

การเปรียบเทียบผลรวมปริมาณรังสีที่อวัยวะปกติได้รับด้วยเทคนิค
การฉายรังสีแบบปรับความเข้มและเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม
หมุนรอบตัวผู้ป่วยสำหรับโรคมะเร็งต่อมลูกหมาก

The comparison of integral dose to normal structures between
IMRT and VMAT techniques for prostate cancer

สุทธามาศ โสดา¹, มุตติตา สีมา¹, นงลักษณ์ ศรีบัว¹, เภาวรินทร์ ขยายวงศ์¹, พันทิวา อุนห์ศิริ²

¹สาขาวิชารังสีเทคนิค คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรามคำแหง

²สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ผู้พิมพ์ประสานงาน

พันทิวา อุนห์ศิริ

สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย 1873 ถนน พระราม 4 เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน
กรุงเทพมหานคร 10330

อีเมล: nim_1000d@hotmail.com

Suthamad Soda¹, Muttita Seema¹, Nongluk Seebua¹, Paowarin Khayaiwong¹, Puntiva Oonsiri²

¹Department of Radiology, Faculty of Science, Ramkhamhaeng university, Bangkok, Thailand

²Division of Radiation Oncology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, The Thai Red Cross Society, Bangkok, Thailand

Corresponding author

Puntiva Oonsiri

*Division of Radiation Oncology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, The Thai Red Cross Society, 1873 Rama 4 Road,
Patumwan, Bangkok, Thailand*

Email: nim_1000d@hotmail.com

Submitted: Jan 8, 2020

Revised: Feb 7, 2020

Accepted: Feb 28, 2020

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: ปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะ (Integral dose, ID) คือพลังงานรวมทั้งหมดที่ถูกดูดกลืนในปริมาตรของการฉายรังสี ปัจจัยที่มีผลต่อ ID ได้แก่ พลังงาน และจำนวนทิศทางการเข้าของลำรังสี เป็นต้น การฉายรังสีด้วยเทคนิคที่ซับซ้อน ได้มีการเพิ่มจำนวนทิศทางการเข้าของลำรังสีที่มากขึ้นกว่าการฉายรังสีแบบมาตรฐาน

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะได้รับจากการฉายรังสีมะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิค IMRT และเทคนิค VMAT สำหรับพลังงาน 6 MV และ 15 MV

วัสดุและวิธีการ: ทำการวางแผนการรักษาผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก ด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT พลังงาน 6 MV และ 15 MV จำนวน 6 ราย กำหนดปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งได้รับทั้งหมด 79.2 เกรย์ รวมทั้งหมด 44 ครั้ง จากนั้นคำนวณหาปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะได้รับจากปริมาณรังสีเฉลี่ย (เกรย์) ในปริมาตร คูณด้วยปริมาตรของอวัยวะที่สนใจ (ลิตร) ได้แก่ กระเพาะปัสสาวะ (bladder), ลำไส้ตรง (rectum) และปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะปกติ (normal tissue integral dose, NTID)

ผลการศึกษา: ค่าเฉลี่ย ID ของแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT สำหรับกระเพาะปัสสาวะ ลำไส้ใหญ่ พบว่าโดยรวมไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ส่วนเทคนิค VMAT ให้ค่า NTID สูงกว่า IMRT อย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากแผนการรักษาเทคนิค VMAT มีทิศทางทางเข้าของลำรังสีมากกว่า IMRT เมื่อเปรียบเทียบพลังงานที่ต่างกันพบว่า พลังงาน 15 MV ทำให้ NTID ต่ำกว่า 6 MV อย่างมีนัยสำคัญ รวมถึง MU ลดลงสำหรับเทคนิค VMAT พลังงาน 15 MV อย่างมีนัยสำคัญ

ข้อสรุป: เทคนิค VMAT พลังงาน 15 MV สามารถลด NTID ให้กับผู้ป่วยได้อย่างมีนัยสำคัญ ช่วยลดระยะเวลาในการฉายรังสีให้กับผู้ป่วยอีกทางหนึ่งแสดงจากค่า MU ที่ลดลง

คำสำคัญ: มะเร็งต่อมลูกหมาก, เทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้ม, เทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วย, ผลรวมปริมาณรังสีที่อวัยวะได้รับ

Abstract

Background: The integral dose is the volume integral of the dose deposited in the treated volume. The energy and number of beams entry are directly effecting to the ID, especially the advance technique in radiotherapy.

