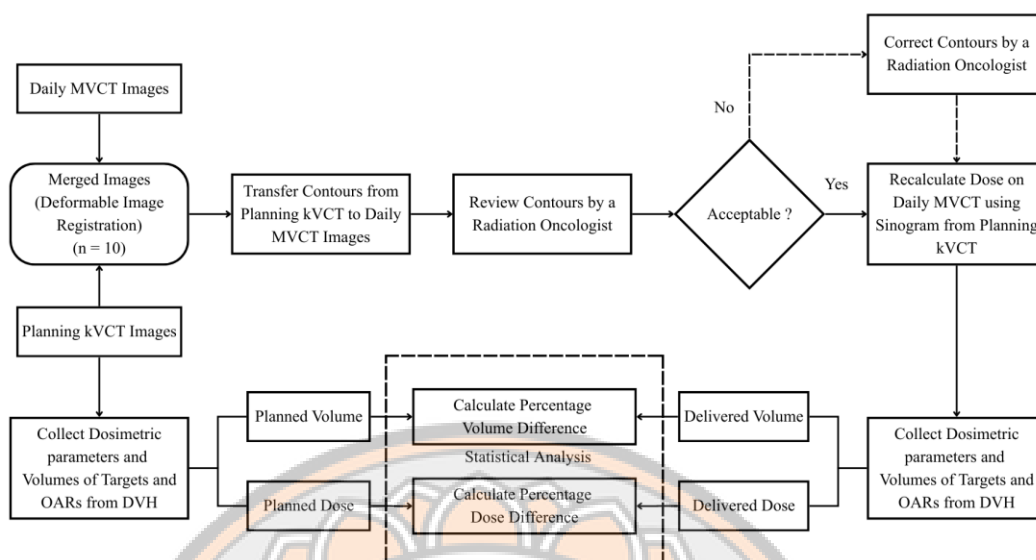
(8) เลือก DVH ของข้อมูลภาพ MVCT เพื่อเก็บข้อมูลปริมาณรังสีและปริมาตร

(9) ตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีใหม่อัตโนมัติของโปรแกรม Accuray PreciseART®

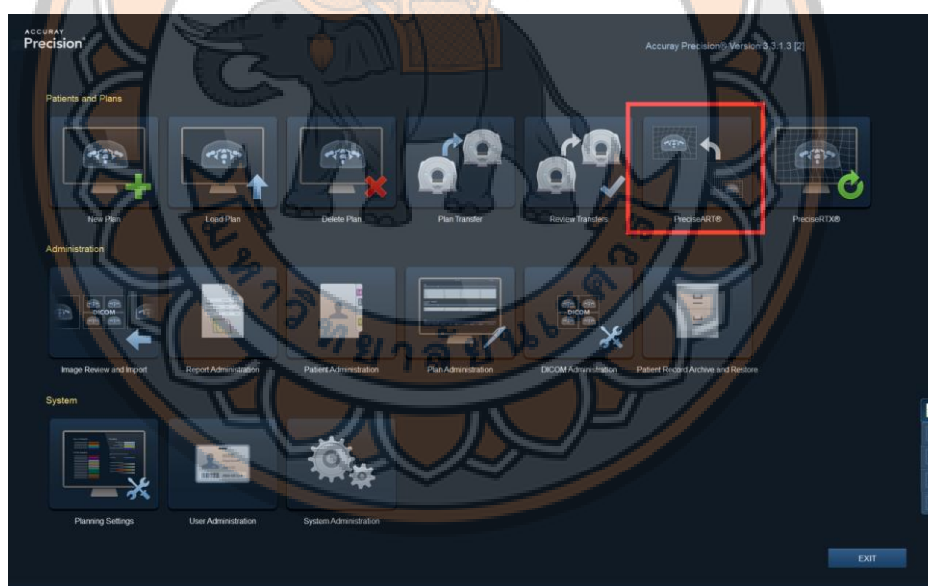
(10) บันทึกค่าพารามิเตอร์ปริมาณรังสีและปริมาตรของ PTV และ OARs ตั้งแต่การแบ่งฉายครั้งที่ 1 ถึงครั้งที่ 25 ตามตาราง ก (ภาคผนวก) ดังนี้

- ปริมาตรเป้าหมาย (PTV) ได้แก่ PTV D₅₀ PTV D₉₅ PTV D_{mean} PTV D_{max} และ PTV Volume โดยพารามิเตอร์ปริมาณรังสีของ PTV ที่ถูกกำหนดให้ได้รับปริมาณรังสี 45 เกรย์ จากกลุ่ม IMRT แบบ SIB ถูกบันทึกพร้อมกับ PTV ของกลุ่ม IMRT แบบ SEQ (ในการฉายรังสีมะเร็งปากมดลูกแบบ SEQ IMRT PTV_{50Gy} ครอบคลุมปากมดลูก มดลูก เนื้อเยื่อรอบปากมดลูก ส่วนบนของช่องคลอด และต่อมน้ำเหลืองเชิงกราน สำหรับ SIB IMRT PTV_{45Gy} มีขอบเขตคล้าย PTV_{50Gy} ของ SEQ ขณะที่ PTV_{50Gy} ครอบคลุมบริเวณก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อใกล้เคียง ส่วน PTV_{55Gy} ครอบคลุมเฉพาะบริเวณก้อนมะเร็ง)
- กระเพาะปัสสาวะ(Bladder) ได้แก่ Bladder D_{mean} Bladder D_{max} และ Bladder Volume
- ลำไส้ตรง (Rectum) ได้แก่ Rectum D₅₀ Rectum D_{mean} Rectum D_{max} และ Rectum Volume
- ลำไส้ (Bowel) ได้แก่ Bowel D_{195cc} Bowel D_{mean} Bowel D_{max} และ Bowel Volume

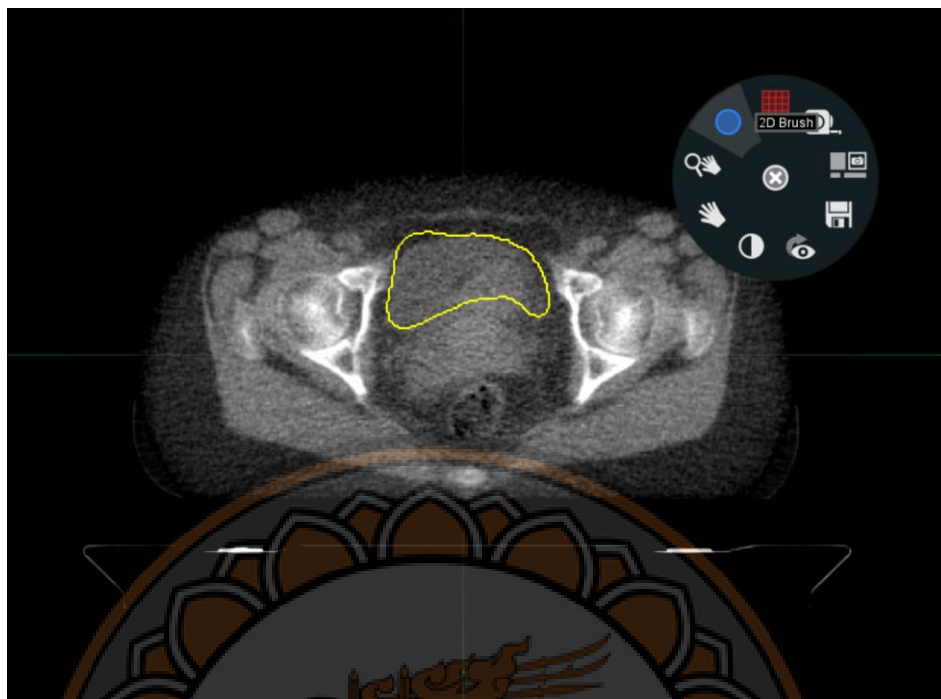
(11) เลือก Accumulated Dose Review เพื่อให้โปรแกรมแสดงข้อมูลปริมาณรังสีสะสมของผู้ป่วย และดำเนินการตามข้อ 8 ถึง 10 อีกครั้ง เพื่อบันทึกข้อมูลปริมาณรังสีสะสมของแต่ละพารามิเตอร์



ภาพ 1 กระบวนการคำนวณปริมาณรังสีใหม่และการวิเคราะห์ข้อมูล



ภาพ 2 โปรแกรม Accuray PreciseART® (กรอบสีแดง) บน Accuray Precision®



ภาพ 3 เครื่องมือ 2D Brush สำหรับแก้ไขขอบเขตโครงสร้างของ PTV และ OARs



ภาพ 4 ข้อมูลขอบเขตโครงสร้างบนภาพ KVCT (a-c) และ MVCT (d-f) เส้นขอบเขตสีน้ำเงิน คือ PTV สีเหลือง คือ กระเพาะปัสสาวะ และสีเขียว คือ ลำไส้ตรง

3.4.3 การวิเคราะห์ข้อมูล

(1) เปรียบเทียบปริมาณรังสีและปริมาตรของ PTV และ OARs ในแต่ละช่วงการฉายรังสีกับตอนวางแผนการรักษา

(2) นำข้อมูลปริมาณรังสีและปริมาตรของ PTV และ OARs มาหาร้อยละความแตกต่างเพื่อใช้ในการวิเคราะห์

(3) หาค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากสมการที่ 1

$$\% \Delta D = \frac{(D_{\text{delivered}} - D_{\text{planned}})}{D_{\text{planned}}} \times 100 \quad (1)$$

เมื่อ $\% \Delta D$ คือ ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ PTV และ OARs ระหว่างแผนการรักษาและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในการฉายรังสีแต่ละครั้ง

D_{planned} คือ ปริมาณรังสีของแผนการรักษา

$D_{\text{delivered}}$ คือ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในการฉายรังสีแต่ละครั้ง

(4) หาค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาตรจากสมการที่ 2

$$\% \Delta V = \frac{(V_{\text{delivered}} - V_{\text{planned}})}{V_{\text{planned}}} \times 100 \quad (2)$$

เมื่อ $\% \Delta V$ คือ ร้อยละความแตกต่างของปริมาตร PTV และ OARs ระหว่างแผนการรักษาและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในการฉายรังสีแต่ละครั้ง

V_{planned} คือ ปริมาตรในแผนการรักษา

$V_{\text{delivered}}$ คือ ปริมาตรในการฉายรังสีแต่ละครั้ง

3.4.4 การวิเคราะห์ทางสถิติ

การวิเคราะห์ทางสถิติดำเนินการด้วยโปรแกรม STATA เวอร์ชัน 17.0

(1) การวิเคราะห์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (Pearson Correlation Analysis) เพื่อประเมินทิศทางและความแข็งแกร่งของความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของปริมาตร PTV และปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ กับร้อยละความแตกต่างของพารามิเตอร์ด้านปริมาณรังสีที่เกี่ยวข้อง

(2) แบบจำลองพหุระดับ (Multilevel Model) เพื่อประมาณค่าเชิงปริมาณของความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรในระดับประชากร โดยมีช่วงความเชื่อมั่น 95% และกำหนดให้มีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อค่า $p < 0.05$

3.4.5 การสรุปผลและการแปลผลความสัมพันธ์

(1) การสรุปผลเชิงปริมาณ

นำเสนอผลการวิเคราะห์เชิงปริมาณโดยรายงานค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์และช่วงความเชื่อมั่นร้อยละ 95 เพื่อประเมินขนาดของความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรที่ศึกษา

(2) การแปลผลเชิงคลินิก

แปลความหมายของผลลัพธ์ในบริบททางคลินิก โดยพิจารณาว่าการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรอวัยวะในระดับที่มีนัยสำคัญทางคลินิกอาจส่งผลกระทบต่อความครอบคลุมของปริมาณรังสีในปริมาตรเป้าหมายสำหรับการวางแผนการรักษา (PTV) รวมถึงวิเคราะห์ผลกระทบที่อาจเกิดขึ้นจากการเพิ่มขึ้นหรือลดลงของปริมาณรังสีในบริเวณ PTV และอวัยวะสำคัญข้างเคียง (OARs)

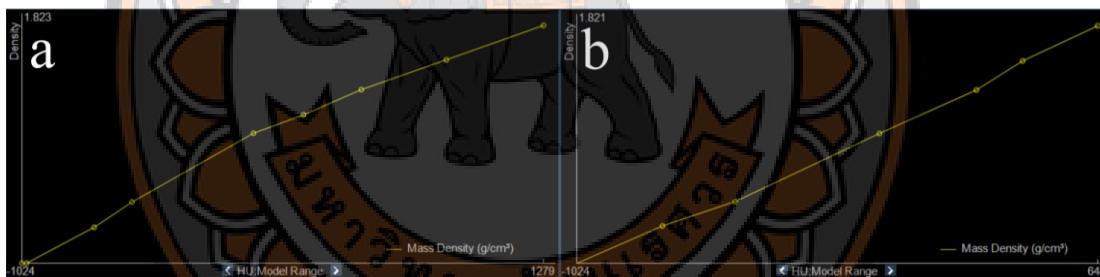


บทที่ 4

ผลการวิจัย

4.1 เส้นโค้งสอบเทียบค่าหน่วยฮาวนส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอน

ข้อมูล IVDT ของภาพ kVCT พบว่าค่า HU -1024, -1001, -704, -535, 0, 223, 475, 853 และ 1279 สัมพันธ์กับความหนาแน่นเชิงมวล 0, 0.001, 0.28, 0.47, 1.00, 1.141, 1.333, 1.56 และ 1.823 กรัม/ซม³ ตามลำดับ สำหรับภาพ MVCT ค่า HU -747, -515, -52, 259, 408 และ 648 สัมพันธ์กับความหนาแน่นเชิงมวล 0.29, 0.48, 1.00, 1.331, 1.557 และ 1.821 กรัม/ซม³ ตามลำดับ ความสัมพันธ์ระหว่าง HU และความหนาแน่นเชิงมวลเหล่านี้ ถูกนำมาใช้สร้างเส้นโค้งสอบเทียบ สำหรับภาพ kVCT จากเครื่อง CT สำหรับวางแผนการรักษา (Toshiba AquilionLB) และ MVCT จากเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (Accuray Radixact X5) ดังแสดงในภาพที่ 5



ภาพ 5 เส้นโค้งสอบเทียบค่าหน่วยฮาวนส์ฟิลด์กับความหนาแน่นอิเล็กตรอนของ ภาพ kVCT (Toshiba AquilionLB) และ MVCT (Accuray Radixact X5)

4.2 ลักษณะทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง

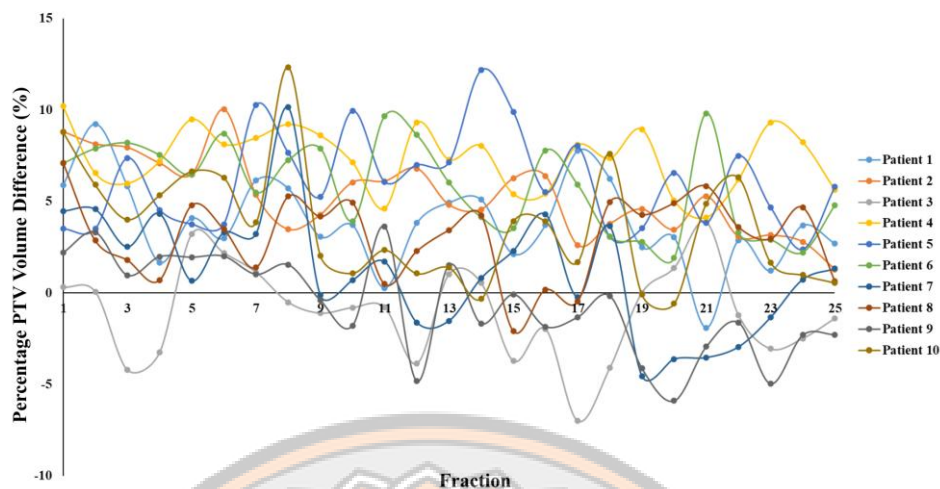
กลุ่มผู้ป่วยประกอบด้วยผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกที่มีระยะโรคตามการจำแนกของ FIGO ตั้งแต่ระยะ IIA ถึง IVB ผู้ป่วยจำนวน 5 ราย ได้รับการรักษาด้วยเทคนิค IMRT แบบ Sequential (SEQ) โดยให้รังสี 50 Gy ใน 25 ครั้ง ผู้ป่วยอีก 5 ราย ได้รับการรักษาด้วย IMRT แบบ Simultaneous Integrated Boost (SIB) โดยมีการกำหนดปริมาณรังสี 45 เกรย์, 50 เกรย์ และ 55 เกรย์ ใน 25 ครั้ง ลักษณะของกลุ่มตัวอย่าง รวมถึงอายุ การกระจายระยะโรค เทคนิคการรักษา และการเปลี่ยนแปลงเชิงปริมาตร สรุปไว้ในตาราง 1

ตาราง 1 แสดงลักษณะของกลุ่มตัวอย่าง (n=10)

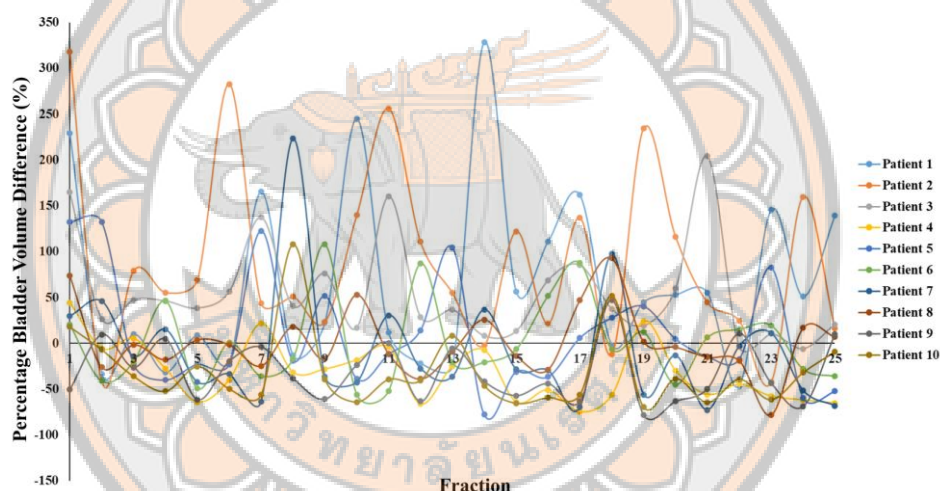
Baseline Characteristic	n (%)
Age, mean $\pm$ SD (min,max)	53.90 $\pm$ 8.91 (39,64)
FIGO Staging	
IIA	1 (10)
IIB	2 (20)
IIIC	5 (50)
IVB	2 (20)
Technique	
SEQ IMRT (50 Gy 25 Fractions)	5 (50)
SIB IMRT (45/50/55 Gy 25 Fractions)	5 (50)
Bladder volume changes (%), mean $\pm$ SD (min,max)	12.33 $\pm$ 73.18 (-78.02, 328.49)
PTV volume changes (%), mean $\pm$ SD (min, max)	3.60 $\pm$ 3.48 (-6.98, 12.17)

4.3 ความแปรปรวนของปริมาตร PTV และกระเพาะปัสสาวะ

ในการศึกษาครั้งนี้ พบว่าการเปลี่ยนแปลงของปริมาตร PTV มีค่อนข้างน้อย โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 3.60 $\pm$ 3.48 และมีช่วงการเปลี่ยนแปลงตั้งแต่ร้อยละ -6.98 ถึง 12.17 ในขณะที่การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะมีค่ามากกว่า โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับร้อยละ 12.33 $\pm$ 73.18 และมีช่วงการเปลี่ยนแปลงตั้งแต่ร้อยละ -78.02 ถึง 328.49 ดังตาราง 1 เมื่อพิจารณาการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของ PTV และกระเพาะปัสสาวะในแต่ละครั้งของการฉายรังสีในผู้ป่วยแต่ละราย พบว่ามีลักษณะการเปลี่ยนแปลงที่ไม่สม่ำเสมอ โดยพบทั้งการเปลี่ยนแปลงขนาดใหญ่ในบางครั้ง และการเปลี่ยนแปลงที่มีแนวโน้มคงที่ต่อเนื่องในหลายครั้ง โดยกระเพาะปัสสาวะมีขนาดการเปลี่ยนแปลงมากกว่า PTV อย่างชัดเจน ดังภาพ 6 และ 7



ภาพ 6 ร้อยละความแตกต่างของปริมาตร PTV ของผู้ป่วยในแต่ละครั้งของการฉายรังสี



ภาพ 7 ร้อยละความแตกต่างของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะของผู้ป่วยในแต่ละครั้งของการฉายรังสี

4.4 ผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตร PTV

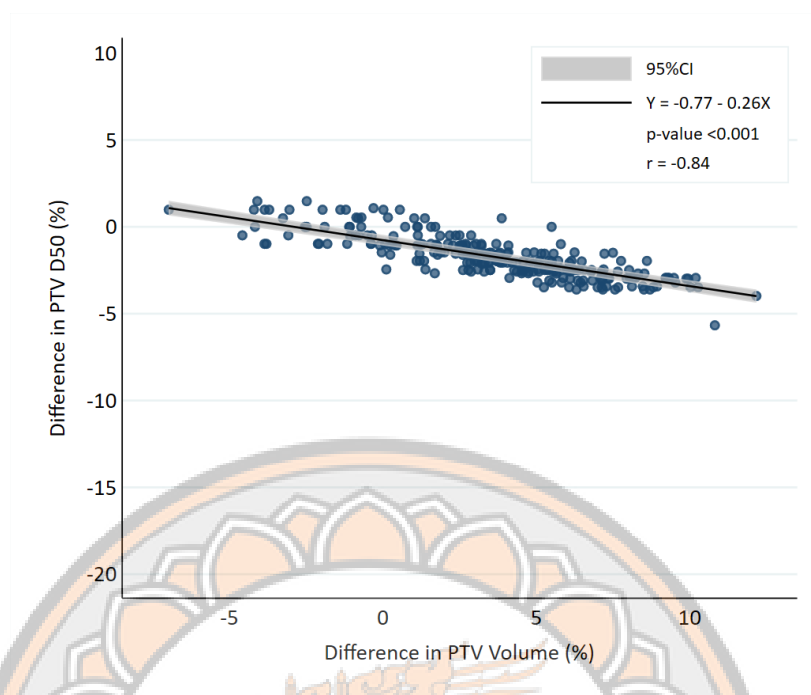
จากการประมาณค่าเชิงปริมาณของความสัมพันธ์ พบว่า ทุก ๆ การเพิ่มขึ้นของปริมาตร PTV ร้อยละ 1 เปรียบเทียบกับแผนการรักษา มีความสัมพันธ์กับการลดลงของปริมาณรังสีที่เป้าหมายได้รับเพียงเล็กน้อย แต่นัยสำคัญทางสถิติ โดย PTV D_{50} ลดลงร้อยละ 0.26 PTV D_{95} ลดลงร้อยละ 0.54 PTV D_{mean} ลดลงร้อยละ 0.29 และ D_{max} ลดลงร้อยละ 0.16 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ดังตาราง 2 นอกจากนี้ปริมาตรของ PTV ยังมีความสัมพันธ์เชิงลบที่แข็งแกร่งต่อ PTV D_{95} มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (r) เท่ากับ -0.79 ดังภาพ 9 แสดงให้เห็นว่าการเพิ่มขึ้นของ

ปริมาตร PTV ส่งผลต่อความครอบคลุมของปริมาณรังสีที่เป้าหมาย ถึงแม้ขนาดของผลกระทบต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาตรต่อหน่วยมีค่าน้อย