Objective: To compare the integral dose (ID) of organ at risk (OAR) between IMRT and VMAT techniques by using 6MV and 15MV photon energy for prostate cancer.

Materials and Methods: Six prostate cancer patients were re-planned with IMRT and VMAT by using 6 MV and 15 MV. The plans were by using 6MV and 15MV photon energy. The prescription dose was 79.2 Gy in 44 fractions. The ID (mean dose X tissue volume) received by bladder, rectum, and normal tissue (NTID) was evaluated.

Results: The ID of bladder and rectum was not significantly different for both IMRT and VMAT techniques. However, VMAT showed higher NTID than IMRT with significant due to more incident beams than IMRT. For different energy, 15 MV showed lesser NTID than 6 MV with significantly. The monitor units (MU) to deliver for a single fraction was significantly reduced in VMAT technique.

Conclusion: The advantage of VMAT over IMRT was reducing the NTID. For 15 MV, the treatment time also reduced, which represent by MUs calculation.

Keywords: Protate cancer, IMRT, VMAT, Integral dose

J Thai Assoc Radiat Oncol 2020; 26(1): R25-R35

บทนำ

การรักษาโรคมะเร็งต่อมลูกหมากโดยทั่วไปจะประกอบไปด้วยการผ่าตัด การรักษาด้วยฮอร์โมน ยาเคมีบำบัด และรักษาด้วยรังสี^[1] ปัจจุบันการฉายรังสีถือเป็นการรักษาหนึ่งที่มีบทบาทสำคัญในการรักษาโรคชนิดนี้^[2] การใช้รังสีจากแหล่งต้นกำเนิดรังสีจากภายนอกร่างกายได้เริ่มมีการพัฒนาใช้เทคนิคที่มีความซับซ้อนมากยิ่งขึ้น ได้แก่ เทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้ม (Intensity modulated radiation therapy, IMRT) คือ เทคนิคการฉายที่ให้ปริมาณรังสีความเข้มต่างกันในแต่ละลำรังสีตามความหนาบางของก้อนมะเร็ง^[3] อาศัยการคำนวณความเข้มรังสีโดยคอมพิวเตอร์เรียกว่าการวางแผนย้อนกลับ^[4] (Inverse planning หรือ computer optimization) อุปกรณ์สำคัญในการกำบังรังสีและกำหนดรูปร่างเพื่อปรับความเข้มของลำรังสีคือเครื่องกำบังลำรังสีแบบซี่ (Multileaf Collimator, MLC) มีลักษณะเป็นซี่ที่สามารถปรับรูปร่างของลำรังสีในรูปแบบต่างๆได้อย่างอิสระ ซึ่ง MLC จะถูกติดตั้งอยู่ภายในหัวเครื่องฉายรังสี^[5] การฉายรังสีรักษาด้วยเทคนิคนี้ใช้ระยะเวลาในการฉายที่ค่อนข้างนานกว่าเทคนิคมาตรฐานแบบ 3 มิติ โดยขึ้นอยู่กับความซับซ้อนในการปรับความเข้มของลำรังสีด้วย MLC ในแต่ละมุมของการฉายรังสี ทำให้ Monitor Unit (MU)/dose มากขึ้น^[6] ซึ่งส่งผลโดยตรงต่อระยะเวลาในการฉายรังสี ทำให้ผู้ป่วยมีโอกาสเคลื่อนไหวร่างกายขณะทำการฉายรังสี ต่อมาได้มีการพัฒนาใช้เทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้มหมุนรอบตัว (Volumetric modulated arc therapy, VMAT) โดยเทคนิคนี้นอกจากที่กำบังลำรังสีจะสามารถปรับความเข้มตลอดเวลาระหว่างหัวเครื่องฉายรังสีหมุนไปยังมุมต่างๆ ซึ่งต่างจากเทคนิค IMRT ที่ไม่มีรังสีออกมาระหว่างการหมุนหัวเครื่องแล้ว ยังมีการปรับอัตราปริมาณรังสีที่ออกมาต่อหน่วยเวลา (dose rate) และความเร็วในการหมุนของ (gantry speed) อีกทางหนึ่ง

เพื่อช่วยลดระยะเวลาในการฉายรังสี^[7] การฉายรังสีรักษาบริเวณต่อมลูกหมากด้วยเทคนิคที่ซับซ้อนจากการใช้เทคโนโลยีต่างๆ ของเครื่องฉายรังสีในช่วงทศวรรษที่ผ่านมา^[8] มีโอกาสที่จะทำให้เกิดมะเร็งชนิดทุติยภูมิได้ เช่น มะเร็งแพร่กระจายมาที่กระดูก (bone) ต่อมน้ำเหลือง (lymph node) ปอด (lung) ตับ (liver) และสมอง (brain)^[9] จึงจำเป็นต้องมีการประเมินความเสี่ยงในการเกิดมะเร็งชนิดดังกล่าวเพิ่มเติม โดยการคำนวณปริมาณรังสีรวมที่ร่างกายได้รับ (integral dose, ID) สามารถใช้ประเมินความเสี่ยงในการเกิดมะเร็งทุติยภูมิ ซึ่งเทคนิคการฉายรังสีและพลังงานของโฟตอนเป็นปัจจัยสำคัญที่ส่งผลต่อผลรวมปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะปกติได้รับ (normal tissue integral dose, NTID)^[10] ค่า ID คำนวณได้จากผลคูณของปริมาตรทั้งหมดของอวัยวะที่ได้รับรังสี (cm³) และปริมาณรังสีเฉลี่ย (Gy) ในปริมาตรนั้นๆ หรือคำนวณได้จากพื้นที่ใต้กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและปริมาตรของอวัยวะ (Dose-volume histograms, DVH)^[11] ซึ่งความเสี่ยงของการเกิดมะเร็งทุติยภูมิจะมีโอกาสเพิ่มมากขึ้นเมื่อมีค่า ID สูงขึ้น^[9, 12]

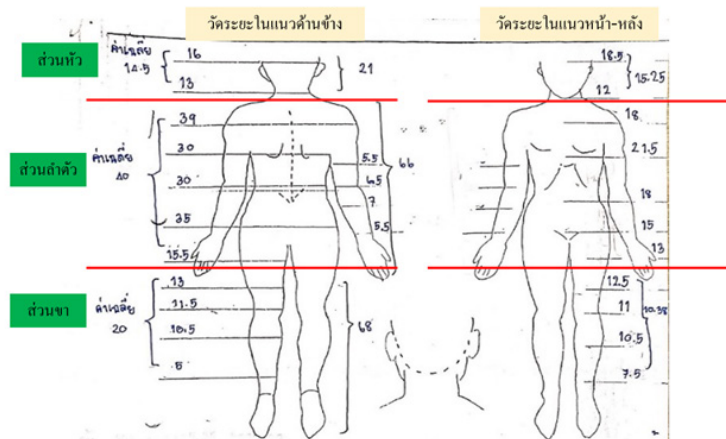
Aoyama และคณะ^[11] ได้ศึกษาการประเมินค่าปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะปกติได้รับจากการฉายรังสีรักษามะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิค three-dimensional conformal radiotherapy (3DCRT) เทียบกับเทคนิค IMRT พลังงาน 6MV และ 20MV โดยใช้เครื่อง Conventional linac และ Helical tomotherapy พบว่าเทคนิค IMRT 20MV ให้ค่า ID ในอวัยวะปกติลดลงอย่างมีนัยสำคัญ สำหรับ Tyagia และคณะ^[10] ได้เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะปกติได้รับของผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกด้วยเทคนิค IMRT พลังงาน 6MV และ 15MV ผลที่ได้คือที่พลังงาน 6MV ปริมาณรังสีมีความสม่ำเสมอ มีความเข้ารูปและครอบคลุมกับก้อนมะเร็งได้มากกว่าพลังงาน 15MV และในทางกลับกันค่า ID ของอวัยวะปกติ