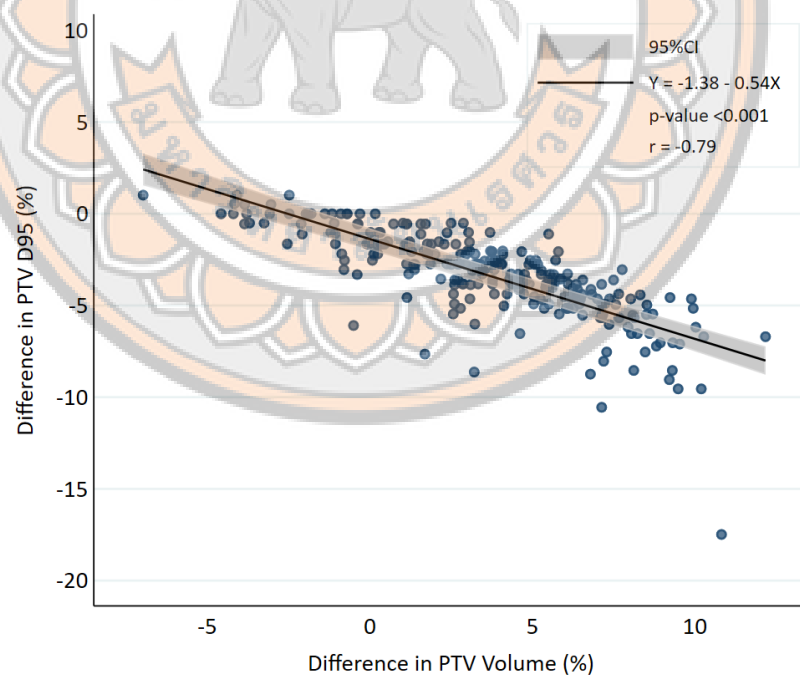
การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรของ PTV ยังสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีใน OARs โดยทุก ๆ การเพิ่มขึ้นของปริมาตร PTV ร้อยละ 1 ส่งผลให้ Bladder D_{mean} ลดลงร้อยละ 0.44 Bladder D_{max} ลดลงร้อยละ 0.11 Rectum D_{max} ลดลงร้อยละ 0.13 Bowel $D_{195\text{cc}}$ ลดลงร้อยละ 0.82 Bowel D_{mean} ลดลงร้อยละ 0.99 และ Bowel D_{max} ลดลงร้อยละ 0.36 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ขณะที่ Rectum D_{50} ลดลงร้อยละ 0.14 และ Rectum D_{mean} ลดลงร้อยละ 0.09 อย่างไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ ดังตาราง 2 อย่างไรก็ตามความสัมพันธ์ระหว่างความแตกต่างของปริมาตร PTV และความแตกต่างของปริมาณรังสีใน OARs ยังคงอยู่ในระดับต่ำ เช่น Bladder D_{mean} มีค่า $r = +0.05$ ค่า Rectum D_{max} มีค่า $r = +0.00$ และ Bowel D_{mean} มีค่า $r = -0.24$ ตามที่แสดงในภาพ 12 16 และ 18 ตามลำดับ โดยสรุปผลการศึกษานี้ชี้ให้เห็นว่าการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของ PTV สามารถตรวจพบได้ แต่ขนาดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีต่อครั้งยังคงอยู่ในระดับต่ำ

ตาราง 2 ร้อยละการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ปริมาณรังสีต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาตร PTV ร้อยละ 1 ของชุดโครงสร้าง PTV และ OARs

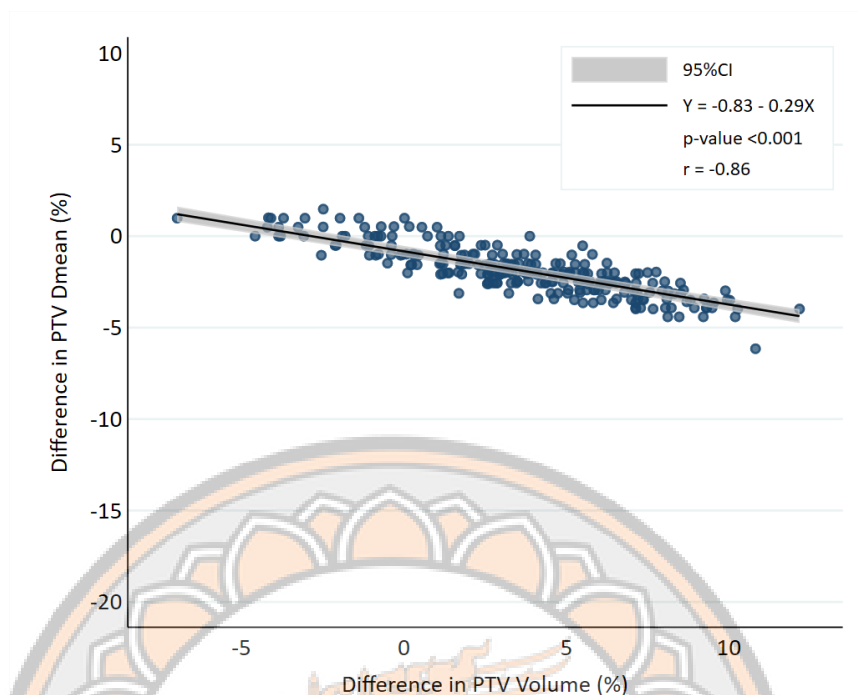
Structure Group	Parameter	Mean difference (95% CI)	<i>p</i> -value
PTV	D_{50}	-0.26 (-0.29, -0.24)	<0.001
	D_{95}	-0.54 (-0.61, -0.48)	<0.001
	D_{mean}	-0.29 (-0.32, -0.26)	<0.001
Bladder	D_{mean}	-0.44 (-0.67, -0.22)	<0.001
	D_{max}	-0.11 (-0.18, -0.04)	0.002
Rectum	D_{50}	-0.14 (-0.33, 0.05)	0.155
	D_{mean}	-0.09 (-0.25, 0.07)	0.278
	D_{max}	-0.13 (-0.20, -0.05)	0.001
Bowel	$D_{195\text{cc}}$	-0.82 (-1.11, -0.52)	<0.001
	D_{mean}	-0.99 (-1.23, -0.75)	<0.001
	D_{max}	-0.36 (-0.45, -0.26)	<0.001



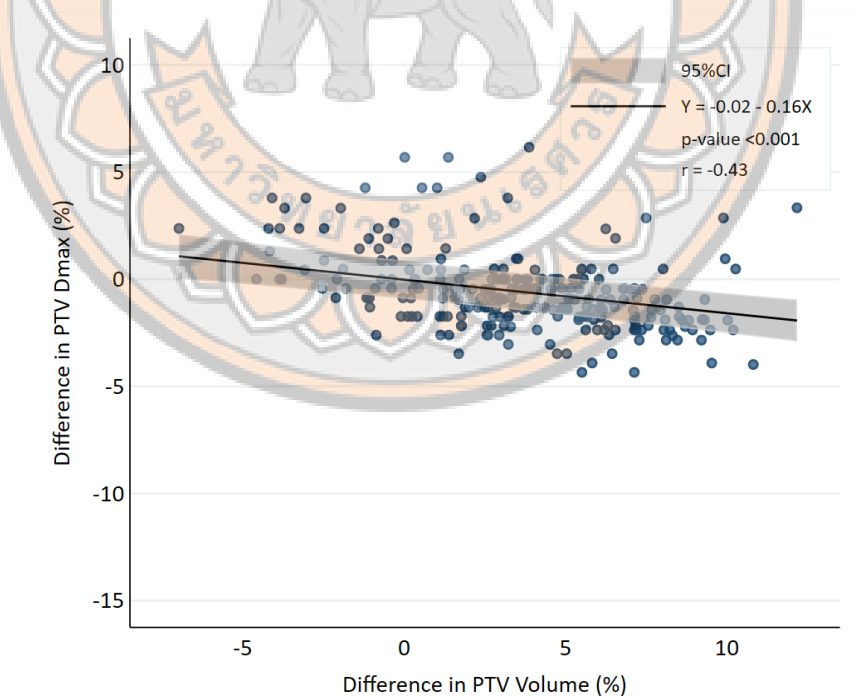
ภาพ 8 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตร PTV และ PTV D₅₀



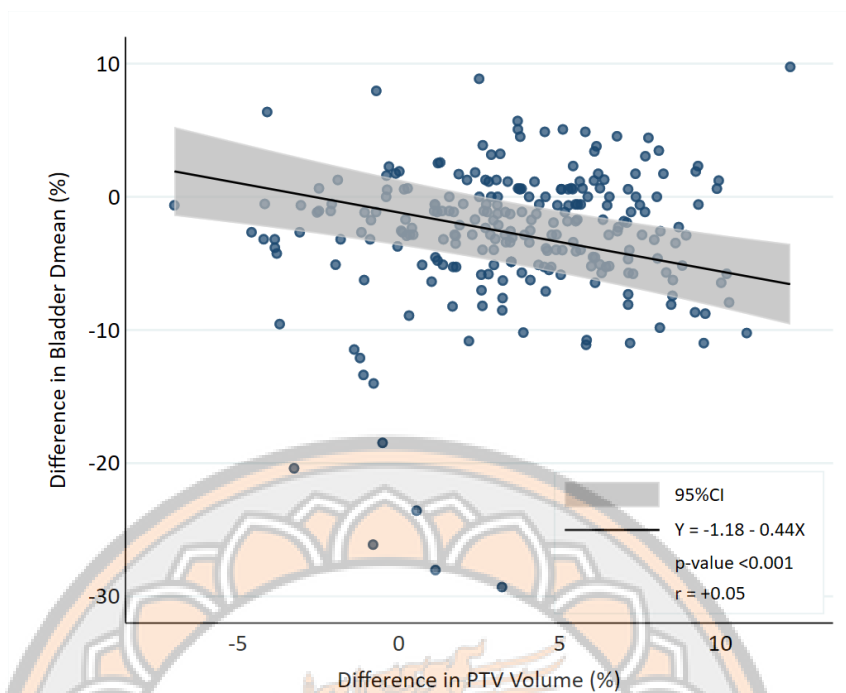
ภาพ 9 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตร PTV และ PTV D₉₅



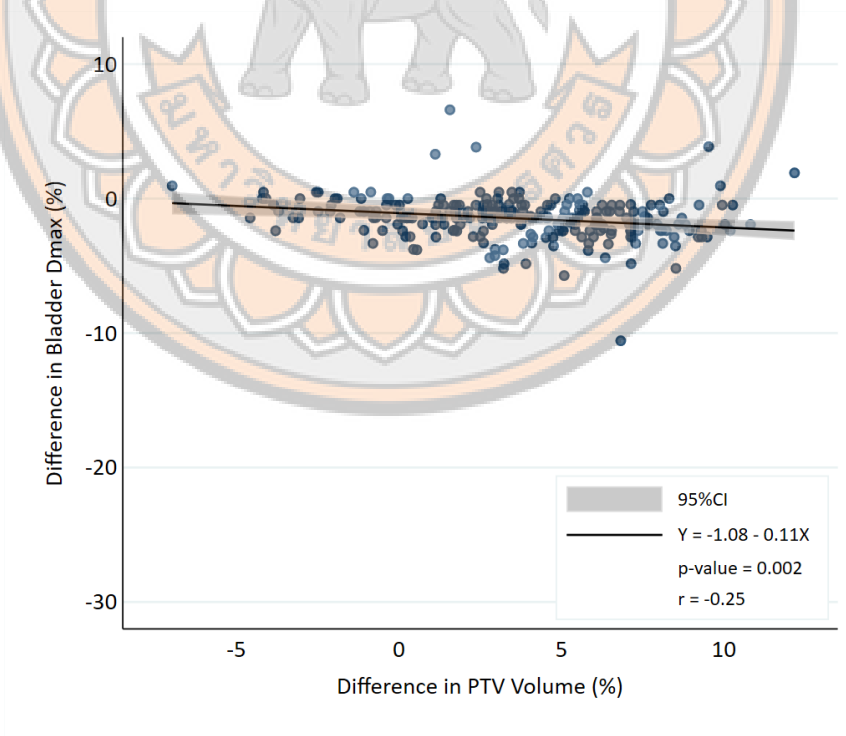
ภาพ 10 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตร PTV และ PTV D_{mean}



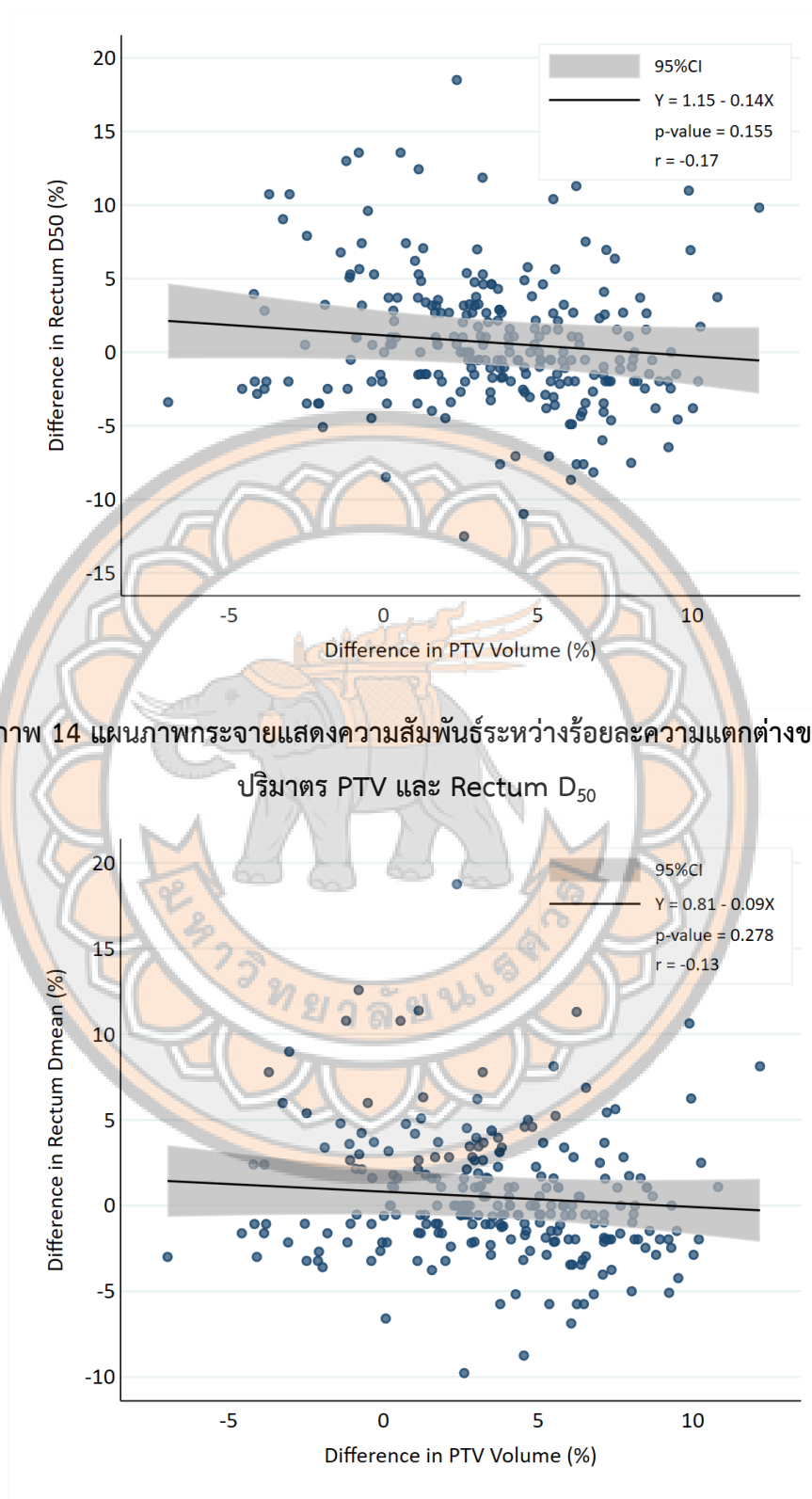
ภาพ 11 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตร PTV และ PTV D_{max}



ภาพ 12 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Bladder D_{mean}

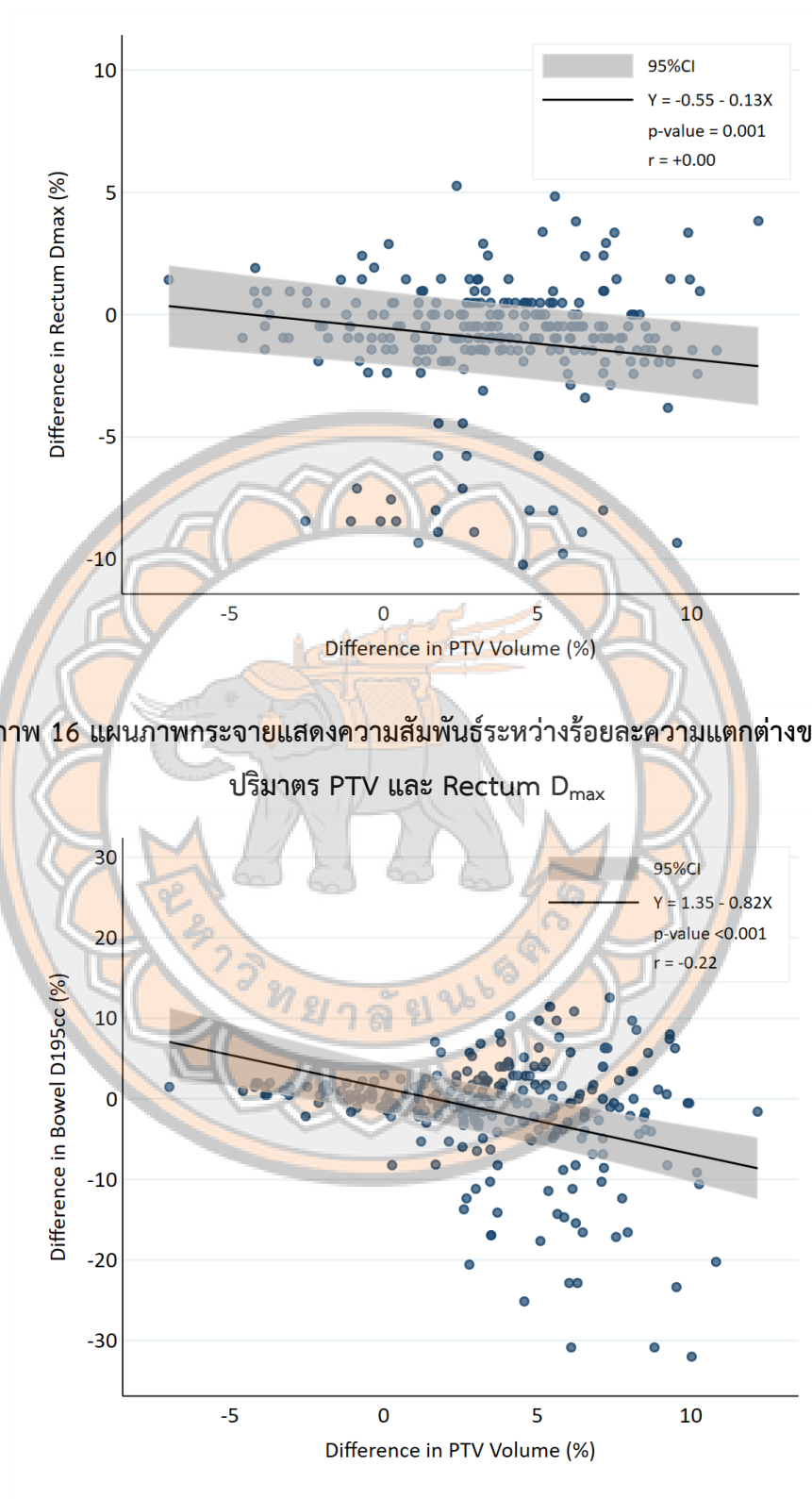


ภาพ 13 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Bladder D_{max}



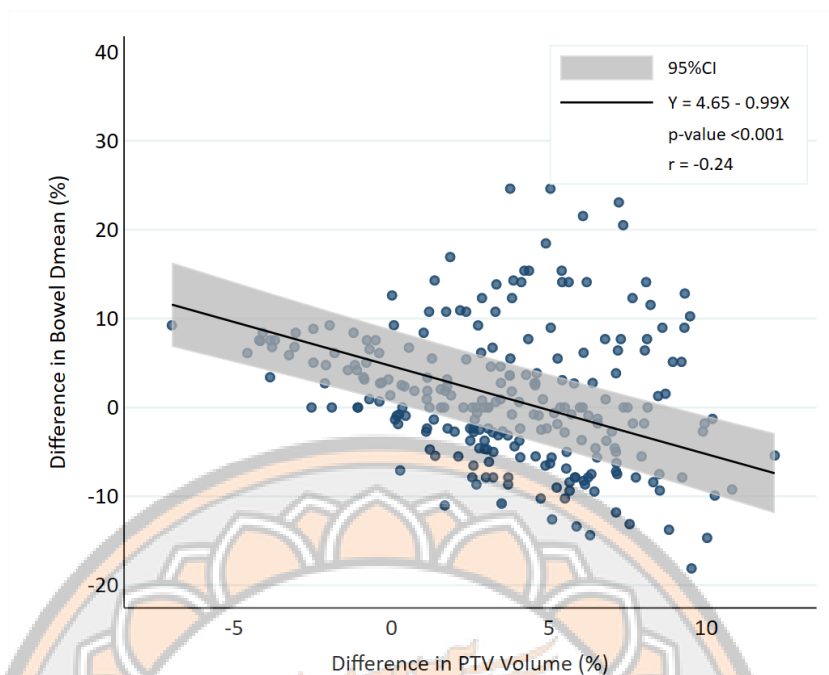
ภาพ 14 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Rectum D₅₀

ภาพ 15 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตร PTV และ Rectum D_{mean}

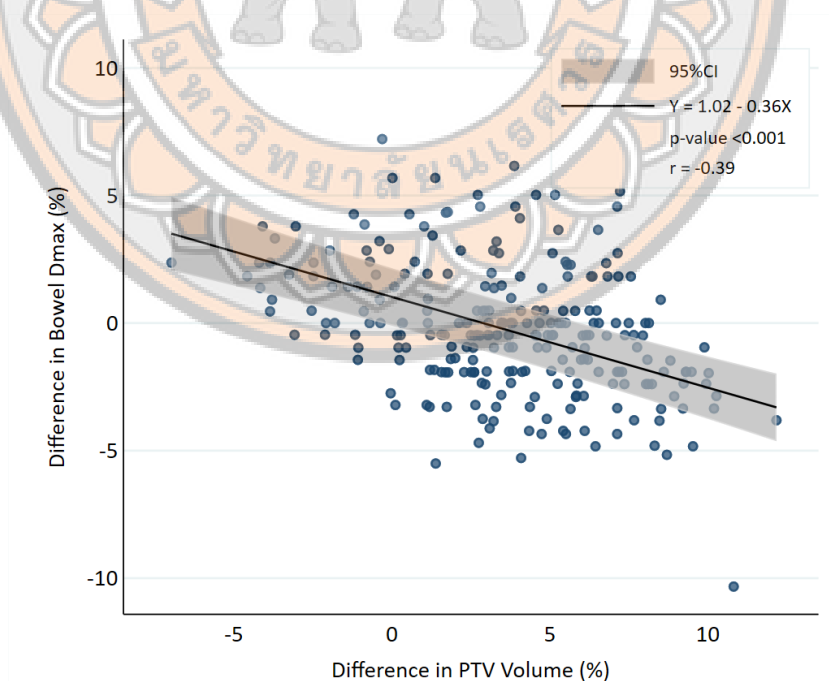


ภาพ 16 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตร PTV และ Rectum D_{max}

ภาพ 17 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตร PTV และ Bowel D_{195cc}



ภาพ 18 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตร PTV และ Bowel D_{mean}



ภาพ 19 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตร PTV และ Bowel D_{max}

4.5 ผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาณการเพาะปัสสาวะ

จากการประมาณค่าเชิงปริมาณของความสัมพันธ์ พบว่า ทุก ๆ การเพิ่มขึ้นของปริมาณการเพาะปัสสาวะร้อยละ 10 เมื่อเทียบกับแผนการรักษา มีความสัมพันธ์กับการลดลงของปริมาณรังสีที่เป้าหมายเล็กน้อย โดย PTV D₅₀ ลดลงร้อยละ 0.04 PTV D₉₅ ลดลงร้อยละ 0.09 ค่า PTV D_{mean} ลดลงร้อยละ 0.05 และค่า PTV D_{max} ลดลงร้อยละ 0.05 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ดังตาราง 3 ความสัมพันธ์ระหว่างความแตกต่างของปริมาณการเพาะปัสสาวะและ PTV D₉₅ อยู่ในระดับต่ำ มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของเพียร์สัน (r) เท่ากับ -0.11 ดังภาพ 21 ซึ่งบ่งชี้ว่าการเปลี่ยนแปลงปริมาณการเพาะปัสสาวะในระดับปานกลางมีผลกระทบต่อความครอบคลุมของปริมาณรังสีที่เป้าหมายเล็กน้อย