ลดลงเมื่อพลังงานเพิ่มขึ้น Slosarek และคณะ^[13] ได้ทำการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะปกติได้รับของผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ที่พลังงาน 6MV และ 20MV พบว่าเทคนิค VMAT พลังงาน 20MV มีค่า ID ที่อวัยวะปกติลดลง จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมายังขาดการรายงานปริมาณรังสีรวมสำหรับการฉายรังสีมะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิค VMAT สำหรับพลังงาน 15MV อีกทั้งการศึกษาที่ผ่านมายังมีการกำหนดปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งต่อมลูกหมากเพียง 36 เกรย์ ซึ่งน้อยกว่าการรักษาทางคลินิกที่ใช้ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ คือ 79.2 เกรย์ ดังนั้น การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะปกติได้รับจากการฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิค IMRT และเทคนิค VMAT สำหรับพลังงาน 6MV และ 15MV

วัสดุและวิธีการ

การวิจัยครั้งนี้ได้ผ่านการพิจารณาจริยธรรมจากคณะกรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยกลุ่มผู้ป่วยสำหรับการศึกษานี้ ได้แก่

ผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากที่ต้องเข้ารับการฉายรังสี ณ สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย บริเวณเฉพาะต่อมลูกหมาก ไม่รวมต่อมน้ำเหลือง ในช่วงเดือนกรกฎาคม-กันยายน พ.ศ. 2562 รวมทั้งหมดจำนวน 6 ราย เก็บข้อมูลภาพผู้ป่วยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อซีเมนส์ (Siemens Somatom Definition AS Open 64 slices: Siemens, Erlangen, Germany) ที่ความหนาของสไลซ์เท่ากับ 3 มิลลิเมตร โดยทำการสแกนภาพผู้ป่วยตั้งแต่ sternal notch จนหมดอุ้งเชิงกราน เนื่องจากการเก็บภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อการวางแผนการรักษาไม่สามารถเก็บข้อมูลภาพผู้ป่วยได้ยาวหมดทั้งลำตัวในการสแกนเพียงครั้งเดียว เพื่อลดโอกาสการได้รับรังสีเพิ่มของกลุ่มผู้ป่วยที่ร่วมเข้าศึกษาการวิจัย การศึกษานี้จึงใช้วิธีการวัดปริมาตรร่างกายผู้ป่วยด้วยเวอร์เนียร์ คาลิเปอร์ และสายวัดตัว โดยแบ่งร่างกายออกเป็น 3 ส่วน หลัก ได้แก่ ส่วนหัว ส่วนลำตัว และส่วนขา บันทึกความหนา ความกว้าง และความสูงของผู้ป่วย (เซนติเมตร) แสดงดังภาพที่ 1 ซึ่งแต่ละส่วนจะหาค่าเฉลี่ยของความกว้าง ความหนา คุณด้วยความสูง รวมกันทั้งสามส่วน เพื่อหาปริมาตร



ภาพที่ 1 ตัวอย่างการบันทึกความหนา ความกว้าง และความสูงของผู้ป่วย (เซนติเมตร) เพื่อใช้คำนวณปริมาตรทั้งหมดของร่างกาย