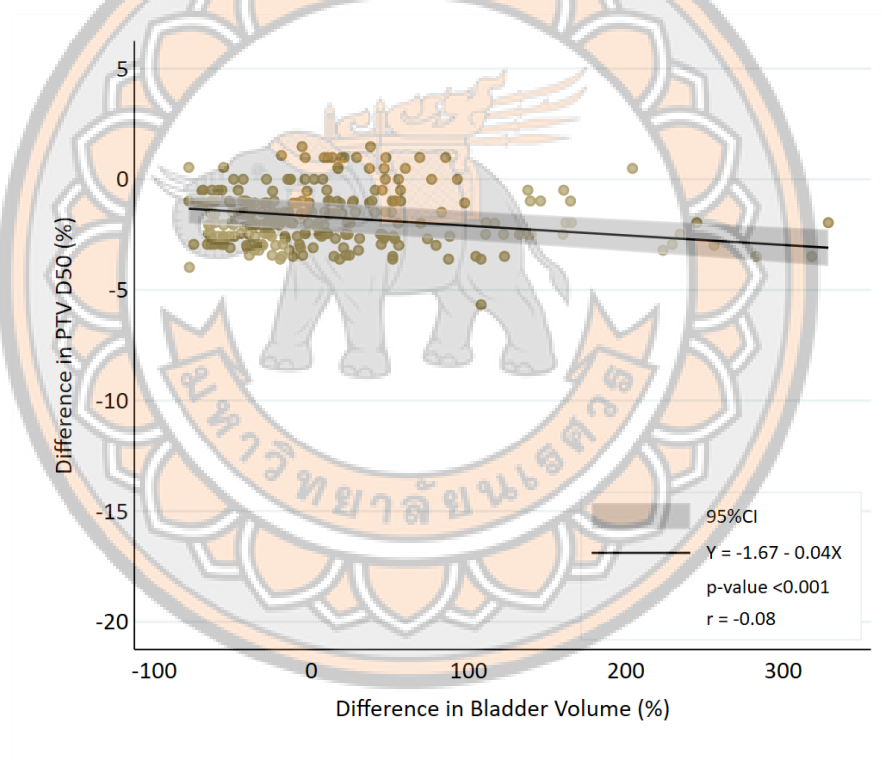
ในทางตรงกันข้ามการเปลี่ยนแปลงของปริมาณการเพาะปัสสาวะมีผลกระทบมากขึ้นต่อค่าปริมาณรังสีใน OARs บางชนิด โดยทุก ๆ การเพิ่มขึ้นของปริมาณการเพาะปัสสาวะร้อยละ 10 ส่งผลให้ Bladder D_{mean} ลดลงร้อยละ 0.12 ขณะที่ Bladder D_{max} เพิ่มขึ้นร้อยละ 0.03 Rectum D₅₀ ลดลงร้อยละ 0.09 Rectum D_{mean} ลดลงร้อยละ 0.06 Rectum D_{max} ลดลงร้อยละ 0.05 Bowel D_{195cc} ลดลงร้อยละ 0.74 Bowel D_{mean} ลดลงร้อยละ 0.49 Bowel D_{max} ลดลงร้อยละ 0.09 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.05$) ดังตาราง 3 นอกจากนี้ พบความสัมพันธ์เชิงลบที่แข็งแกร่งระหว่างความแตกต่างของปริมาณการเพาะปัสสาวะและ Bowel D_{195cc} มีค่า $r = -0.74$ ดังภาพ 29 ซึ่งบ่งชี้ว่าการเพิ่มปริมาณการเพาะปัสสาวะสัมพันธ์กับการลดลงของปริมาณรังสีในบริเวณลำไส้ที่ได้รับปริมาณรังสีสูง สำหรับความสัมพันธ์ต่อ OARs อื่น ๆ อยู่ในระดับต่ำ เช่น Bladder D_{mean} มีค่า $r = -0.15$ และ Rectum D₅₀ มีค่า $r = -0.04$ ดังภาพ 24 และ 26 โดยสรุปแม้ผลลัพธ์จะมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีที่เป้าหมายต่อครั้งยังคงมีขนาดเล็ก

ตาราง 3 ร้อยละการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ปริมาณรังสีต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาณการเพาะปัสสาวะร้อยละ 10 ของชุดโครงสร้าง PTV และ OARs

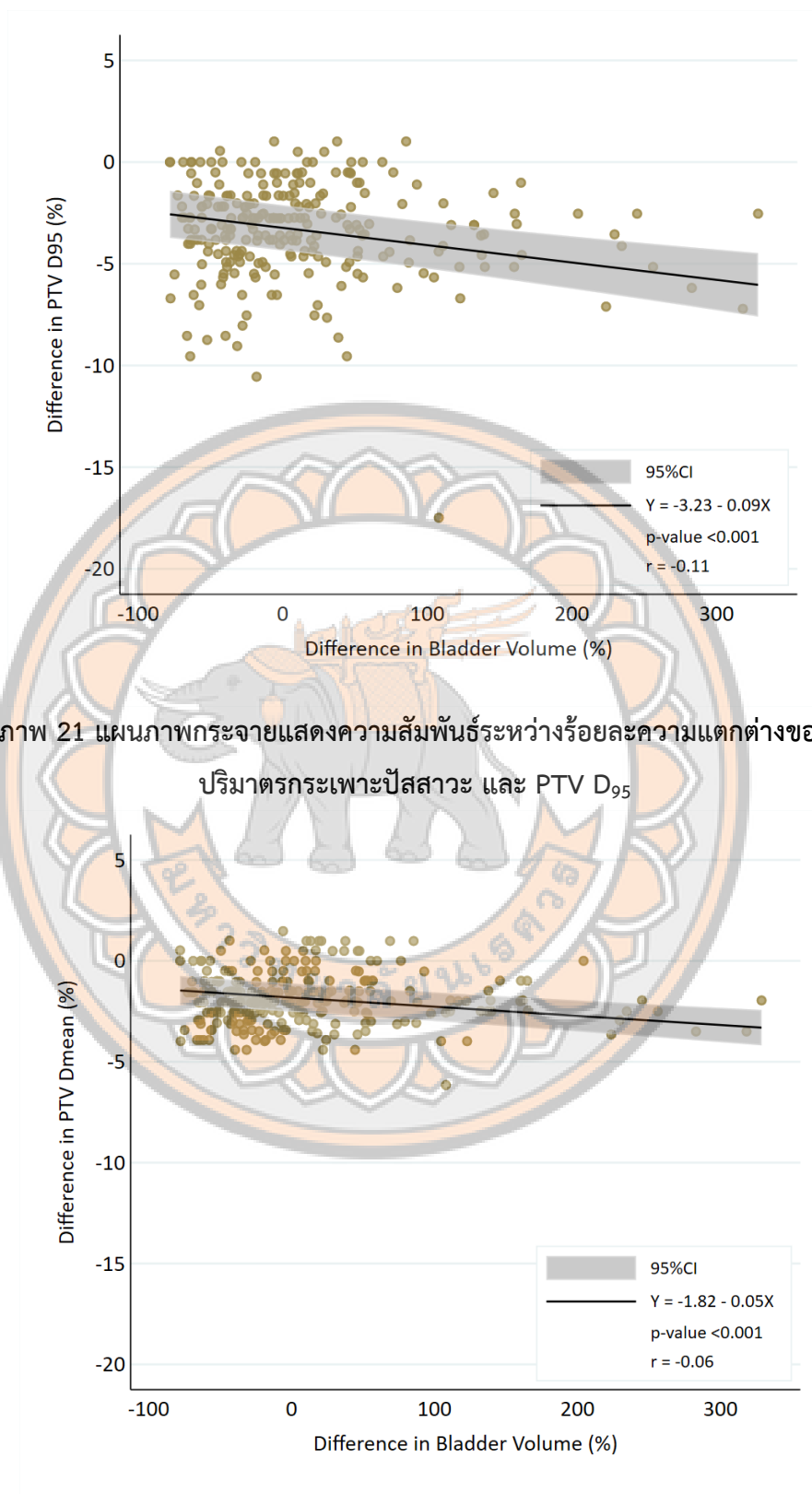
Structure Group	Parameter	Mean difference (95% CI)	p -value
PTV	D ₅₀	-0.04 (-0.06, -0.03)	<0.001
	D ₉₅	-0.09 (-0.12, -0.05)	<0.001
	D _{mean}	-0.05 (-0.06, -0.03)	<0.001
	D _{max}	-0.05 (-0.07, -0.03)	<0.001
Bladder	D _{mean}	-0.12 (-0.20, -0.03)	0.011
	D _{max}	+0.03 (0.00, 0.06)	0.035
Rectum	D ₅₀	-0.09 (-0.16, -0.01)	0.025

ตาราง 3 ร้อยละการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ปริมาณรังสีต่อการเปลี่ยนแปลงปริมาตร
กระเพาะปัสสาวะร้อยละ 10 ของชุดโครงสร้าง PTV และ OARs (ต่อ)

Structure Group	Parameter	Mean difference (95% CI)	p-value
Rectum	D _{mean}	-0.06 (-0.13, 0.00)	0.045
	D _{max}	-0.05 (-0.08, -0.02)	0.001
Bowel	D _{195cc}	-0.74 (-0.82, -0.66)	<0.001
	D _{mean}	-0.49 (-0.57, -0.41)	<0.001
	D _{max}	-0.09 (-0.13, -0.05)	<0.001

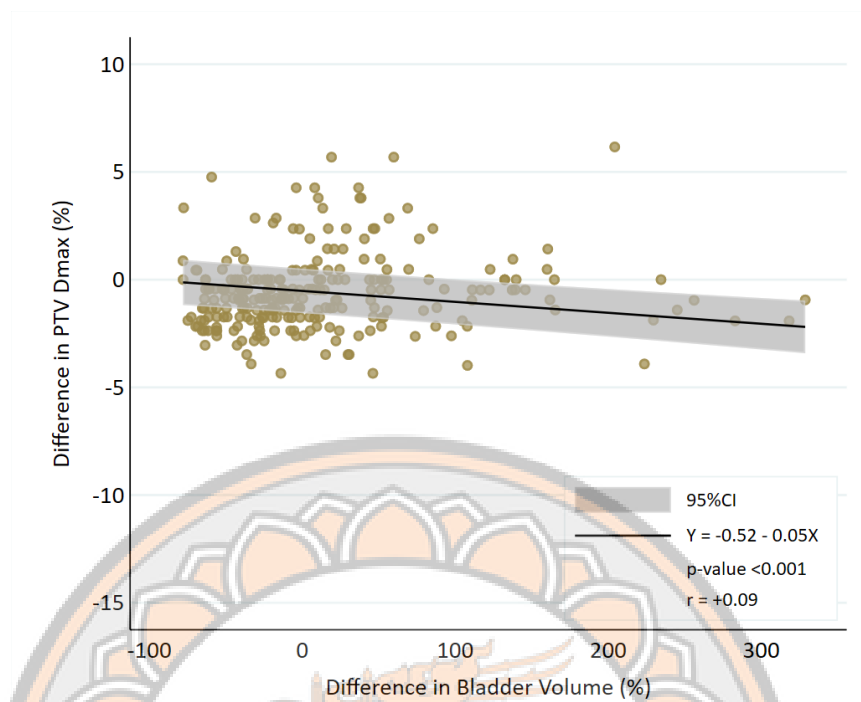


ภาพ 20 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ
ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ PTV D₅₀

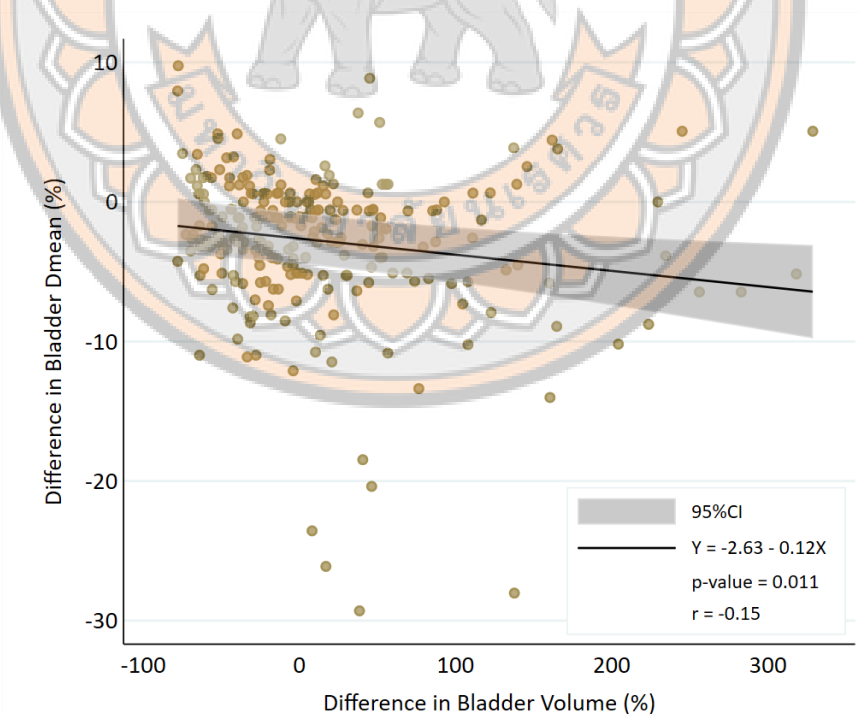


ภาพ 21 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ PTV D₉₅

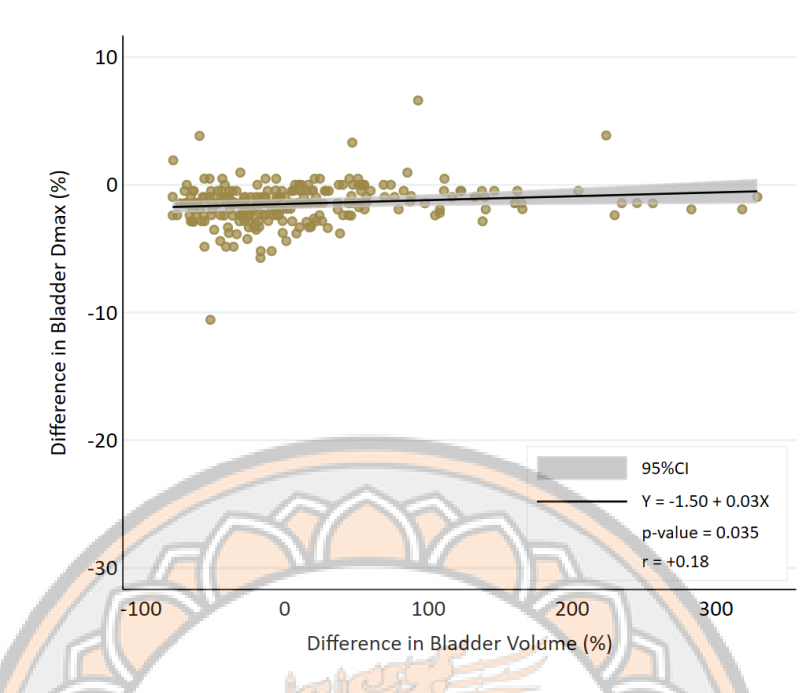
ภาพ 22 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ PTV D_{mean}



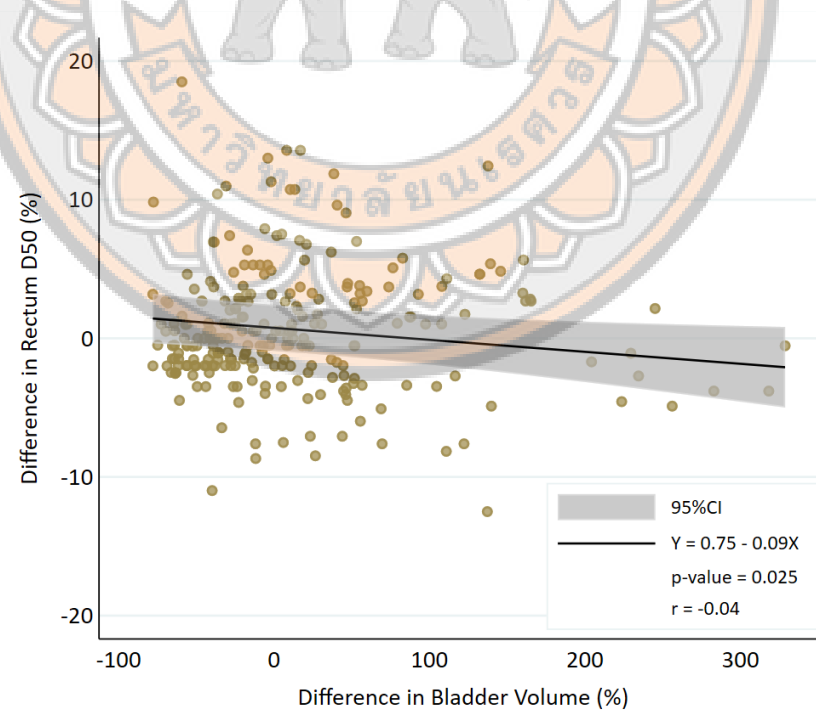
ภาพ 23 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ PTV D_{max}



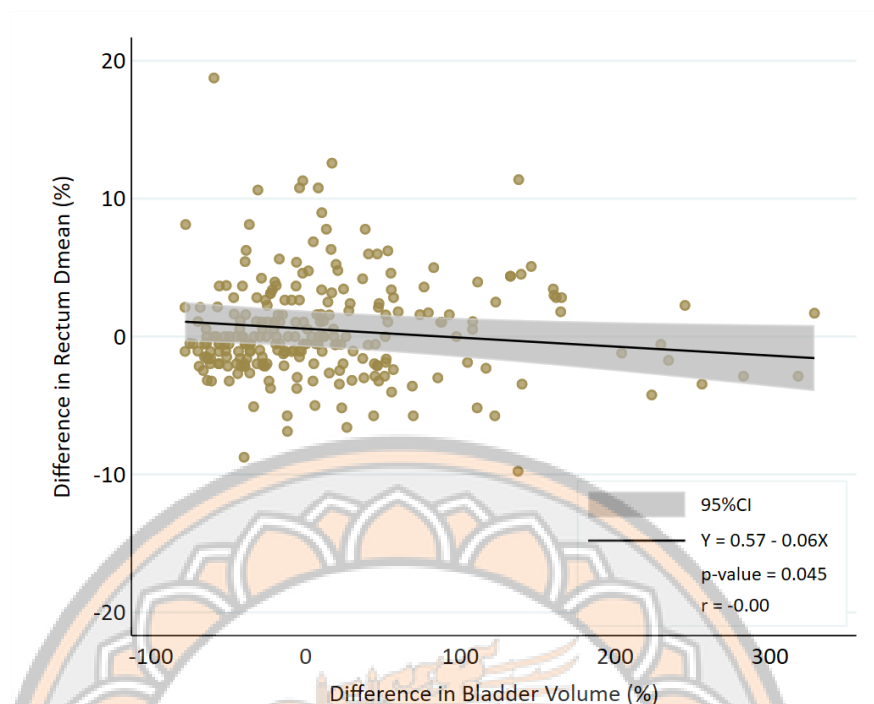
ภาพ 24 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ Bladder D_{mean}



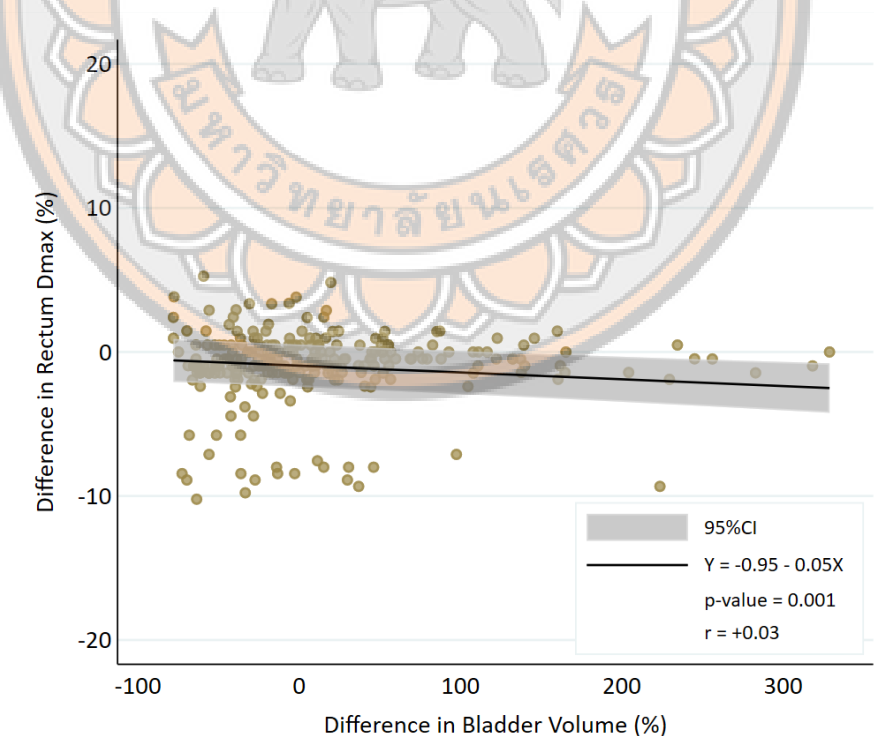
ภาพ 25 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ Bladder D_{max}



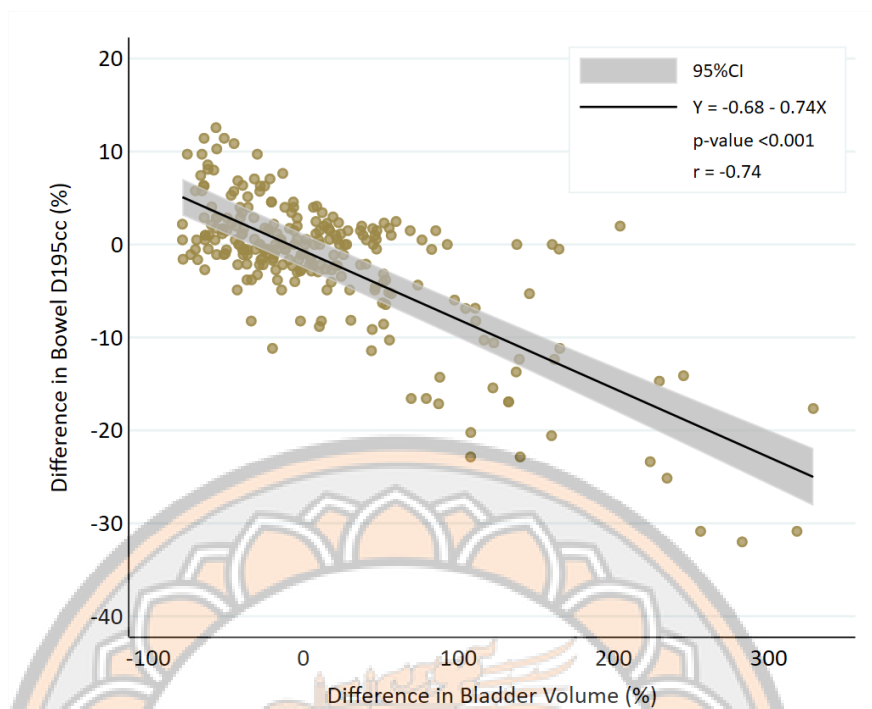
ภาพ 26 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ Rectum D₅₀



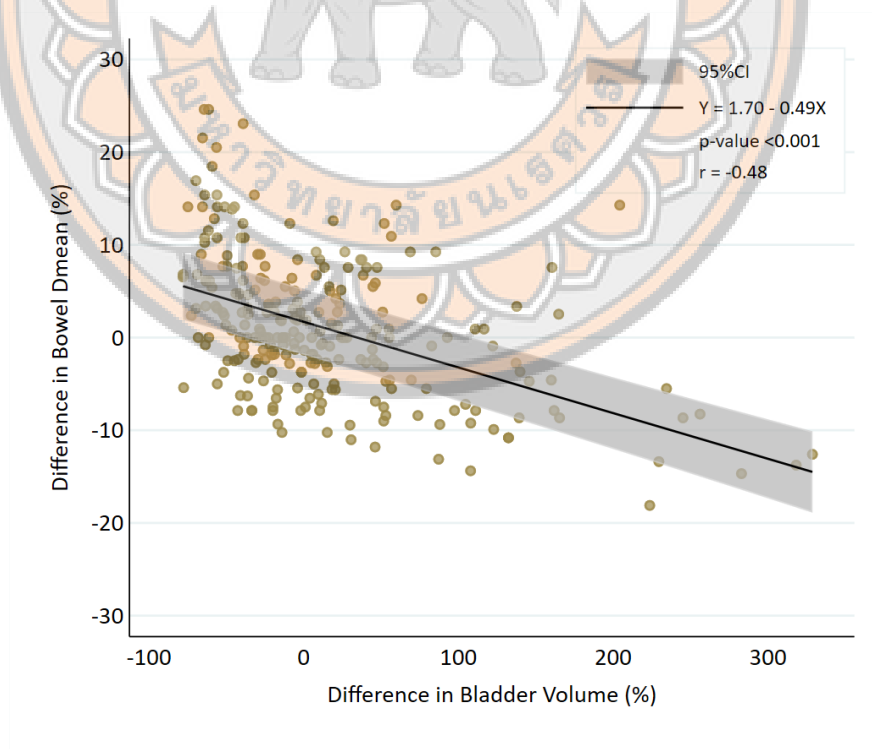
ภาพ 27 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ Rectum D_{mean}



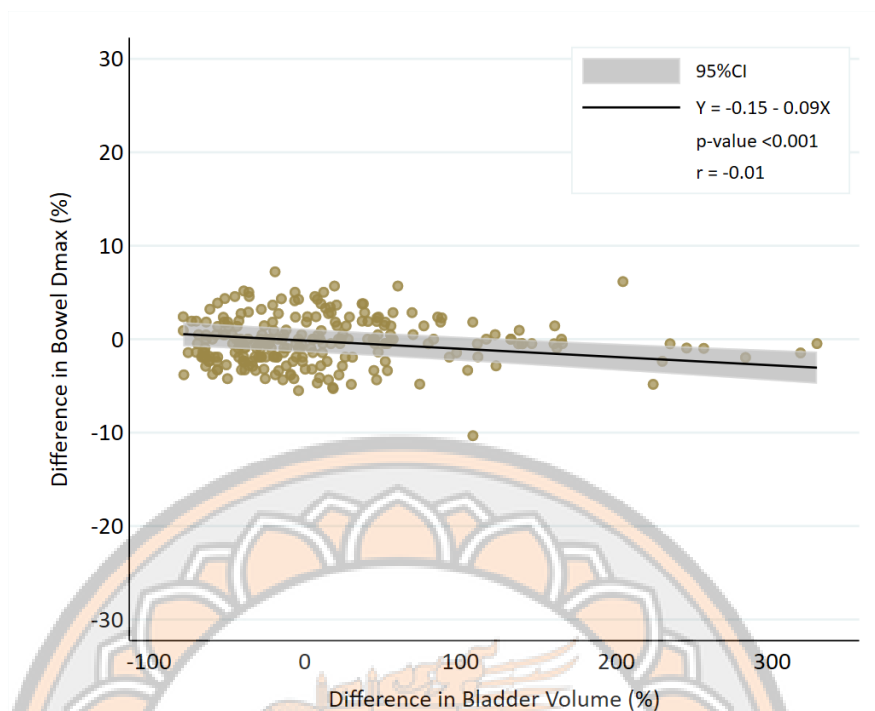
ภาพ 28 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ Rectum D_{max}



ภาพ 29 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ Bowel D_{195cc}



ภาพ 30 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ Bowel D_{mean}



ภาพ 31 แผนภาพกระจายแสดงความสัมพันธ์ระหว่างร้อยละความแตกต่างของ ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ และ Bowel D_{max}

4.6 การประเมินปริมาณรังสีสะสมที่ PTV และ OARs

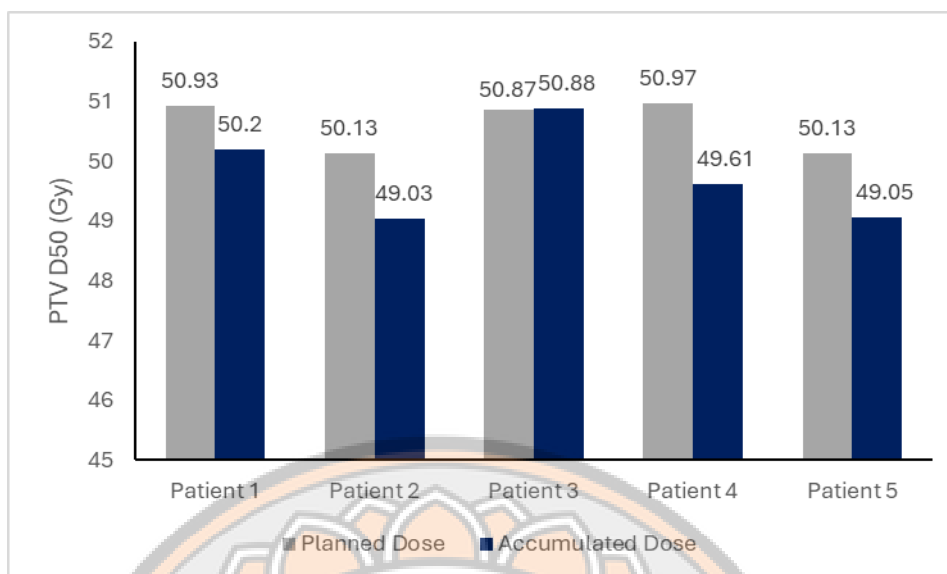
เมื่อพิจารณาผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT รายที่ 1-5 และกลุ่ม SIB IMRT รายที่ 6-10 พบว่า ปริมาณรังสีสะสมที่บริเวณ PTV โดยรวมมีแนวโน้มต่ำกว่าปริมาณรังสีตามแผนการรักษา ดังภาพ 32-39 สำหรับ PTV D₅₀ กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.73 -1.10 +0.01 -1.36 และ -1.08 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.96 -0.91 -0.44 -0.48 และ -1.00 เกรย์ สำหรับ PTV D₉₅ กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.78 -1.81 -0.75 -2.96 และ -1.60 เกรย์ โดยผู้ป่วยรายที่ 2 4 และ 5 ได้รับปริมาณรังสีต่ำกว่าร้อยละ 95 ของปริมาณรังสีที่กำหนด ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -1.22 -1.30 -0.49 -0.19 และ -1.42 เกรย์ สำหรับ PTV D_{mean} กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.74 -1.17 -0.10 -1.65 และ -1.18 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.90 -1.04 -0.45 -0.36 และ -1.03 เกรย์ สำหรับ PTV D_{max} กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.93 -0.81 +0.66 -1.57 และ -0.83 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -1.00 -1.92 -0.69 -0.57 และ -1.17 เกรย์

สำหรับปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะ โดยรวมมีแนวโน้มต่ำกว่าปริมาณรังสีตามแผนการรักษา ดังภาพ 40-43 Bladder D_{mean} ในกลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.57 -0.46 -1.89 -2.68 และ -0.61 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.72 -1.62 -1.23 -

0.13 และ -1.03 เกรย์ สำหรับ Bladder D_{max} กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.99 - 1.16 -1.23 -1.93 และ -0.57 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -2.07 -1.34 - 0.92 -1.06 และ -1.17 เกรย์

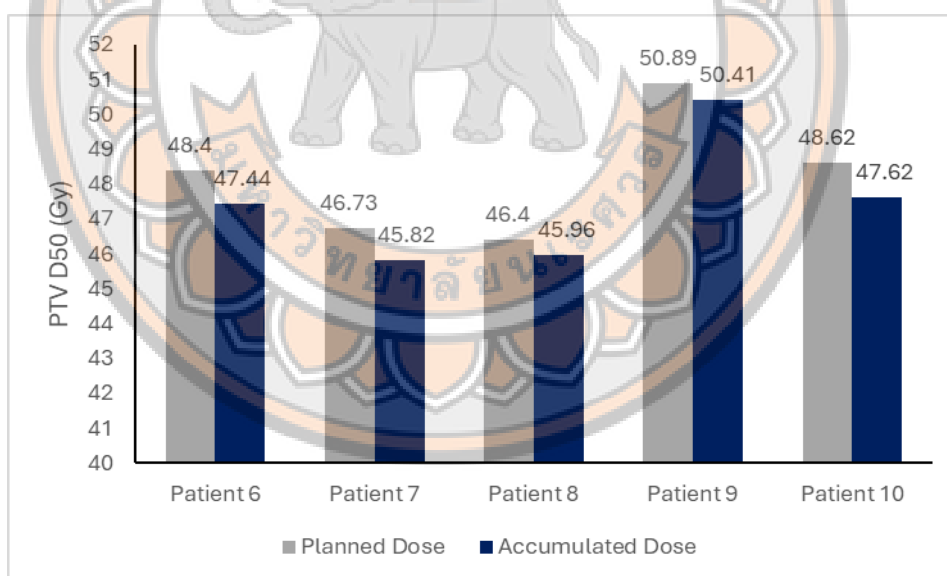
พบการได้รับปริมาณรังสีสะสมมากกว่าแผนการรักษาในผู้ป่วยบางรายมากขึ้นที่บริเวณ ลำไส้ตรง ดังภาพ 44-49 โดย Rectum D_{50} ในกลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ +0.35 +0.38 +2.25 -0.97 และ -0.68 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.77 -0.88 +1.05 -1.13 และ -0.64 เกรย์ สำหรับ Rectum D_{mean} กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ +0.21 +0.18 +1.72 -0.94 และ -0.43 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.58 -0.72 +0.48 -0.64 และ -0.77 เกรย์ สำหรับ Rectum D_{max} กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่าง เท่ากับ -0.67 -0.59 -1.13 -1.03 และ -0.80 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.44 -2.36 -0.73 -0.82 และ -0.92 เกรย์

นอกจากนี้ สำหรับลำไส้โดยรวมมีแนวโน้มต่ำกว่าปริมาณรังสีตามแผนการรักษา ดังภาพ 50-55 Bowel D_{195cc} ในกลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -1.26 -3.44 +0.49 -5.76 และ -2.12 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -2.18 -1.53 -0.65 -0.23 และ -2.59 เกรย์ สำหรับ Bowel D_{mean} กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.79 -1.71 +1.62 -1.33 และ -1.19 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -1.50 -1.31 -0.36 +0.09 และ - 0.69 เกรย์ สำหรับ Bowel D_{max} กลุ่ม SEQ IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.89 -1.27 +0.76 - 1.63 และ -1.00 เกรย์ ขณะที่กลุ่ม SIB IMRT มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -0.21 -1.26 -1.02 +0.01 และ -0.87 เกรย์



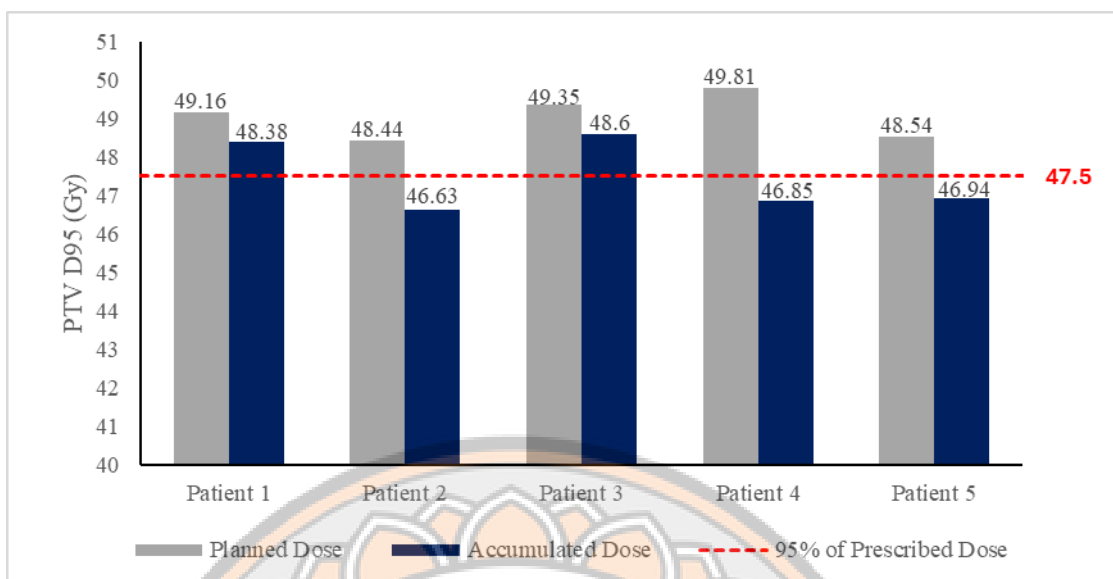
ภาพ 32 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

PTV D₅₀ ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT

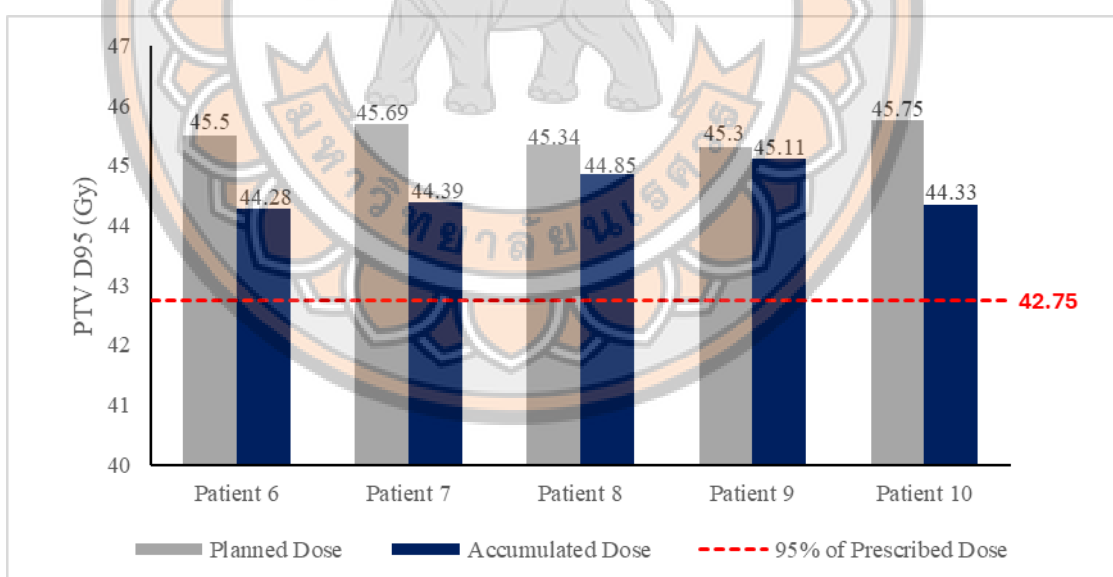


ภาพ 33 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

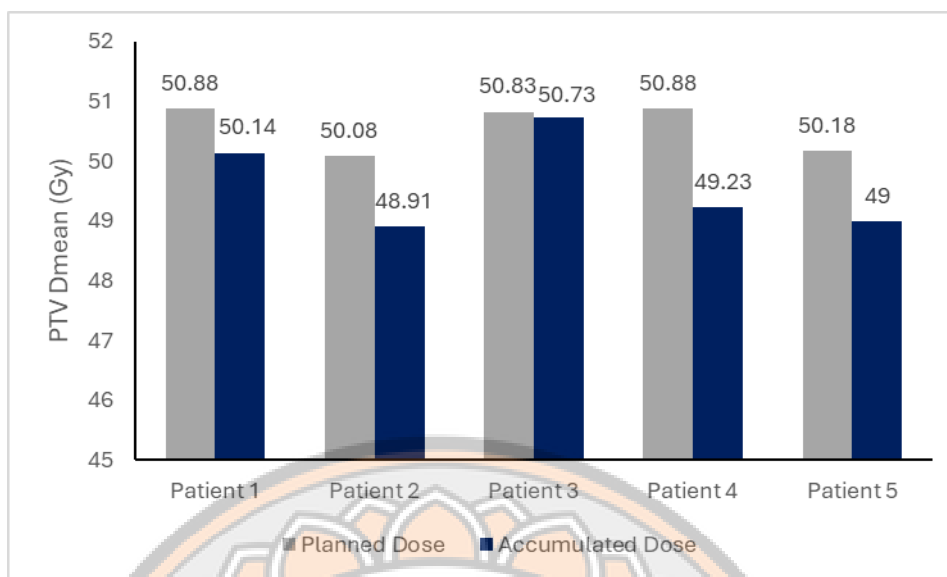
PTV D₅₀ ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



ภาพ 34 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ PTV D₉₅ ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT

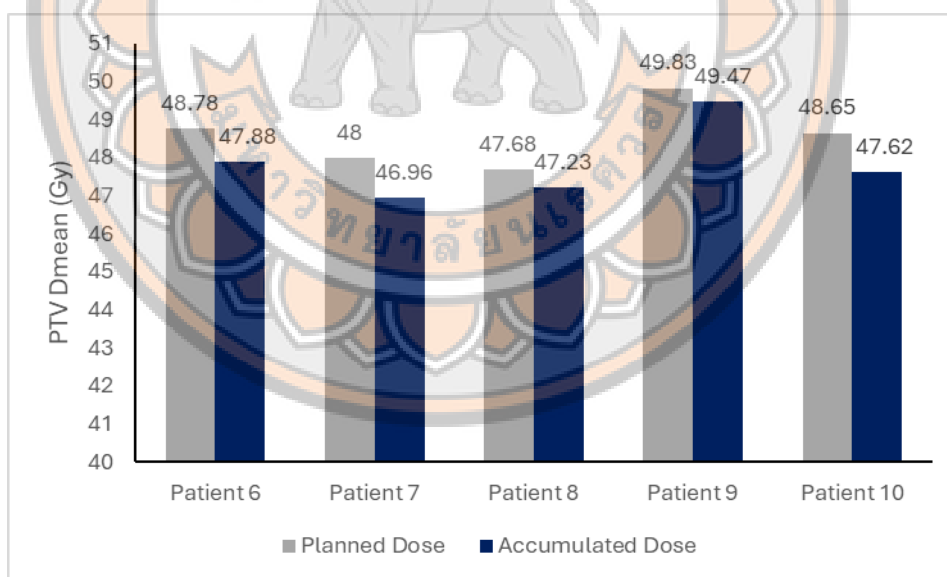


ภาพ 35 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ PTV D₉₅ ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



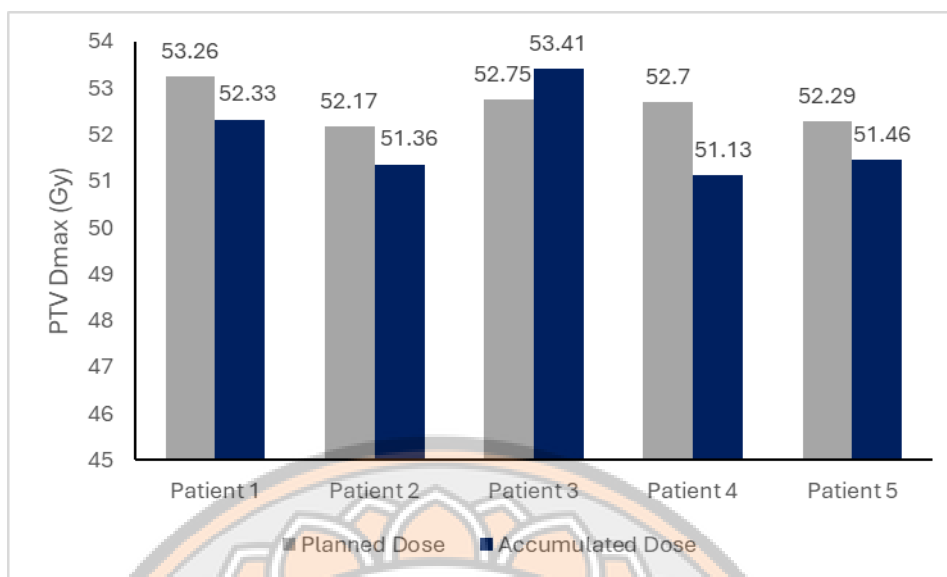
ภาพ 36 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

PTV D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



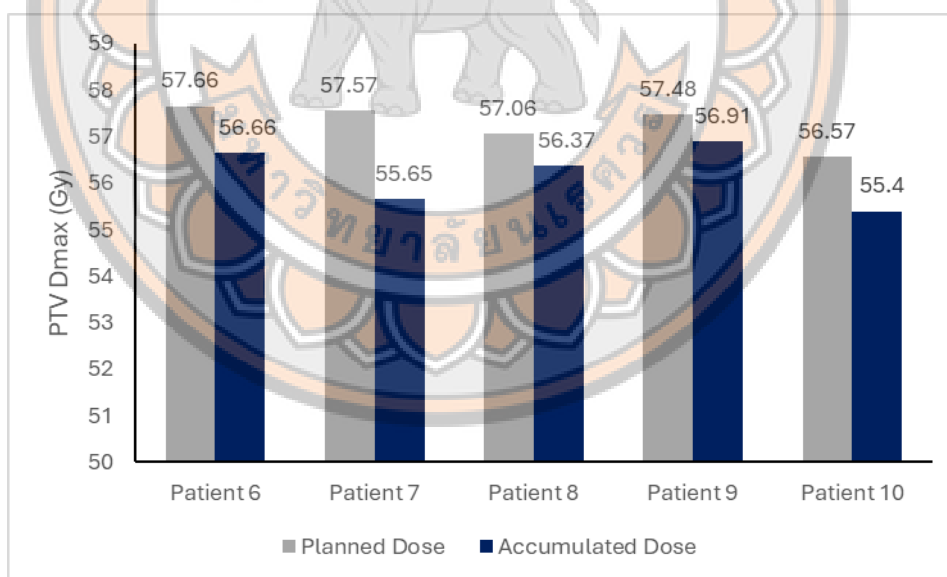
ภาพ 37 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

PTV D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



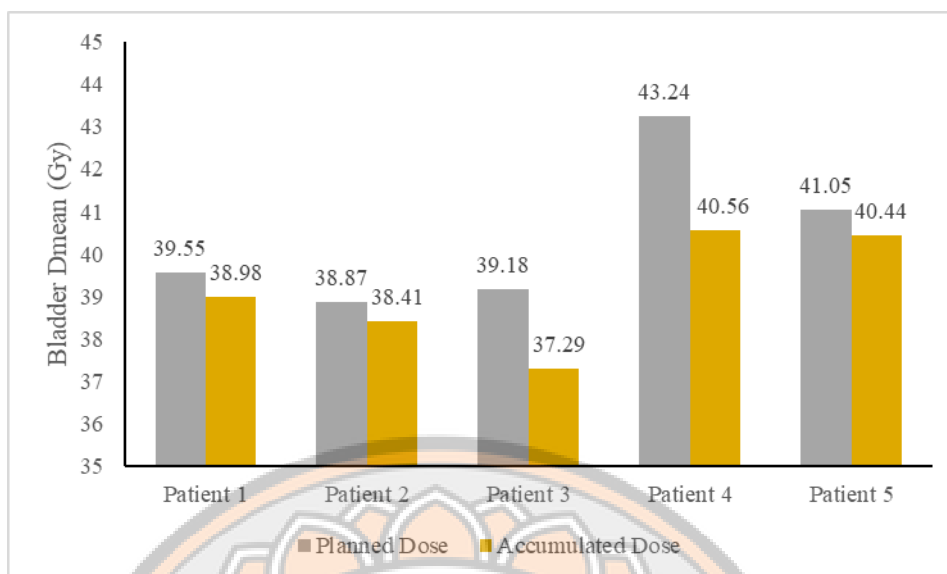
ภาพ 38 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

PTV D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



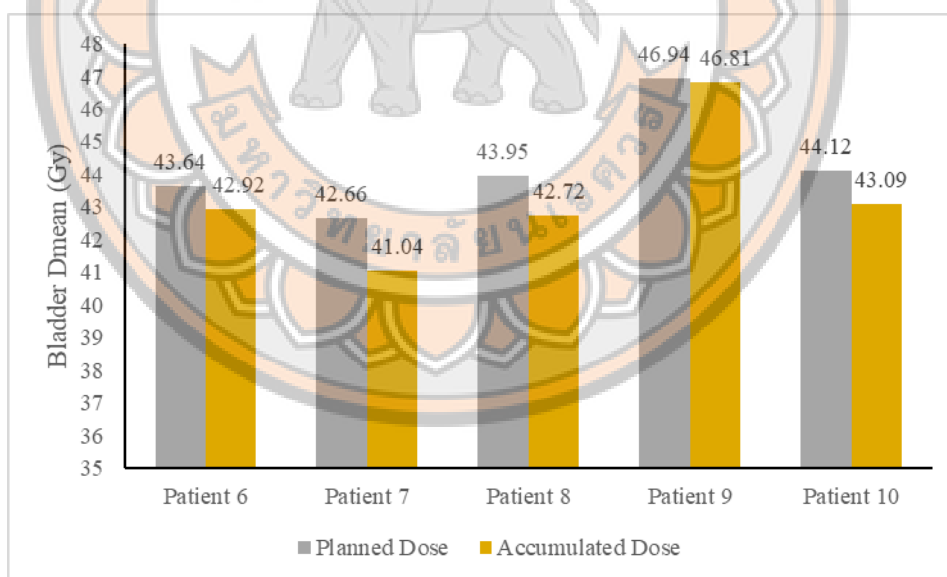
ภาพ 39 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

PTV D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



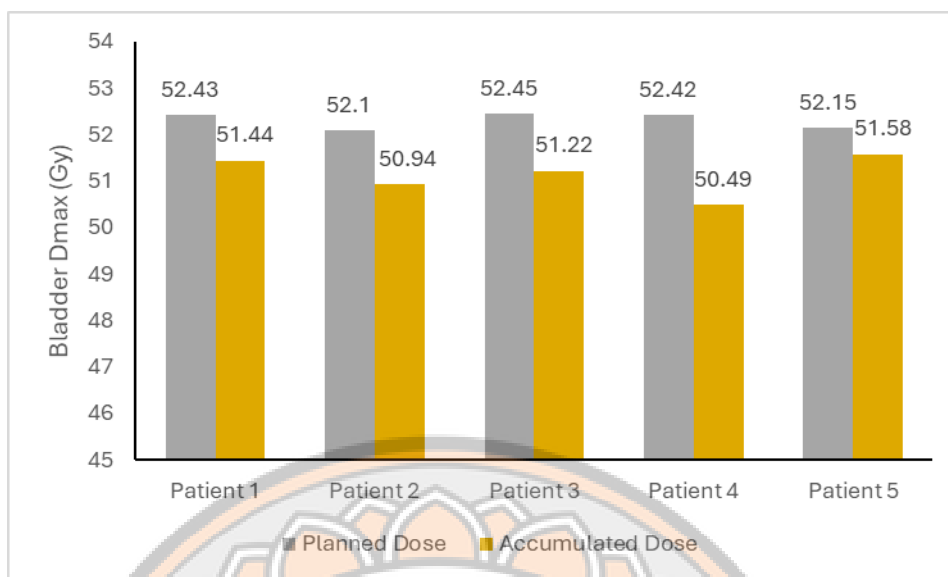
ภาพ 40 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bladder D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



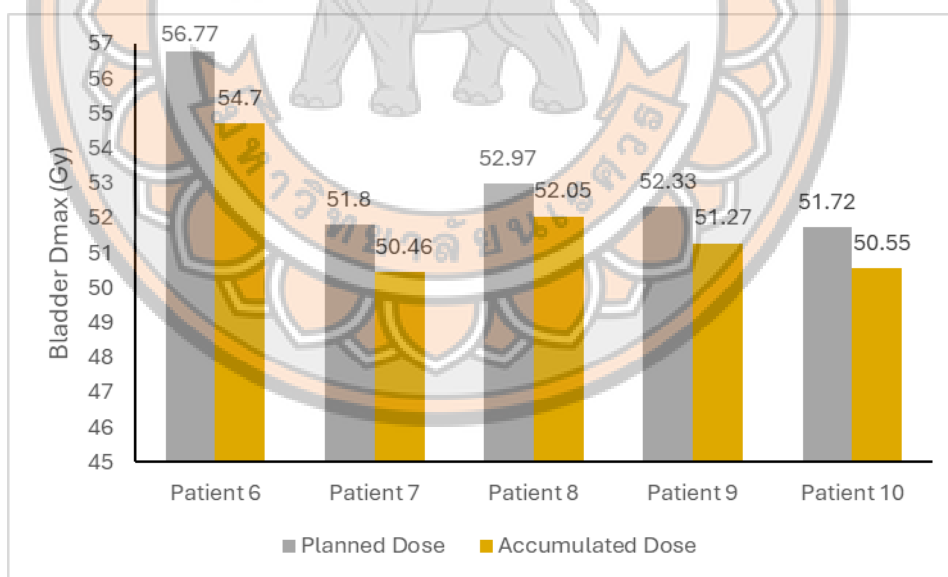
ภาพ 41 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bladder D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



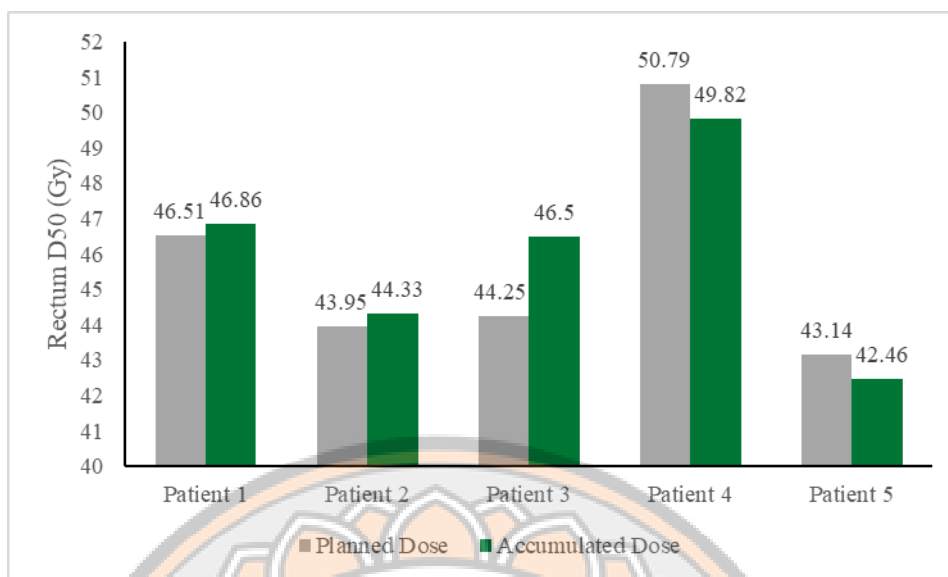
ภาพ 42 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bladder D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



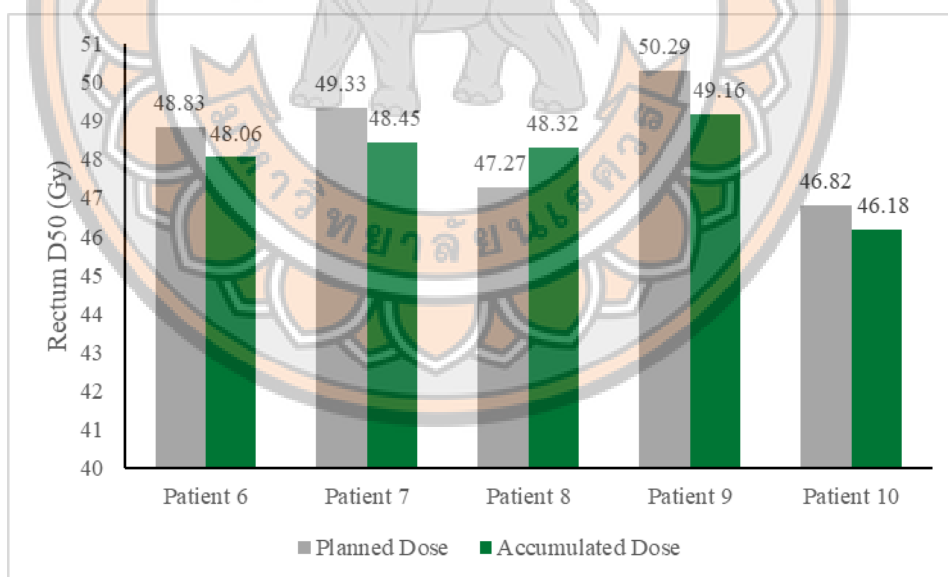
ภาพ 43 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bladder D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



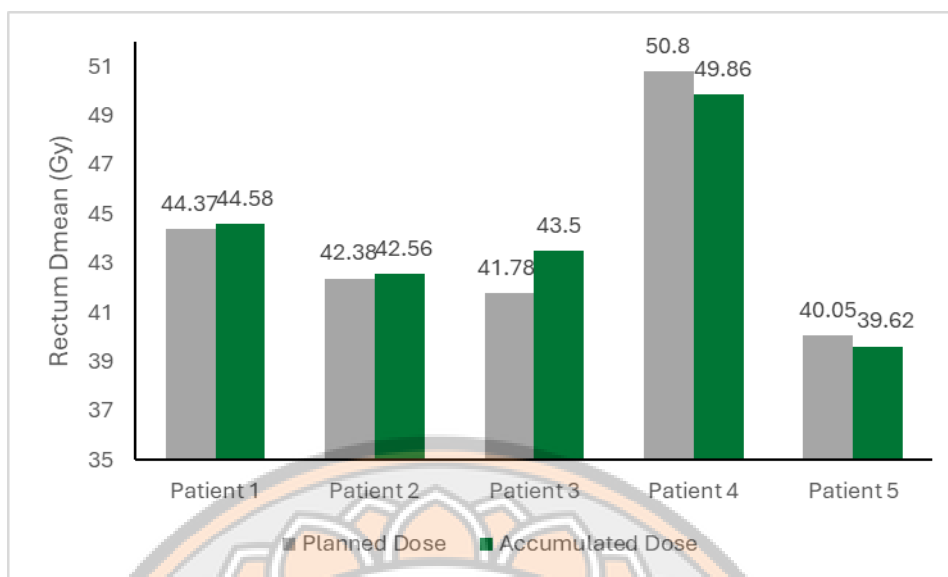
ภาพ 44 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Rectum D₅₀ ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



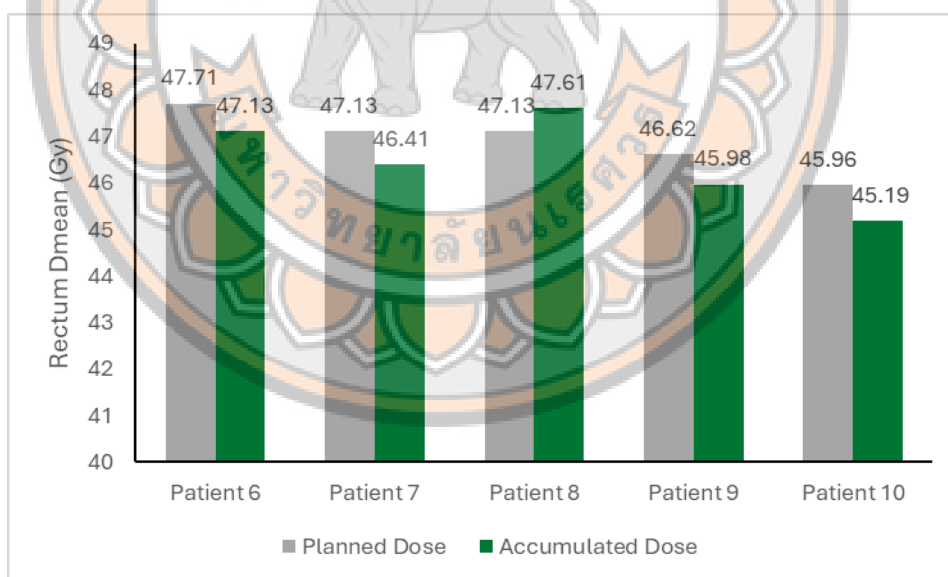
ภาพ 45 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Rectum D₅₀ ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



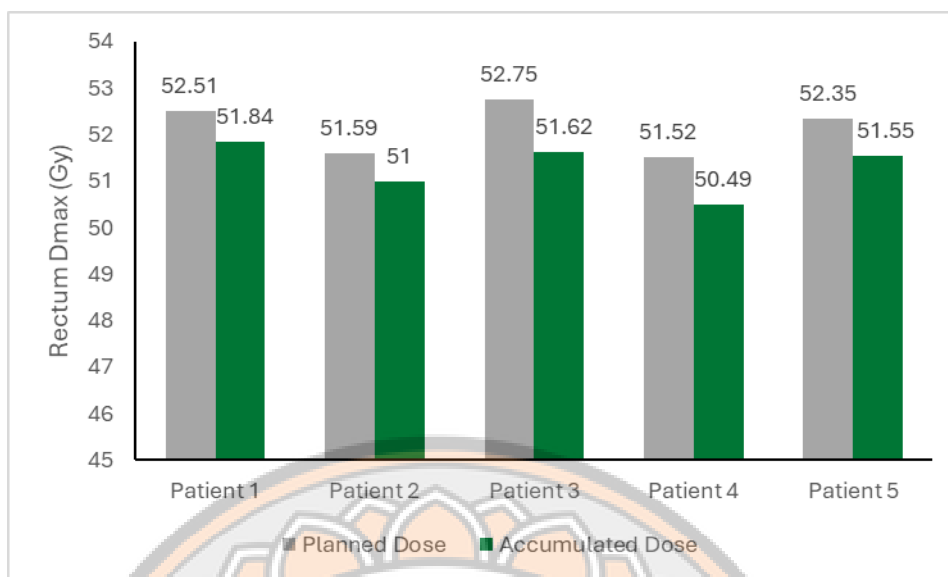
ภาพ 46 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Rectum D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



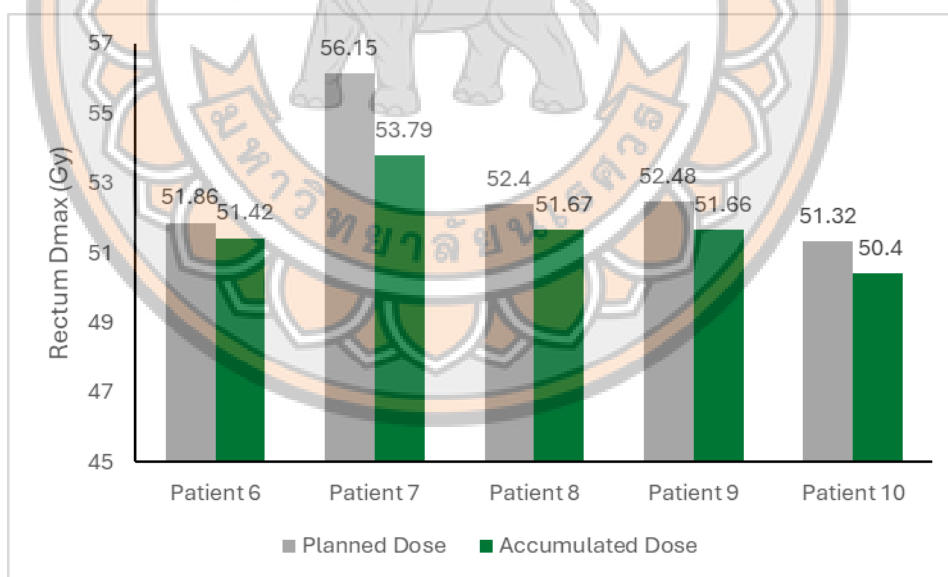
ภาพ 47 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Rectum D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



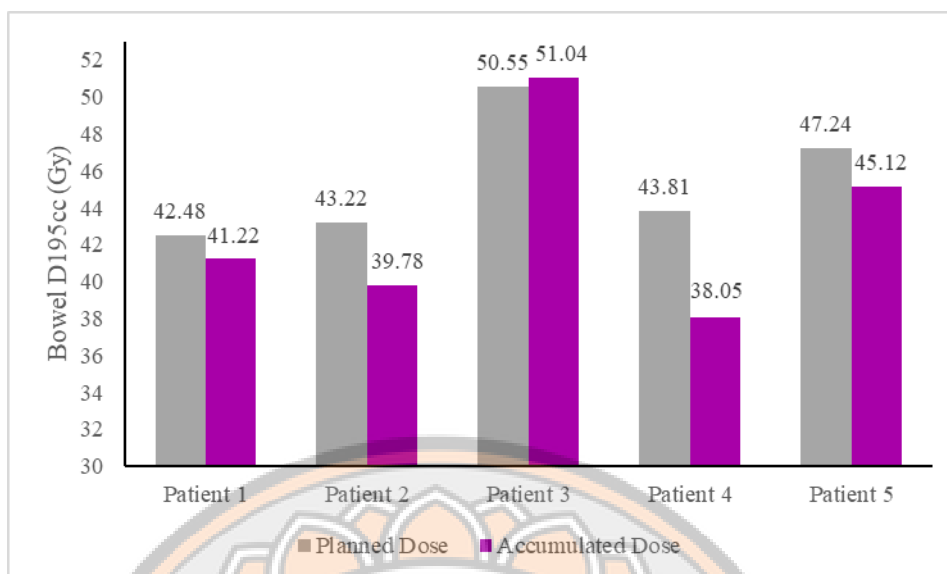
ภาพ 48 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Rectum D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



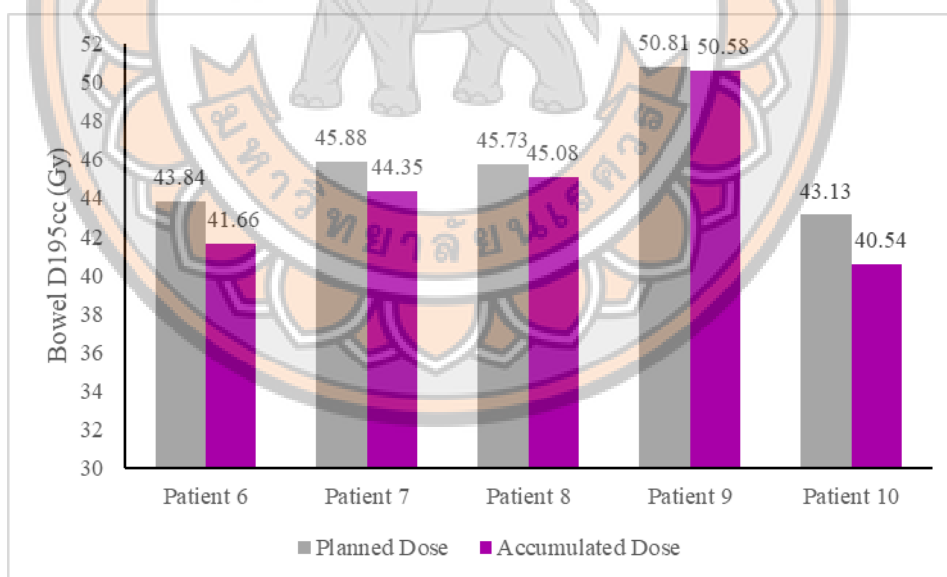
ภาพ 49 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Rectum D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



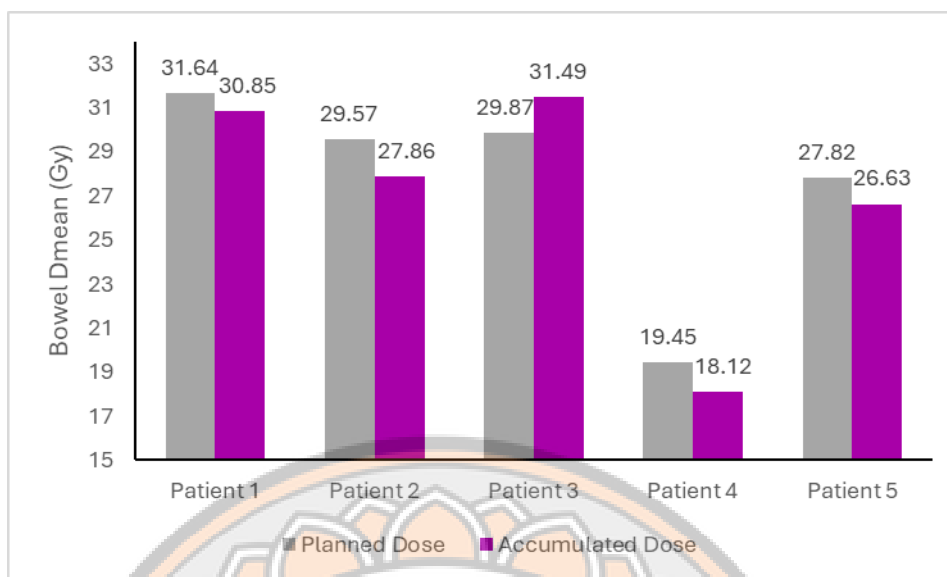
ภาพ 50 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bowel D_{195cc} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



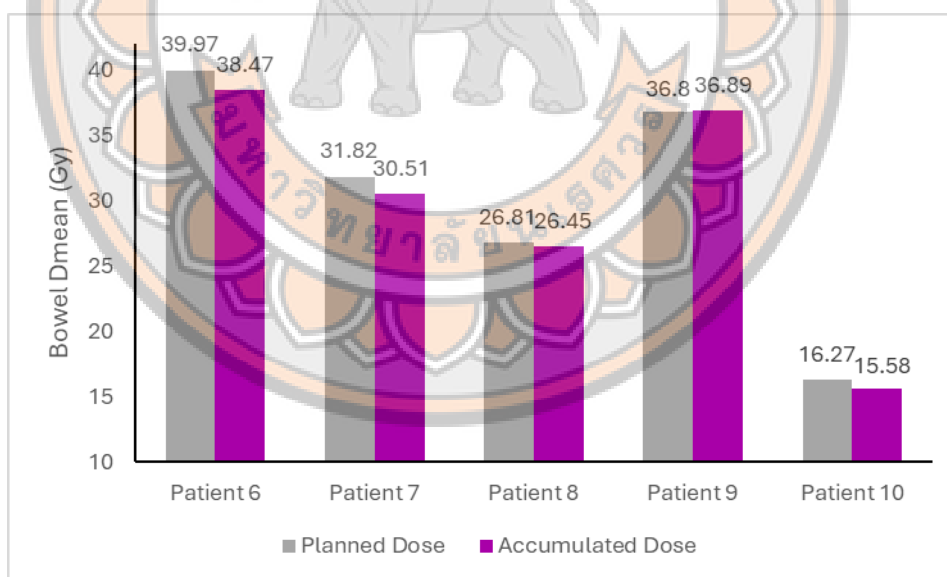
ภาพ 51 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bowel D_{195cc} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



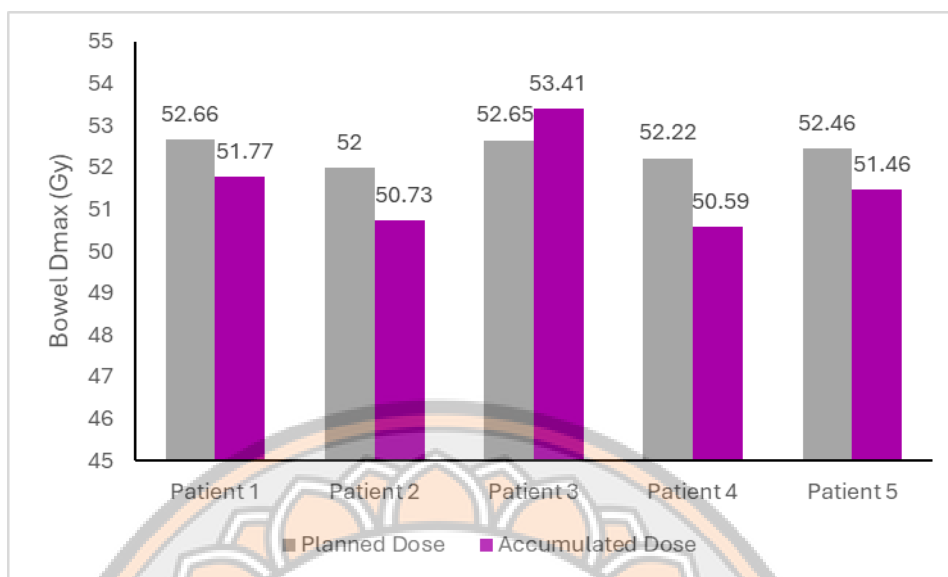
ภาพ 52 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bowel D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



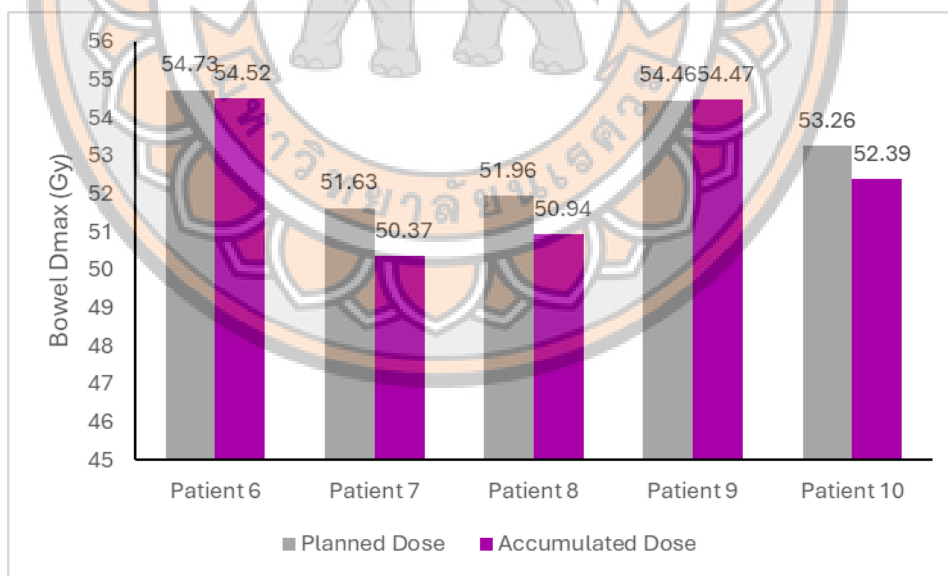
ภาพ 53 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bowel D_{mean} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT



ภาพ 54 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bowel D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SEQ IMRT



ภาพ 55 แผนภูมิแสดงการเปรียบเทียบปริมาณรังสีตามแผนการรักษากับปริมาณรังสีสะสมของ

Bowel D_{max} ในผู้ป่วยกลุ่ม SIB IMRT

บทที่ 5

บทสรุป

การฉายรังสีแบบเกลียวหมุนได้รับความนิยมอย่างมากในฐานะเทคนิคขั้นสูงสำหรับการฉายรังสีระยะไกล เนื่องจากสามารถช่วยลดปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญ และเพิ่มความเข้ารูปของการกระจายรังสี (Zhang et al., 2023) เทคนิคดังกล่าวยังถูกใช้ร่วมกับ IGRT โดยอาศัยภาพ MVCT เพื่อยืนยันตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี (Kraus et al., 2020) Saobai และคณะ รายงานว่าการคำนวณปริมาณรังสีใหม่โดยใช้ภาพ MVCT ให้ผลการกระจายรังสีที่ใกล้เคียงกับการวัดปริมาณรังสีจริง โดยมีค่า Gamma Passing Rate มากกว่าร้อยละ 95 นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบการคำนวณปริมาณรังสีจากภาพ MVCT กับภาพ CT สำหรับการจำลองการรักษา พบว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (Saobai et al., 2025) ดังนั้นในการศึกษานี้จึงเลือกใช้ภาพ MVCT สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีใหม่ เพื่อประเมินการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีและปริมาตรของโครงสร้างทางกายวิภาคตลอด 25 ครั้งของการรักษา

การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของอวัยวะในอุ้งเชิงกราน ยังคงเป็นความท้าทายสำคัญในการการรักษาด้วยรังสีระยะไกลสำหรับมะเร็งในอุ้งเชิงกราน เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงดังกล่าวอาจส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ได้รับแตกต่างจากแผนการรักษา และอาจเพิ่มความเสี่ยงต่อการกลับเป็นซ้ำและผลข้างเคียงจากการรักษา (Dutta et al., 2020; Eminowicz et al., 2016; Palagudi et al., 2024; Wu et al., 2022) ในการศึกษาครั้งนี้พบว่าการเปลี่ยนแปลงเฉลี่ยของปริมาตร PTV มีค่าน้อย ($3.60 \pm 3.48\%$) การเปลี่ยนแปลงปริมาตรของ PTV ในผู้ป่วยแต่ละราย ดังภาพ 6 แสดงให้เห็นถึงปริมาตร PTV ระหว่างครั้งที่มีการเปลี่ยนแปลงไม่สม่ำเสมอ ทั้งการเปลี่ยนแปลงขนาดใหญ่เฉพาะครั้ง และการเปลี่ยนแปลงที่มีแนวโน้มคงที่อยู่ต่อเนื่องในหลายครั้ง โดยสังเกตได้ว่าการเปลี่ยนแปลงปริมาตรอวัยวะของผู้ป่วยหลายคนมีทั้งการเพิ่มและลดจากค่าอ้างอิง ซึ่งบ่งชี้ว่าการเปลี่ยนแปลงต่อครั้งอาจถูกเฉลี่ยออกบางส่วน การเปลี่ยนแปลงนี้บางส่วนอาจเกิดจากความไม่เสถียรของอัลกอริทึม DIR เมื่อลักษณะทางกายวิภาคของผู้ป่วยเปลี่ยนแปลงไปบนภาพ MVCT (Kainz et al., 2018) ในทางตรงกันข้าม ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะมีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรเฉลี่ยและความแปรปรวนสูงกว่า ($12.33 \pm 73.18\%$) เนื่องจากการเติมน้ำและปัจจัยทางสรีรวิทยาของผู้ป่วย ในขณะที่การเปลี่ยนแปลงของ PTV ส่วนใหญ่เกิดจากการเปลี่ยนตำแหน่งหรือรูปร่างของอวัยวะรอบข้าง

ผลการวิเคราะห์พบว่า ลักษณะการเปลี่ยนแปลงปริมาตรกระเพาะปัสสาวะของกลุ่มตัวอย่าง มีสองรูปแบบที่แตกต่างกัน ดังภาพ 7 ในผู้ป่วยบางรายพบการเปลี่ยนแปลงปริมาตรที่ต่างไปจากตอนวางแผนการรักษาอย่างมากในบางครั้ง ขณะที่ในผู้ป่วยบางรายพบการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะอย่างต่อเนื่องตลอดระยะเวลาการรักษา ผลการศึกษานี้สะท้อนให้เห็นถึงความสำคัญของแนวทางการจัดเตรียมกระเพาะปัสสาวะในระดับสถาบันระหว่างการรักษา เนื่องจากการพัฒนามาตรฐานหรือรังสีรักษาแบบปรับเปลี่ยนแผน อาจช่วยลดผลกระทบต่อปริมาณรังสีจากการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะในแต่ละครั้งได้ ข้อสังเกตนี้สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้าโดย Eminowicz และคณะ ซึ่งได้อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะและระบุปัจจัยที่เกี่ยวข้อง ประกอบด้วย ระยะเวลาระหว่างการดื่มน้ำและการเข้ารับการฉายรังสี (Eminowicz et al., 2016) โดยภาพรวมผลการศึกษานี้เน้นย้ำถึงความจำเป็นในการปรับปรุงแนวทางการควบคุมปริมาตรกระเพาะปัสสาวะให้มีความแม่นยำและสามารถทำซ้ำได้ เพื่อเพิ่มความถูกต้องของการรักษา

ในการศึกษานี้ได้ทำการประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาตร PTV และปริมาตรกระเพาะปัสสาวะต่อความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วางแผนไว้กับปริมาณรังสีที่ส่งจริงไปยังเป้าหมายและ OARs ในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก โดยการวิเคราะห์อ้างอิงจากข้อมูลทางคลินิกที่ได้จากการรักษาในแต่ละ Fraction อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้เป็นการศึกษาแบบย้อนหลัง (Retrospective Study) ซึ่งไม่มีการควบคุมตัวแปร ในแต่ละ Fraction ดังนั้น การเปลี่ยนแปลงของปริมาตร PTV และปริมาตรกระเพาะปัสสาวะจึงเกิดขึ้นพร้อมกันตามสภาพทางคลินิกจริง มิใช่ปัจจัยที่ถูกแยกควบคุมอย่างเป็นอิสระด้วยเหตุนี้ผลกระทบต่อปริมาณรังสีที่สังเกตได้ซึ่งมีความสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของปริมาตร PTV อาจสะท้อนถึงอิทธิพลร่วมจากการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะด้วย

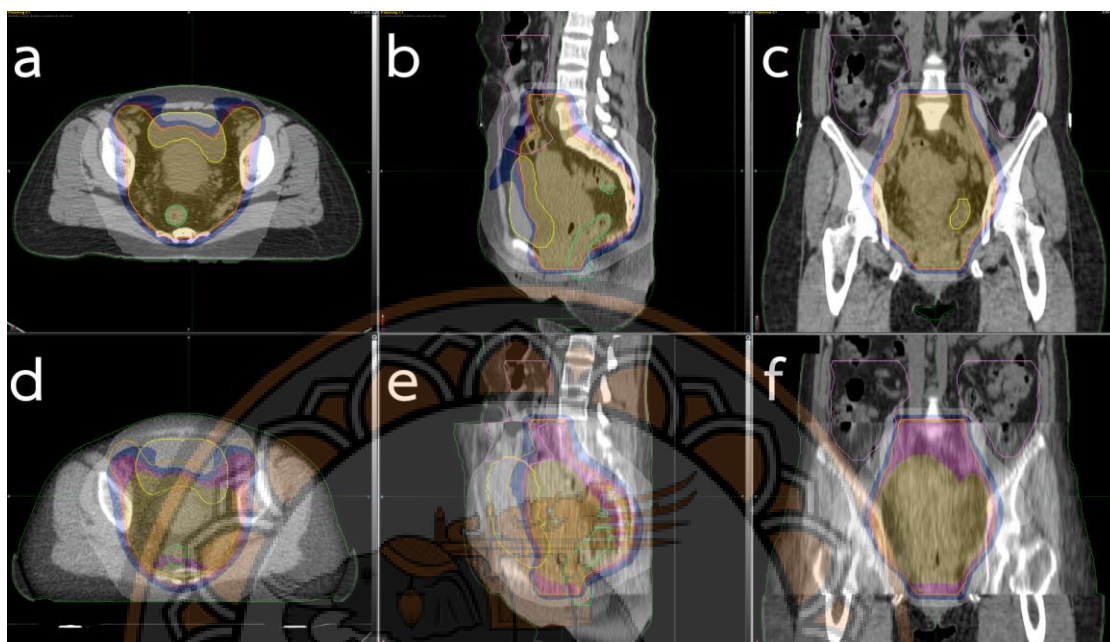
ผลการศึกษาพบว่า การเพิ่มขึ้นของปริมาตร PTV มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญกับการลดลงของปริมาณรังสีทั้งใน PTV และ OARs ยกเว้น Rectum D_{50} และ D_{mean} ซึ่งมีแนวโน้มลดลงแต่ไม่ถึงระดับนัยสำคัญทางสถิติ ดังตาราง 2 นอกจากนี้ยังพบความสัมพันธ์เชิงลบที่แข็งแกร่งระหว่างความแตกต่างของปริมาตร PTV และ PTV D_{95} โดยเมื่อปริมาตร PTV เปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้น มีแนวโน้มทำให้ค่า PTV D_{95} ลดลง ซึ่งสะท้อนถึงการลดลงของความครอบคลุมของปริมาณรังสีต่อเป้าหมาย (Target Coverage) ดังภาพ 9 ซึ่งอาจเกิดจากการเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคของปากมดลูกและมดลูกภายหลังการยุบตัวของก้อนมะเร็ง หรือการเคลื่อนที่ของอวัยวะรอบข้าง เช่น กระเพาะปัสสาวะ ซึ่งส่งผลให้ขอบเขต PTV บนภาพ MVCT เกิดการหดตัวหรือขยายตัว (Branco et al., 2023; Kainz et al., 2018; Luo et al., 2016; Zeng et al., 2024) เมื่อปริมาตร PTV เพิ่มขึ้น การคำนวณปริมาณรังสีใหม่ด้วย Sinogram จาก kVCT เดิมโดยไม่ปรับแผน อาจทำให้ความครอบคลุมต่อ PTV ลดลง ขณะเดียวกันปริมาตร PTV ที่เพิ่มขึ้นอาจทำให้ OARs ถูกเลื่อนออกจากบริเวณที่ได้รับรังสีสูง

สอดคล้องกับรายงานก่อนหน้านี้ที่แสดงให้เห็นว่าการเพิ่มขึ้นของปริมาตร PTV ส่งผลให้ความครอบคลุมของปริมาณรังสีต่อเป้าหมายลดลง และมีผลต่อการกระจายปริมาณรังสีใน OARs (Yang et al., 2022) ในทางกลับกันเมื่อปริมาตร PTV ลดลง ความครอบคลุมต่อเป้าหมายอาจดีขึ้น แต่ OARs อาจเคลื่อนเข้ามาใกล้บริเวณที่ได้รับรังสีสูง Van de Bunt และคณะได้รายงานในทำนองเดียวกันว่า การลดลงของปริมาตรเป้าหมายอาจทำให้ลำไส้เล็กเคลื่อนเข้าสู่บริเวณที่เดิมของตำแหน่งเป้าหมาย ส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ลำไส้เล็กได้รับเพิ่มขึ้น (van de Bunt et al., 2006)

ผลการศึกษาายังแสดงให้เห็นว่าความแตกต่างของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะที่เพิ่มขึ้นมีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญกับการลดลงของความแตกต่างของปริมาณรังสีทั้งใน PTV และกระเพาะปัสสาวะ ยกเว้นค่า Bladder D_{max} ซึ่งเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ ดังตาราง 3 นอกจากนี้ยังพบความสัมพันธ์เชิงลบที่แข็งแกร่งระหว่างความแตกต่างของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะและความแตกต่างของ Bowel D_{195cc} ดังภาพ 29 ในส่วนของผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะต่อร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีใน PTV ผลการศึกษาของเรามีความแตกต่างจากการศึกษาของ Kaiwen Zhou และคณะ ซึ่งรายงานว่า การเพิ่มขึ้นของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะส่งผลให้ปริมาณรังสีที่เป้าหมายเพิ่มขึ้น เนื่องจากปากมดลูกถูกเลื่อนเข้าสู่บริเวณที่ได้รับรังสีสูง ส่งผลให้ความครอบคลุมของปริมาณรังสีต่อกระเพาะปัสสาวะและขอบเขตปากมดลูกดีขึ้น (Zhou et al., 2025) ในทางตรงกันข้าม ผลการศึกษาของเราพบว่า การเพิ่มขึ้นของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะทำให้ปากมดลูกถูกเลื่อนออกจากบริเวณที่ได้รับรังสีสูง ขณะที่บางส่วนของกระเพาะปัสสาวะอาจขยายเข้าสู่บริเวณดังกล่าว ซึ่งอาจเป็นสาเหตุที่ Bladder D_{max} เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ สำหรับลำไส้ตรงและลำไส้ พบว่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ (Mohamadian et al., 2023; Nair et al., 2025; Zhou et al., 2025) โดยเฉพาะความสัมพันธ์เชิงลบที่แข็งแกร่งต่อ Bowel D_{195cc} อาจอธิบายได้จากการที่ลำไส้ถูกเลื่อนออกจากบริเวณอุ้งเชิงกรานเมื่อปริมาตรกระเพาะปัสสาวะเพิ่มขึ้น (Chen et al., 2019; Yaparpalvi et al., 2014) ในทางกลับกัน เมื่อปริมาตรกระเพาะปัสสาวะลดลง อาจเกิดผลตรงกันข้ามทั้งต่อ PTV และ OARs เช่น ลำไส้เคลื่อนเข้าสู่บริเวณอุ้งเชิงกรานซึ่งได้รับรังสีสูง ส่งผลให้ได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้น

นอกจากการเปลี่ยนแปลงปริมาตร PTV และกระเพาะปัสสาวะแล้ว การเปลี่ยนแปลงปริมาตรลำไส้ตรง โดยเฉพาะจากแก๊สในลำไส้ อาจเป็นตัวแปรสำคัญที่ส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ปริมาตรเป้าหมายและ OARs ได้รับเปลี่ยนแปลงไป เนื่องจากปริมาณแก๊สในลำไส้ตรงที่เพิ่มมากขึ้นส่งผลให้ลำไส้ตรงเคลื่อนเข้าใกล้บริเวณของปริมาตรเป้าหมายมากยิ่งขึ้น (Chen et al., 2016) จากภาพ 14-15 และ 26-27 พบว่าข้อมูลปริมาณรังสีของลำไส้ตรงมีการกระจายอย่างมาก ซึ่งอาจสะท้อนถึงแนวทางการเตรียมปริมาตรลำไส้ตรงของงานวิจัยนี้ ที่ให้ผู้ป่วยรับประทานอาหารอ่อนเพียงเท่านั้น เนื่องจากการควบคุมปริมาตรลำไส้ตรงเป็นสิ่งที่ท้าทาย ดังนั้นงานวิจัยก่อนหน้านี้จึงแนะนำแนวทางการ

เตรียมปริมาณลำไส้ตรงโดยให้ผู้ป่วยถ่ายอุจจาระหรือใช้ยาาระบายก่อนเข้ารับการฉายรังสีในแต่ละครั้ง (Chen et al., 2016; Eminowicz et al., 2016; Wu et al., 2022)



ภาพ 56 ภาพ kVCT สำหรับการวางแผนการรักษา (a-c) และภาพ MVCT ของการรักษาครั้งที่ 8 (d-f) แสดงในมุมมอง Axial Sagittal และ Coronal โดยขอบเขต PTV ถูกแสดงด้วยสีส้ม กระเพาะปัสสาวะสีเหลือง ทวารหนักสีเขียวอ่อน ลำไส้สีชมพู และเส้นขอบร่างกายสีเขียวเข้ม พื้นที่การกระจายของระดับปริมาณรังสี ได้แก่ สีเหลือง 1.80 เกรย์ สีชมพู 1.71 เกรย์ สีน้ำเงิน 1.50 เกรย์ และสีเทา 1.00 เกรย์ ในกรณีตัวอย่างนี้ PTV D_{95} ลดลงร้อยละ 17.49 ในครั้งการรักษาที่ 8 เมื่อเทียบกับแผนการรักษา ซึ่งสอดคล้องกับการขยายตัวทางด้านหน้าของเส้นขอบร่างกาย และการเพิ่มขึ้นของปริมาณกระเพาะปัสสาวะถึงร้อยละ 107.83

พบจุดที่มีการเปลี่ยนแปลงร้อยละความแตกต่างของ PTV D_{95} อย่างเห็นได้ชัด ดังภาพ 9 และ 20 การตรวจสอบเพิ่มเติมพบว่าความแตกต่างดังกล่าวมาจากผู้ป่วยรายเดียวกันและครั้งการรักษาเดียวกัน ดังภาพ 56 แสดงภาพ kVCT สำหรับการวางแผนการรักษาและภาพ MVCT ที่ได้จากการรักษาครั้งที่ 8 ของผู้ป่วยรายดังกล่าว พบว่า PTV D_{95} ลดลงร้อยละ 17.49 เมื่อเทียบกับแผนการรักษา รวมทั้งการเปลี่ยนแปลงของร่างกายผู้ป่วยซึ่งสังเกตได้ชัดเจนจากผนังหน้าท้องที่ขยายออกไปทางด้านหน้า ความสัมพันธ์ระหว่างการเปลี่ยนแปลงของปริมาตร PTV และ PTV D_{95} อาจมีความเกี่ยวเนื่องกันเชิงระเบียบวิธีวิจัย เนื่องจากทั้งสองตัวแปรเกิดจากกระบวนการถ่ายโอน เปลี่ยนแปลง และแก้ไขของขอบเขตเดียวกัน ดังนั้นความสัมพันธ์ดังกล่าวจึงอาจถูกตีความว่าเป็นการสะท้อนถึง

ความสามารถในการคงประสิทธิภาพของแผนการรักษาและความไวต่อการเปลี่ยนแปลงระหว่างครั้งการรักษา มากกว่าผลจากการเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคหรือความคลาดเคลื่อนจากการฉายรังสีเพียงอย่างเดียว ข้อสังเกตนี้สอดคล้องกับรายงานของ Wu และคณะ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการขยายตัวทางด้านหน้าของร่างกายส่งผลให้ PTV D_{95} ลดลงเมื่อเทียบกับปริมาณรังสีที่วางแผนไว้ (Wu et al., 2020) นอกจากนี้ Yu Li และคณะยังรายงานว่า การเพิ่มขึ้นของขนาดร่างกายผู้ป่วยส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ PTV ลดลงเนื่องจากการลดทอนของลำรังสี (Li et al., 2024) ผลการศึกษาของเราชี้ให้เห็นว่าหนึ่งในปัจจัยที่อาจมีส่วนทำให้เกิดการขยายตัวทางด้านหน้าของร่างกายคือการเพิ่มขึ้นของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ โดยการรักษาครั้งที่ 8 พบว่าปริมาตรกระเพาะปัสสาวะเพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 107.83 เมื่อเทียบกับแผนการรักษา ทั้งนี้โรงพยาบาลที่ศึกษาได้กำหนดแนวทางมาตรฐานสำหรับการเตรียมตัวผู้ป่วยโดยให้ผู้ป่วยถ่ายปัสสาวะ ตึมน้ำ 500 มิลลิลิตร และรอประมาณ 60–90 นาทีก่อนการจำลองการรักษาและก่อนการฉายรังสีแต่ละครั้ง แม้ว่าปริมาณน้ำที่ดื่มจะถูกควบคุมอย่างสม่ำเสมอ แต่การเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะที่พบในผู้ป่วยแต่ละราย อาจเกิดจากความแตกต่างของระยะเวลาการรอก่อนการฉายรังสี ปัจจัยนี้เคยถูกเน้นย้ำในการศึกษาก่อนหน้า ว่าเป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรกระเพาะปัสสาวะ (Eminowicz et al., 2016)

เมื่อพิจารณาปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ป่วยได้รับหลังการฉายรังสีครบทั้ง 25 ครั้ง พบว่า ปริมาณรังสีที่ PTV ของผู้ป่วยส่วนใหญ่มีแนวโน้มลดลงจากแผนการรักษา โดยเฉพาะค่า PTV D_{95} ที่พบว่าผู้ป่วย 3 ราย ได้รับน้อยกว่าร้อยละ 95 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด ดังภาพ 34 ขณะที่ปริมาณรังสีสะสมที่ OARs ส่วนใหญ่ลดลงจากแผนการรักษา อย่างไรก็ตาม ในกรณีของ ลำไส้ตรง พบผู้ป่วย 4 ราย ที่ได้รับปริมาณรังสี Rectum D_{50} และ D_{mean} มากกว่าแผนการรักษา ดังแสดงในภาพ 44-47 และเมื่อตรวจสอบกราฟแผนที่ความร้อนพบว่าผู้ป่วยรายที่ 3 ได้รับปริมาณรังสีสะสม Rectum D_{50} Rectum D_{mean} เกินแผนการรักษาในช่วงครึ่ง Fraction หลัง ดังภาพ ก.7 และ ก.8 (ภาคผนวก ก) ซึ่งอาจเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดผลข้างเคียงต่อระบบทางเดินอาหาร (Wu et al., 2022) ผลลัพธ์ดังกล่าวชี้ให้เห็นถึงความสำคัญของการจัดการความแปรปรวนของอวัยวะภายในอุ้งเชิงกราน แม้ว่าการเพิ่มขึ้นของปริมาตร PTV และกระเพาะปัสสาวะจากแผนการรักษาจะทำให้ปริมาณรังสีที่ OARs ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ แต่ปริมาณรังสีที่ PTV ก็ลดลงด้วยเช่นกัน ดังนั้นจึงจำเป็นต้องควบคุม ปริมาตร PTV และกระเพาะปัสสาวะ ให้ใกล้เคียงกับแผนการรักษามากที่สุด ทั้งนี้การควบคุมปริมาตรกระเพาะปัสสาวะถือเป็นประเด็นสำคัญ เนื่องจากเป็นอวัยวะที่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาตรได้ง่าย (Ahmad et al., 2011) จึงไม่แนะนำให้ใช้ความรู้สึกปวดปัสสาวะของผู้ป่วยเป็นเกณฑ์ในการเข้ารับการฉายรังสี เนื่องจากอาจทำให้เกิดความไม่แน่นอนในการฉายรังสี (Lu et al., 2026) และควรกำหนดระยะเวลารอการฉายรังสีหลังตึมน้ำอย่างเคร่งครัด เนื่องจากแนวปฏิบัติเดิมให้ผู้ป่วยรอ 60 - 90 นาที ซึ่งภายใน 30 นาที ปริมาตรกระเพาะปัสสาวะอาจเพิ่มขึ้นถึง 120 ซีซี (Eminowicz et al., 2016) จนอาจส่งผล

กระทบต่อปริมาณรังสีที่ PTV และ OARs นอกจากนี้ การเตรียมลำไส้ตรง เช่น การถ่ายอุจจาระหรือ การรับประทานยาระบายก่อนการจำลองการรักษาและการฉายรังสี อาจช่วยลดความแปรปรวนของ อวัยวะ และหากเป็นไปได้การใช้รังสีรักษาแบบปรับแผน เพื่อจัดการกับการเปลี่ยนแปลงของอวัยวะใน อุ้งเชิงกรานอาจเป็นทางเลือกที่เหมาะสม ซึ่งอาจช่วยปรับปรุงผลลัพธ์การรักษาและลดผลข้างเคียงจาก การฉายรังสี (Liu et al., 2025; Tian et al., 2025)

อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ยังมีข้อจำกัดบางประการ ประการแรก ข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์ ถูกรวบรวมจากผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาในสถาบันเดียวกัน ซึ่งจำกัดความสามารถในการอ้างอิงผลไปยัง บริบทที่กว้างขึ้น ประการที่สอง เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการเก็บข้อมูลผู้ป่วยย้อนหลัง จึงมีข้อจำกัด ในการติดตามและควบคุมตัวแปรต่าง ๆ อย่างเป็นระบบ เช่น ปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะ แม้ว่าจะ มีการเตรียมกระเพาะปัสสาวะของผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีในแต่ละครั้ง แต่ความแปรปรวนในทาง ปฏิบัติอาจตรวจพบได้ ประการที่สาม คุณภาพของภาพ MVCT ส่งผลต่อการกำหนดขอบเขตของ เป้าหมายและ OARs เนื่องจากลักษณะภาพที่มีคอนทราสต์ต่ำ แม้ว่าขอบเขตที่ถูกถ่ายโอนทั้งหมดจะ ได้รับการตรวจสอบและแก้ไขโดยแพทย์รังสีรักษาที่มีประสบการณ์ แต่ความไม่เสถียรจากการซ้อนทับ ภาพแบบ DIR ส่งผลให้ไม่สามารถชดเชยข้อจำกัดของภาพ MVCT ได้อย่างสมบูรณ์ (Kainz et al., 2018) ประการที่สี่ ขอบเขตการสแกนสำหรับการถ่ายภาพประจำวันถูกกำหนดเพื่อการระบุตำแหน่ง เป้าหมาย และไม่ได้ครอบคลุมปริมาตรลำไส้ทั้งหมดในทุก ๆ ครั้ง ส่งผลให้การวิเคราะห์ปริมาณรังสี จำกัดอยู่เฉพาะบริเวณลำไส้ที่อยู่ในขอบเขตการสแกน โดยมุ่งเน้นไปยังบริเวณที่ได้รับรังสีในระดับสูง การประเมินปริมาณรังสีที่ส่งผลต่อลำไส้ส่วนที่อยู่นอกขอบเขตการสแกนไม่สามารถทำได้ จึงไม่ได้ถูกรวมอยู่ในการวิเคราะห์ ถึงแม้ว่าการใช้ภาพ MVCT รายวันในการศึกษานี้จะมีข้อจำกัดด้านคุณภาพ ภาพและขอบเขตการสแกน แต่สามารถให้ข้อมูลเกี่ยวกับปริมาตรอวัยวะและปริมาณรังสีของผู้ป่วยทุก ๆ ครั้งของการฉายรังสีได้ ดังนั้น งานวิจัยในอนาคตอาจพิจารณาใช้เครื่องมือถ่ายภาพที่มีคอนทราสต์ สูงขึ้นเพื่อเพิ่มความแม่นยำในการกำหนดขอบเขตอวัยวะ และขยายจำนวนกลุ่มตัวอย่างผู้ป่วยเพื่อ สร้างโมเดลทำนายปริมาณรังสีจากการเปลี่ยนแปลงของปริมาตรอวัยวะ ซึ่งอาจช่วยปรับปรุงความ แม่นยำและสนับสนุนการปรับเปลี่ยนแผนการรักษาให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้ควร ดำเนินการสอบเทียบค่า HU และปรับปรุงตาราง IVDT ให้มีความถี่มากยิ่งขึ้น เนื่องจากค่าดังกล่าวเป็น ตัวแปรที่สามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามเวลา และอาจส่งผลกระทบต่อความถูกต้องของการคำนวณ ปริมาณรังสีใหม่ได้ (Crop et al., 2012)

โดยสรุป การศึกษานี้ได้ระบุความสัมพันธ์เชิงปริมาณระหว่าง การเปลี่ยนแปลงของปริมาตร อวัยวะและปริมาณรังสี โดยพบว่าการเพิ่มขึ้นของปริมาตร PTV ร้อยละ 1 และปริมาตรกระเพาะ ปัสสาวะร้อยละ 10 มีความสัมพันธ์กับการลดลงของพารามิเตอร์ปริมาณรังสีเล็กน้อยแต่ยังตรวจพบได้ ทั้งในเป้าหมายและ OARs ซึ่งสะท้อนถึงผลกระทบจากการเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคระหว่างครั้งการ

รักษา แม้ในทางคลินิกโรงพยาบาลจะมีมาตรการควบคุมปริมาณกระเพาะปัสสาวะก่อนการฉายรังสี (Bladder Preparation Protocol) แต่ผลการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่ายังคงมีความแปรปรวนของ ปริมาตรที่เกิดขึ้นจริงในแต่ละ Fraction ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อความสอดคล้องของปริมาณรังสีเมื่อเทียบกับ แผนที่ย่างไว้ ในขณะเดียวกัน ปริมาตรของลำไส้ตรง ซึ่งเป็นอีกหนึ่งอวัยวะที่มีความแปรปรวนสูงใน บริเวณอุ้งเชิงกราน ควรได้รับการควบคุมอย่างเป็นระบบมากขึ้น เช่น การใช้แนวทาง Bowel Preparation หรือ Protocol ที่เหมาะสม เพื่อลดความไม่แน่นอนของตำแหน่งและปริมาตรอวัยวะ และเพิ่มความแม่นยำของการส่งมอบปริมาณรังสี ผลการศึกษานี้จึงชี้ให้เห็นว่า การเปลี่ยนแปลงของ อวัยวะในอุ้งเชิงกรานยังคงเป็นปัจจัยสำคัญ แม้จะมีการตรวจสอบตำแหน่งการรักษาในแต่ละวัน และ สนับสนุนการเลือกใช้รังสีรักษาแบบปรับเปลี่ยนแผน (Adaptive Radiotherapy) อย่างเหมาะสม เพื่อ ลดผลกระทบต่อปริมาณรังสีและเพิ่มประสิทธิภาพของการรักษาในระยะยาว





บรรณานุกรม

บรรณานุกรม

- Ahmad, R., Hoogeman, M. S., Bondar, M., Dhawtal, V., Quint, S., De Pree, I., Mens, J. W., & Heijmen, B. J. (2011). Increasing treatment accuracy for cervical cancer patients using correlations between bladder-filling change and cervix-uterus displacements: proof of principle. *Radiother Oncol*, 98(3), 340-346.
<https://doi.org/10.1016/j.radonc.2010.11.010>
- Anand, M., Parikh, A., & Shah, S. P. (2020). Comparison of thermoplastic masks and knee wedge as immobilization devices for image-guided pelvic radiation therapy using Cone Beam Computed Tomography. *Indian J Cancer*, 57(2), 182-186. https://doi.org/10.4103/ijc.IJC_602_18
- Arphasetthasakul, W., Muangkhamporn, K., Huangnam, S., & Kumkhawao, J. (2024). Radiotherapy in Pelvic Malignancies at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society. *The Thai Journal of Radiological Technology*, 49(1), 60-68.
- Berthelsen, A. K., Dobbs, J., Kjellén, E., Landberg, T., Möller, T. R., Nilsson, P., Specht, L., & Wambersie, A. (2007). What's new in target volume definition for radiologists in ICRU Report 71? How can the ICRU volume definitions be integrated in clinical practice? *Cancer Imaging*, 7(1), 104-116.
<https://doi.org/10.1102/1470-7330.2007.0013>
- Branco, D., Mayadev, J., Moore, K., & Ray, X. (2023). Dosimetric and feasibility evaluation of a CBCT-based daily adaptive radiotherapy protocol for locally advanced cervical cancer. *J Appl Clin Med Phys*, 24(1), e13783.
<https://doi.org/10.1002/acm2.13783>
- Bray, F., Laversanne, M., Sung, H., Ferlay, J., Siegel, R. L., Soerjomataram, I., & Jemal, A. (2024). Global cancer statistics 2022: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries. *CA Cancer J Clin*, 74(3), 229-263. <https://doi.org/10.3322/caac.21834>
- Chen, V. E., Gillespie, E. F., Manger, R. P., Skerrett, L. A., Tran, J. H., Proudfoot, J. A., Sherer, M. V., Einck, J. P., Mell, L. K., Moore, K. L., & Yashar, C. M. (2019). The impact of daily bladder filling on small bowel dose for intensity modulated

- radiation therapy for cervical cancer. *Med Dosim*, 44(2), 102-106.
<https://doi.org/10.1016/j.meddos.2018.02.010>
- Chen, Z., Yang, Z., Wang, J., & Hu, W. (2016). Dosimetric impact of different bladder and rectum filling during prostate cancer radiotherapy. *Radiat Oncol*, 11, 103.
<https://doi.org/10.1186/s13014-016-0681-z>
- Chitapanarux, I., Tharavichitkul, E., Nobnop, W., Wanwilairat, S., Vongtama, R., & Traisathit, P. (2015). A comparative planning study of step-and-shoot IMRT versus helical tomotherapy for whole-pelvis irradiation in cervical cancer. *J Radiat Res*, 56(3), 539-545. <https://doi.org/10.1093/jrr/rrv004>
- Chung, H. T., Ma, R., Toyota, B., Clark, B., Robar, J., & McKenzie, M. (2004). Audiologic and treatment outcomes after linear accelerator-based stereotactic irradiation for acoustic neuroma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 59(4), 1116-1121.
<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2003.12.032>
- Cilento, M. A., Sweeney, C. J., & Butler, L. M. (2024). Spatial transcriptomics in cancer research and potential clinical impact: a narrative review. *J Cancer Res Clin Oncol*, 150(6), 296. <https://doi.org/10.1007/s00432-024-05816-0>
- Collen, C., Engels, B., Duchateau, M., Tournel, K., De Ridder, M., Bral, S., Verellen, D., & Storme, G. (2010). Volumetric imaging by megavoltage computed tomography for assessment of internal organ motion during radiotherapy for cervical cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 77(5), 1590-1595.
<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2009.10.021>
- Crop, F., Bernard, A., & Reynaert, N. (2012). Improving dose calculations on tomotherapy MVCT images. *J Appl Clin Med Phys*, 13(6), 3986.
<https://doi.org/10.1120/jacmp.v13i6.3986>
- Das, I. J., Bartlett, G. K., McKay, B., Walker, J. J., & Cardenes, H. R. (2011). Role of Belly Board Device in Prone Position for Pelvic Irradiation in the Era of IMRT. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 81(2), S775.
<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2011.06.1198>
- Dicu-Andreescu, I. G., Marinca, A. M., Ungureanu, V. G., Ionescu, S. O., Prunoiu, V. M., Brătucu, E., & Simion, L. (2023). Current Therapeutic Approaches in Cervical

- Cancer Based on the Stage of the Disease: Is There Room for Improvement? *Medicina (Kaunas)*, 59(7). <https://doi.org/10.3390/medicina59071229>
- Dutta, S., Dewan, A., Mitra, S., Sharma, M. K., Aggarwal, S., Barik, S., Mahammood Suhail, M., Bhushan, M., Sharma, A., Wahi, I. K., Dobriyal, K., & Mukhee, J. (2020). Dosimetric impact of variable bladder filling on IMRT planning for locally advanced carcinoma cervix. *J Egypt Natl Canc Inst*, 32(1), 31. <https://doi.org/10.1186/s43046-020-00033-5>
- Eminowicz, G., Motlib, J., Khan, S., Perna, C., & McCormack, M. (2016). Pelvic Organ Motion during Radiotherapy for Cervical Cancer: Understanding Patterns and Recommended Patient Preparation. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*, 28(9), e85-91. <https://doi.org/10.1016/j.clon.2016.04.044>
- International Atomic Energy Agency. (2019). *Introduction of Image Guided Radiotherapy into Clinical Practice* (IAEA Human Health Reports No. 16).
- Javid, A., Nagesh, J., Singh, R., Andavar S, S., C, S., Sharan, K., & Kour, P. (2023). The Impact of Grid Size and Statistical Uncertainty on the Accuracy of VMAT Plans Based on Dosimetric Parameters for Head and Neck Cancers. *Journal of Current Oncology*, 6(1), 15-21. <https://doi.org/10.1177/25898892231196723>
- Kainz, K., Lim, S. N., Chen, G. P., Schultz, C. J., & Li, A. (2018). Reliability of Deformable kVCT-to-MVCT Registration for Adaptive Replanning. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 102(3), S197. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2018.07.093>
- Karaca, S., Arlı, K., amp, ccedil, & am, K. A. (2022). Dosimetric Impact of Bladder Volumetric Changes During Helical Radiotherapy for Rectal Cancer. *Iranian Journal of Medical Physics*, 19(2), 99-105. <https://doi.org/10.22038/ijmp.2021.57164.1961>
- Kim, S., You, S. H., & Eum, Y. J. (2018). Assessment of inter- and intra-fractional volume of bladder and body contour by mega-voltage computed tomography in helical tomotherapy for pelvic malignancy. *Radiat Oncol J*, 36(3), 235-240. <https://doi.org/10.3857/roj.2018.00185>

- Klein, E. E., Drzymala, R. E., Purdy, J. A., & Michalski, J. (2005). Errors in radiation oncology: a study in pathways and dosimetric impact. *J Appl Clin Med Phys*, 6(3), 81-94. <https://doi.org/10.1120/jacmp.v6i3.2105>
- Koh, W. J., Abu-Rustum, N. R., Bean, S., Bradley, K., Campos, S. M., Cho, K. R., Chon, H. S., Chu, C., Clark, R., Cohn, D., Crispens, M. A., Damast, S., Dorigo, O., Eifel, P. J., Fisher, C. M., Frederick, P., Gaffney, D. K., Han, E., Huh, W. K., . . . Scavone, J. L. (2019). Cervical Cancer, Version 3.2019, NCCN Clinical Practice Guidelines in Oncology. *J Natl Compr Canc Netw*, 17(1), 64-84. <https://doi.org/10.6004/jnccn.2019.0001>
- Kraus, K. M., Kampfer, S., Wilkens, J. J., Schüttrumpf, L., & Combs, S. E. (2020). Helical tomotherapy: Comparison of Hi-ART and Radixact clinical patient treatments at the Technical University of Munich. *Scientific Reports*, 10(1), 4928. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-61499-w>
- Kuo, Y. C., Chiu, Y. M., Shih, W. P., Yu, H. W., Chen, C. W., Wong, P. F., Lin, W. C., & Hwang, J. J. (2011). Volumetric intensity-modulated Arc (RapidArc) therapy for primary hepatocellular carcinoma: comparison with intensity-modulated radiotherapy and 3-D conformal radiotherapy. *Radiat Oncol*, 6, 76. <https://doi.org/10.1186/1748-717x-6-76>
- Li, D., Wang, D., Feng, S., Chen, Q., Sheng, X., Jia, J., Yan, X., Zhu, J., & Yin, Y. (2022). Comparing dosimetric and cancer control outcomes after intensity-modulated radiation therapy and tomotherapy for advanced cervical cancer. *Oncol Lett*, 24(1), 239. <https://doi.org/10.3892/ol.2022.13359>
- Li, Y., Sun, W., Liu, S., Xia, W., Yang, X., Wang, L., Ge, C., Chen, K., Shi, Y., & Wang, H. (2024). Effect of body contour changes on the setup and dosimetric accuracy of radiotherapy after cervical cancer surgery. *Front Oncol*, 14, 1392741. <https://doi.org/10.3389/fonc.2024.1392741>
- Liu, X., Tian, W., Dai, A., Li, H., Zhu, M., Zeng, M., Feng, R., Zhang, Z., Jiang, X., Wen, Y., Wu, T., & Xiao, Z. (2025). A comparative analysis of toxicity and treatment outcomes of adaptive radiotherapy and intensity-modulated radiotherapy in cervical cancer. *Sci Rep*, 15(1), 1609. <https://doi.org/10.1038/s41598-024-85074-9>

- Lu, Z., Li, Y., Luo, D., Chen, C., Zhang, C., & Wang, H. (2026). Impact of bladder volume precision control on setup errors and dosimetry in intensity-modulated radiation therapy for cervical cancer. *Journal of the Egyptian National Cancer Institute*, 38(1), 9. <https://doi.org/10.1186/s43046-026-00343-0>
- Luo, H., Jin, F., Yang, D., Wang, Y., Li, C., Guo, M., Ran, X., Liu, X., Zhou, Q., & Wu, Y. (2016). Interfractional variation in bladder volume and its impact on cervical cancer radiotherapy: Clinical significance of portable bladder scanner. *Med Phys*, 43(7), 4412. <https://doi.org/10.1118/1.4954206>
- Marks, L. B., Light, K. L., Hubbs, J. L., Georgas, D. L., Jones, E. L., Wright, M. C., Willett, C. G., & Yin, F. F. (2007). The impact of advanced technologies on treatment deviations in radiation treatment delivery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 69(5), 1579-1586. <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2007.08.017>
- McDonald, B. A., Zachiu, C., Christodouleas, J., Naser, M. A., Ruschin, M., Sonke, J. J., Thorwarth, D., Létourneau, D., Tyagi, N., Tadic, T., Yang, J., Li, X. A., Bernchou, U., Hyer, D. E., Snyder, J. E., Bubula-Rehm, E., Fuller, C. D., & Brock, K. K. (2022). Dose accumulation for MR-guided adaptive radiotherapy: From practical considerations to state-of-the-art clinical implementation. *Front Oncol*, 12, 1086258. <https://doi.org/10.3389/fonc.2022.1086258>
- Mohamadian, N., Nasser, S., Hosseini, S., Molaie, F., Zarifi, S., Eskandari, A., & Momennezhad, M. (2023). Dosimetric impact of bladder volume on organs at risk during external beam radiotherapy of cervical cancer. *Radiat Prot Dosimetry*, 199(13), 1351-1356. <https://doi.org/10.1093/rpd/ncad183>
- Nair, S. R., Gupta, S., Krishnan, A. S., Choppy, A., Rastogi, A., Kumar, R. R., Namitha, R. S., Joseph, D. M., & Gupta, M. (2025). Volumetric and Dosimetric Changes in Bladder and Rectum and Target During Intensity-Modulated Radiotherapy in Patients of Locally Advanced Carcinoma Cervix. *Indian Journal of Gynecologic Oncology*, 23(1), 31. <https://doi.org/10.1007/s40944-024-00954-2>
- Ohri, N., Shen, X., Dicker, A. P., Doyle, L. A., Harrison, A. S., & Showalter, T. N. (2013). Radiotherapy protocol deviations and clinical outcomes: a meta-analysis of cooperative group clinical trials. *J Natl Cancer Inst*, 105(6), 387-393. <https://doi.org/10.1093/jnci/djt001>

- Palagudi, M., Para, S., Golla, N., Meduri, K. C., Duvvuri, S. P., Vityala, Y., Sajja, D. C., & Damineni, U. (2024). Adverse Effects of Cancer Treatment in Patients With Cervical Cancer. *Cureus*, 16(2), e54106. <https://doi.org/10.7759/cureus.54106>
- Quirk, S., Grendarova, P., Craighead, P., Phan, T., Lesiuk, M., Pinilla, J., Liu, H. W., Wilson, J., Bignell, K., Austin, T., Olivotto, I. A., & Roumeliotis, M. (2020). Results of the ACCEL trial: Dosimetry in accelerated partial breast irradiation. *Radiother Oncol*, 147, 50-55. <https://doi.org/10.1016/j.radonc.2020.03.004>
- Roeske, J. C., Lujan, A., Rotmensch, J., Waggoner, S. E., Yamada, D., & Mundt, A. J. (2000). Intensity-modulated whole pelvic radiation therapy in patients with gynecologic malignancies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 48(5), 1613-1621. [https://doi.org/10.1016/s0360-3016\(00\)00771-9](https://doi.org/10.1016/s0360-3016(00)00771-9)
- Salama, J. K., Roeske, J. C., Mehta, N., & Mundt, A. J. (2004). Intensity-modulated radiation therapy in gynecologic malignancies. *Curr Treat Options Oncol*, 5(2), 97-108. <https://doi.org/10.1007/s11864-004-0042-2>
- Saobai, S., Watcharawipha, A., Wanwilairat, S., Thongsuk, W., & Nobnop, W. (2025). Comparative evaluation of image-guided radiation therapy (IGRT)-based dose calculation accuracy using cone-beam, megavoltage, and kilovoltage CT modalities. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 26(12), e70379. <https://doi.org/https://doi.org/10.1002/acm2.70379>
- Song, J.-Y., & Ahn, S.-J. (2012). Effect of image value-to-density table (IVDT) on the accuracy of delivery quality assurance (DQA) process in helical tomotherapy. *Medical Dosimetry*, 37(3), 265-270. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.meddos.2011.09.006>
- Tewari, K. S. (2025). Cervical Cancer. *N Engl J Med*, 392(1), 56-71. <https://doi.org/10.1056/NEJMra2404457>
- Tian, W., Du, Y., Zhou, P., Ren, H., Wen, Y., Li, S., Dong, W., Wang, H., Wu, Z., Wu, T., & Xiao, Z. (2025). Dosimetric evaluation of image-guided adaptive radiotherapy for locally advanced cervical cancer. *Medicine (Baltimore)*, 104(17), e42280. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000042280>
- Udayashankar, A. H., Noorjahan, S., Srikantia, N., Babu, K. R., & Muzumder, S. (2018). Immobilization versus no immobilization for pelvic external beam

- radiotherapy. *Rep Pract Oncol Radiother*, 23(4), 233-241.
<https://doi.org/10.1016/j.rpor.2018.04.007>
- van de Bunt, L., van der Heide, U. A., Ketelaars, M., de Kort, G. A. P., & Jürgenliemk-Schulz, I. M. (2006). Conventional, conformal, and intensity-modulated radiation therapy treatment planning of external beam radiotherapy for cervical cancer: The impact of tumor regression. *International Journal of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 64(1), 189-196.
<https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2005.04.025>
- van der Merwe, D., Van Dyk, J., Healy, B., Zubizarreta, E., Izewska, J., Mijnheer, B., & Meghifene, A. (2017). Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy: a report of the International Atomic Energy Agency. *Acta Oncol*, 56(1), 1-6. <https://doi.org/10.1080/0284186x.2016.1246801>
- Wu, Y., Liu, C., Wang, W., Tian, L., Xiao, Z., Wang, Y., Guo, H., & Xue, X. (2022). Study on Appropriate Rectal Volume for External Irradiation in Patients With Cervical Cancer. *Front Oncol*, 12, 814414. <https://doi.org/10.3389/fonc.2022.814414>
- Wu, Z., Yan, J., Chen, X., Wang, D., Liu, K., Ming, Z., Wang, L., Yu, B., & Pang, Y. (2020). Dosimetric Evaluation of Body Contour Changes to Target Volumes and Organs at Risk for Cervix and Head and Neck Radiotherapy Plans. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 09(03), 96-109. <https://doi.org/10.4236/ijmpcero.2020.93010>
- Yagihashi, T., Inoue, T., Shiba, S., Yamano, A., Minagawa, Y., Omura, M., Inoue, K., & Nagata, H. (2023). Impact of delivery time factor on treatment time and plan quality in tomotherapy. *Sci Rep*, 13(1), 12207. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-39047-z>
- Yang, H., Zhao, X., He, Y., Tan, X., Peng, H., Zhong, M., Li, Q., Liu, X., He, Y., Luo, H., & Jin, F. (2022). Dosimetric impacts of cone-beam computed tomography (CBCT)-based anatomic changes in intensity-modulated radiotherapy for cervical cancer. *Annals of Translational Medicine*, 10(24), 1381.
<https://atm.amegroups.org/article/view/107250>
- Yaparpalvi, R., Mehta, K. J., Bernstein, M. B., Kabarriti, R., Hong, L. X., Garg, M. K., Guha, C., Kalnicki, S., & Tomé, W. A. (2014). Contouring and constraining bowel on a

full-bladder computed tomography scan may not reflect treatment bowel position and dose certainty in gynecologic external beam radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 90(4), 802-808.

<https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2014.07.016>

Yartsev, S., Kron, T., & Van Dyk, J. (2007). Tomotherapy as a tool in image-guided radiation therapy (IGRT): theoretical and technological aspects. *Biomed Imaging Interv J*, 3(1), e16. <https://doi.org/10.2349/bij.3.1.e16>

Zeng, Z., Zhu, J., Wang, Z., Wang, G., Yan, J., & Zhang, F. (2024). Pelvic target volume inter-fractional motion during radiotherapy for cervical cancer with daily iterative cone beam computed tomography. *Radiat Oncol*, 19(1), 48.

<https://doi.org/10.1186/s13014-024-02438-1>

Zhang, Y., Rong, L., Wang, Z., & Zhao, H. (2023). The top 100 most cited articles in helical tomotherapy: a scoping review. *Front Oncol*, 13, 1274290.

<https://doi.org/10.3389/fonc.2023.1274290>

Zhao, W., Shen, L., Islam, M. T., Qin, W., Zhang, Z., Liang, X., Zhang, G., Xu, S., & Li, X. (2021). Artificial intelligence in image-guided radiotherapy: a review of treatment target localization. *Quant Imaging Med Surg*, 11(12), 4881-4894.

<https://doi.org/10.21037/qims-21-199>

Zhou, K., Wang, C., Zhao, J., Chen, J., An, X., Yin, Y., & Li, Z. (2025). Dosimetric effects of bladder volume changes in MR-guided radiotherapy for cervical cancer.

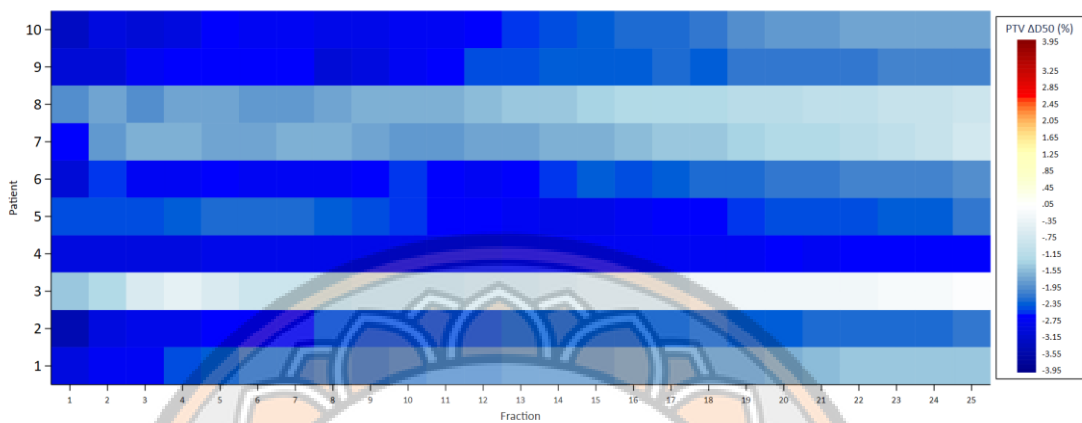
BMC Cancer, 25(1), 324. <https://doi.org/10.1186/s12885-025-13442-3>



ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

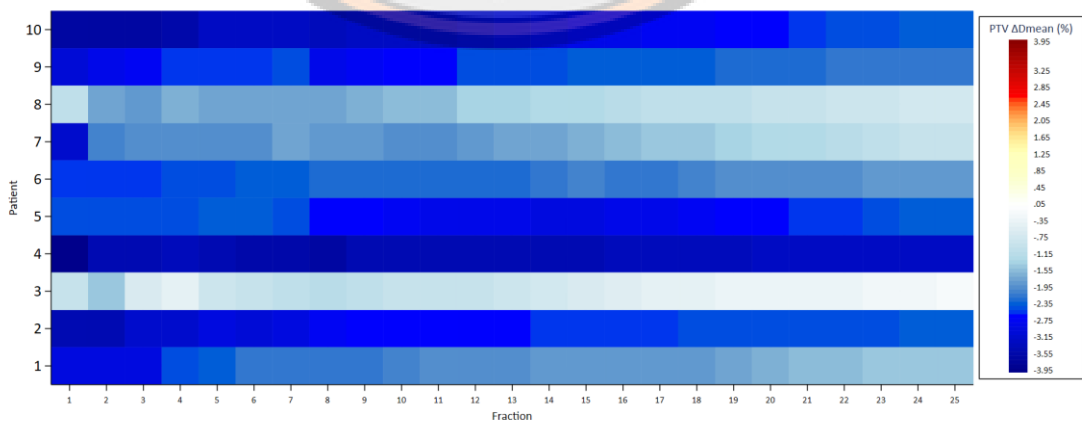
กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีตามแผนการรักษา กับ
ปริมาณรังสีสะสมของผู้ป่วยแต่ละรายตลอดการรักษา



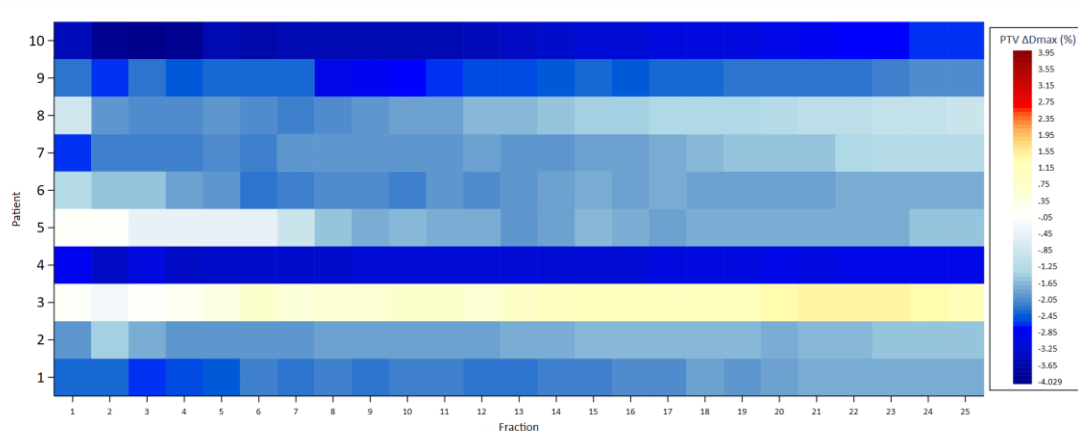
ภาพ ก.1 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ PTV D₅₀



ภาพ ก.2 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ PTV D₉₅



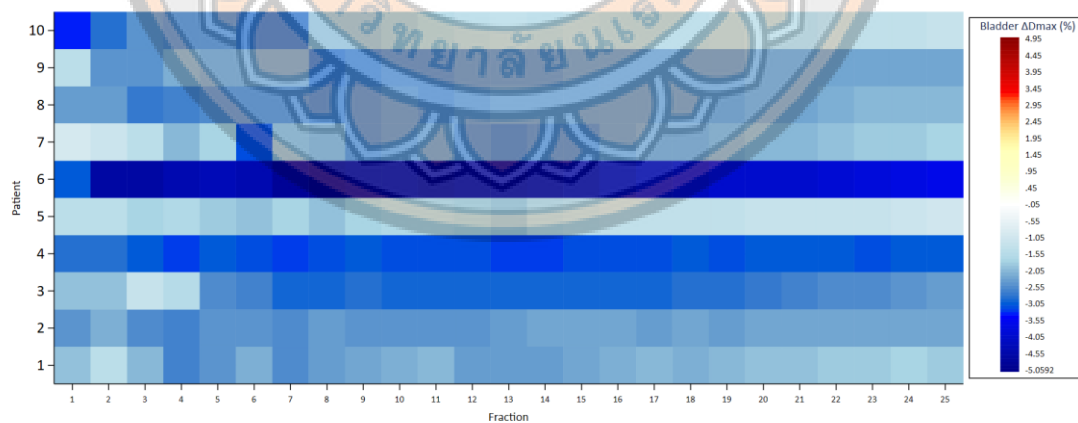
ภาพ ก.3 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ PTV D_{mean}



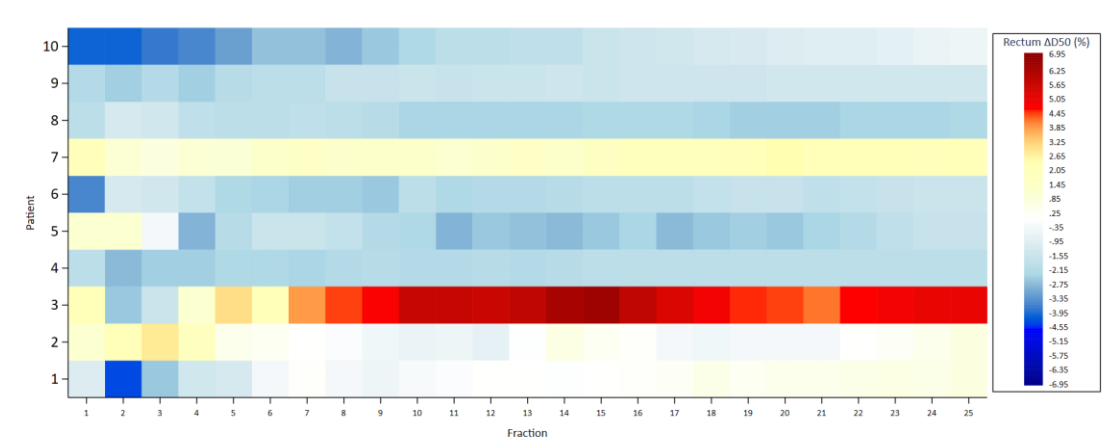
ภาพ ก.4 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ PTV D_{max}



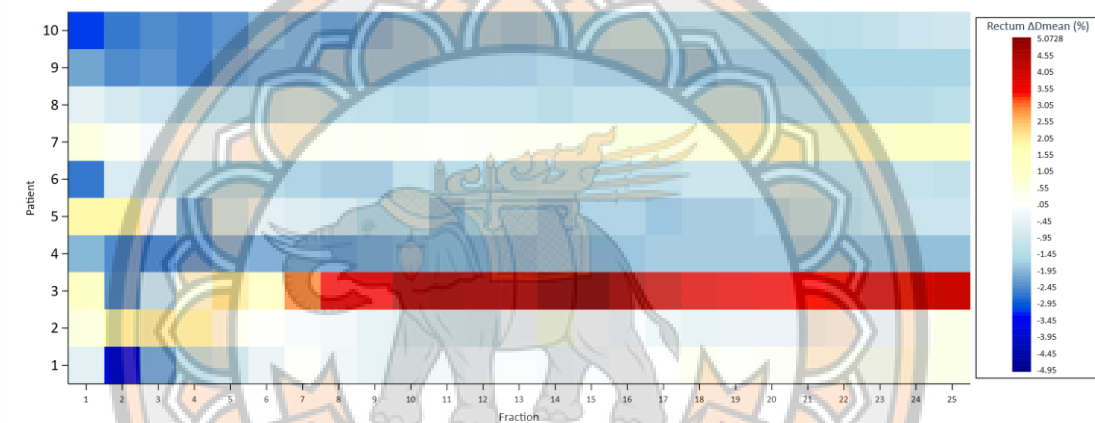
ภาพ ก.5 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ Bladder D_{mean}



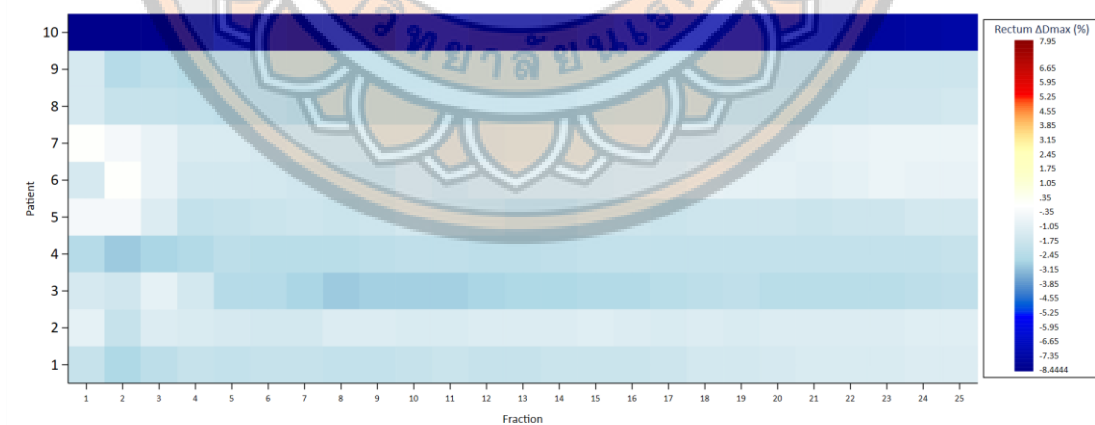
ภาพ ก.6 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ Bladder D_{max}



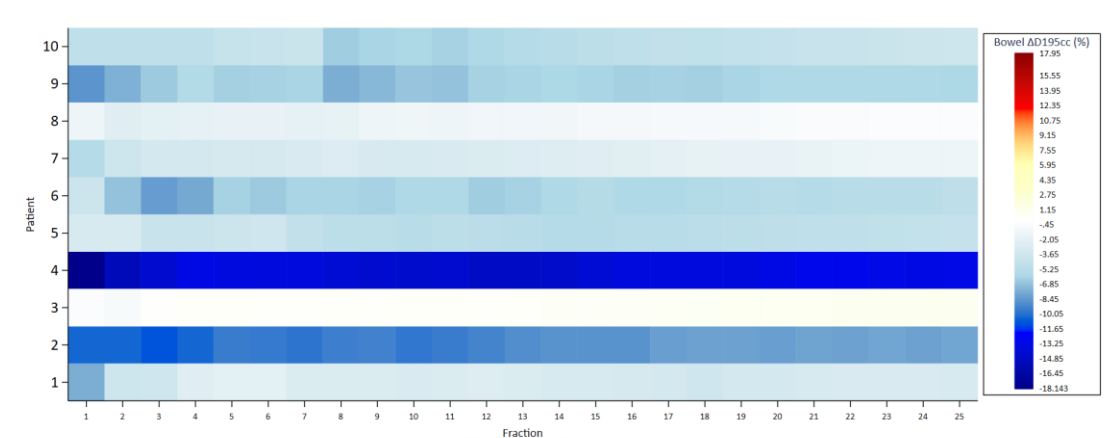
ภาพ ก.7 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ Rectum D₅₀



ภาพ ก.8 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ Rectum D_{mean}



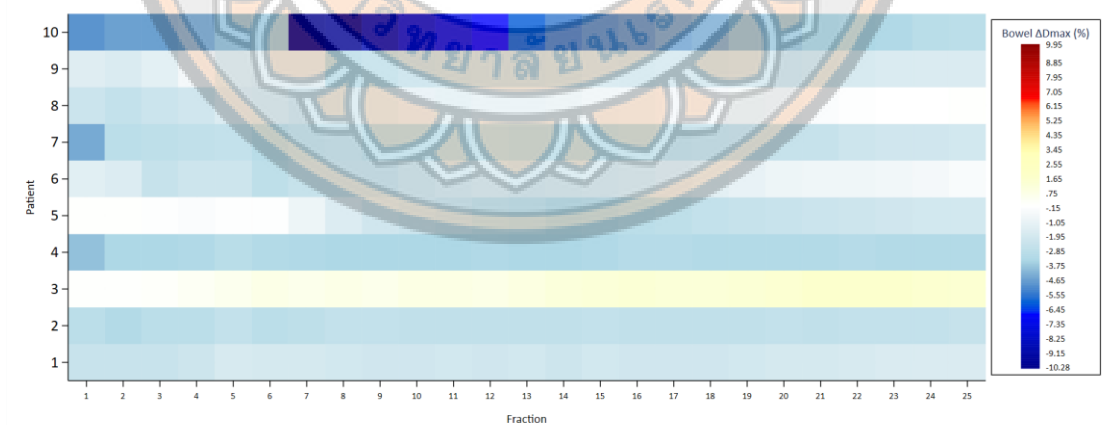
ภาพ ก.9 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ Rectum D_{max}



ภาพ ก.10 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{195cc}



ภาพ ก.11 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{mean}



ภาพ ก.12 กราฟแผนที่ความร้อนแสดงร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีสะสมของ Bowel D_{max}

ภาคผนวก ข

การบันทึกพารามิเตอร์ปริมาณรังสีและปริมาตรของ PTV และ OARs

Patient		Dose (Gy)												Volume (cc)			
Number	Fraction	PTV				Bladder		Rectum			Bowel			PTV	Bladder	Rectum	Bowel
		D ₅₀	D ₉₅	D _{mean}	D _{max}	D _{mean}	D _{max}	D ₅₀	D _{mean}	D _{max}	D _{195cc}	D _{mean}	D _{max}				
1	0																
	1																
	2																
	3																
	4																
	5																
	6																
	7																
	8																
	9																
	10																
	11																
	12																
	13																
	14																
	15																
	16																
	17																
	18																
	19																
	20																
	21																
	22																
	23																
	24																
	25																

ภาพ ข.1 ตัวอย่างแบบเก็บข้อมูลพารามิเตอร์ปริมาณรังสีและปริมาตรของ PTV และ OARs

ภาคผนวก ค
เอกสารรับรองเชิงจริยธรรม



บันทึกข้อความ

ส่วนราชการ สำนักงานจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก โทร. ๒๑๖๑๖..

ที่.พธ.๐๐๓๓.๑๒๔.๔/๑๘๘.....วันที่ ๐๕ พฤษภาคม ๒๕๖๘.....

เรื่อง แจ้งผลพิจารณาจริยธรรมการวิจัย HREC No. 051/2568.....

เรียน รศ.ดร.ศุภวิฑู สุขเพ็ชร์ ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

ตามที่ ท่านได้ส่งโครงการวิจัย เรื่อง “การประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลง ปริมาตรรอยโรคและกระเพาะปัสสาวะต่อความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีตามแผนการรักษา และปริมาณรังสีที่ได้รับจริงในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก (Assessment of the Impact of Tumor and Bladder Volume Changes on the Differences Between Planned and Delivered Radiation Dose in Cervical Cancer Patients.)” รหัสโครงการ ๐๓๔/๖๘ เพื่อขอรับการพิจารณาจริยธรรม การวิจัยในมนุษย์ นั้น

ในการนี้ คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ ได้พิจารณาและได้มีมติ รับรอง แบบเร่งรัด ตั้งแต่วันที่ ๒๕ เมษายน ๒๕๖๘ ถึงวันที่ ๒๕ เมษายน ๒๕๖๘ ทั้งนี้ ขอให้ท่านพิจารณา ดำเนินการดังนี้

๑. ในระหว่างที่ท่านดำเนินโครงการ หากมีการเปลี่ยนแปลงโครงการวิจัยภายหลัง การรับรอง ขอให้รายงานการปรับแก้ไขโครงการวิจัยภายหลังการรับรอง มาที่คณะกรรมการจริยธรรม การวิจัยในมนุษย์ (AF 08-17)

๒. หากท่านดำเนินโครงการเสร็จสิ้น ขอให้รายงานสรุปผลการวิจัย มาที่คณะกรรมการ จริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ (AF 01-15)

๓. หากท่านดำเนินโครงการยังไม่เสร็จสิ้น และประสงค์ที่จะดำเนินการต่อ ขอให้รายงาน ความก้าวหน้าและขอต่ออายุโครงการวิจัย มาที่คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ (AF 01-14) ภายใน ๓๐ วัน ก่อนเอกสารรับรองหมดอายุ

จึงเรียนมาเพื่อทราบ และพิจารณาดำเนินการ

(นายแพทย์ทรงเกียรติ อุดมพรวัฒนะ)

ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก

ภาพ ค.1 เอกสารรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก

COA No. 369/2025
IRB No. P1-0127/2568

AF 11/6.0



คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
99 หมู่ 9 ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมืองพิษณุโลก จังหวัดพิษณุโลก 65000 หมายเลขโทรศัพท์ 05596 8640

หนังสือรับรองการพิจารณาแบบเร่งรัดด้านจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

ดำเนินการให้การรับรองโครงการวิจัยตามแนวทางหลักจริยธรรมการวิจัยในคนที่เป็นมาตรฐานสากล ได้แก่ Declaration of Helsinki, The Belmont Report, CIOMS Guideline และ International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice หรือ ICH-GCP

ชื่อโครงการ	: การประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงปริมาณการบริโภคและภาวะโภชนาการต่อความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีตามแผนการรักษาและปริมาณรังสีที่ได้รับจริงในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก
ผู้วิจัยหลัก	: รศ.ดร.ศุภาวิทุ สุขเทือง
สังกัดหน่วยงาน	: คณะสหเวชศาสตร์
ผู้ร่วมวิจัย	: นายนนทพัฒน์ อภัยสุนทร, ดร.บริพัตน์ กัดมัน
สังกัดหน่วยงาน	: คณะสหเวชศาสตร์
วิธีบทวน	: แบบเร่งรัด
รายงานความก้าวหน้า	: ส่งรายงานความก้าวหน้าอย่างน้อย 1 ครั้ง/ปี
เอกสารรับรอง	

1. IF 01 Research Ethical Application (Non-Intervention Study) เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 25 สิงหาคม 2568
2. IF 02 Conflict of Interest and Funding Form เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 29 มิถุนายน 2568
3. IF 05 ประวัติผู้วิจัย เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 25 สิงหาคม 2568
4. IF 06 Budget เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 29 มิถุนายน 2568
5. แบบเก็บข้อมูล เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 25 สิงหาคม 2568
6. Full protocol เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 25 สิงหาคม 2568

ลงนาม: 
(นายแพทย์สมบุรณ์ คันสหัสสสุริกุล)
ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

วันที่รับรอง : 10 กันยายน 2568

วันหมดอายุ : 10 กันยายน 2569

ทั้งนี้ การรับรองนี้มีเงื่อนไขดังที่ระบุไว้ด้านหลังทุกข้อ (ดูด้านหลังของเอกสารรับรองโครงการวิจัย)

ภาพ ค.2 เอกสารรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์