ทั้งหมดของร่างกาย แพทย์ประจำบ้านวาดตำแหน่งของ
ก้อนมะเร็งต่อมลูกหมาก กระเพาะปัสสาวะ (bladder)
และลำไส้ตรง (rectum) และ penile bulb และตรวจ
เช็คความถูกต้องด้วยรังสีแพทย์ผู้มีความชำนาญก่อนที่จะ
ส่งให้นักฟิสิกส์การแพทย์ทำการวางแผนการรักษา
ซึ่งบริเวณ planning target volume (PTV) คือ บริเวณ
ต่อมลูกหมากรวม seminal vesicle ทั้งหมดสำหรับกลุ่ม
ผู้ป่วย high risk หรือรวมแค่ proximal seminal vesicle
สำหรับกลุ่มผู้ป่วย intermediate risk ตามลำดับ โดย
ผู้ป่วยแต่ละคนจะถูกทำการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิค
IMRT จำนวน 9 ทิศทาง รอบตัวผู้ป่วยและ VMAT หมุน

รอบตัวผู้ป่วยสองรอบครึ่ง โดยไม่มีการ avoid sector
เช่นเดียวกับการวางแผนปกติในหน่วยงาน ด้วยพลังงาน
6MV และ 15MV จากเครื่องฉายรังสีไฮวาร์เรียน รุ่น 23
EX ซึ่งประกอบด้วยซีแกมมาลำรังสีจำนวน 120 ซี (Varian
Medical System. Inc., Palo Alto, CA) ใช้เครื่อง
วางแผนการฉายรังสีรักษา Eclipse version 15.6
(Varian Medical System. Inc., Palo Alto, CA)
โดยให้รังสีปริมาณ 180 เซนติเกรย์ต่อครั้ง ทั้งหมด 44 ครั้ง
รวมทั้งหมดเป็น 79.2 เกรย์ กำหนดเกณฑ์การยอมรับของ
แผนการรักษาของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติเป็นไปตาม
ที่ใช้ปกติในคลินิก แสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงเกณฑ์การยอมรับของแผนการรักษาด้วยรังสีของมะเร็งต่อมลูกหมากและเนื้อเยื่อปกติสำหรับเทคนิค
IMRT และเทคนิค VMAT

Structure	Criterion
Planning target volume	D95% = 79.2 Gy D1% < 107% (84 Gy) D99% ≥ 93% (73.65 Gy)
Bladder	V70Gy < 15% V55Gy < 50% V40Gy < 70%
Rectum	V65Gy < 15% V50Gy < 50% V40Gy < 70%
Penile bulb	Mean dose < 52.5 Gy

คำย่อ Vxx Gy : ปริมาตรของอวัยวะที่ได้รับปริมาณรังสี xx เกรย์
Dxx% : ปริมาณรังสีที่อวัยวะ xx% ได้รับ

ทำการประเมินแผนการรักษาจากการกระจายของปริมาณรังสี (Dose distribution) โดยประเมินจากดัชนีความเข้ารูป (Conformity index) เพื่อดูการกระจายของปริมาณรังสีให้มีความเข้ารูปกับก้อนมะเร็งและประเมินแผนการรักษาเป็นไปตามเกณฑ์ที่ยอมรับจากกราฟ Dose volume histogram (DVH) ตัวอย่างแสดงการกระจายของเส้นปริมาณรังสีของแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT, VMAT และกราฟแสดง DVH แสดงดังภาพที่ 2

ปริมาณรังสีรวมอวัยวะที่ประเมินในการศึกษานี้ ได้แก่ กระเพาะปัสสาวะ ลำไส้ตรง penile bulb และปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะปกติได้รับ (Normal tissue

integral dose, NTID) โดยปริมาตรของ NTID ในการศึกษานี้หาได้จากปริมาตรร่างกายทั้งหมดลบด้วยปริมาตรของก้อน PTV เช่นเดียวกับการศึกษาของ Ost และคณะ^[14]

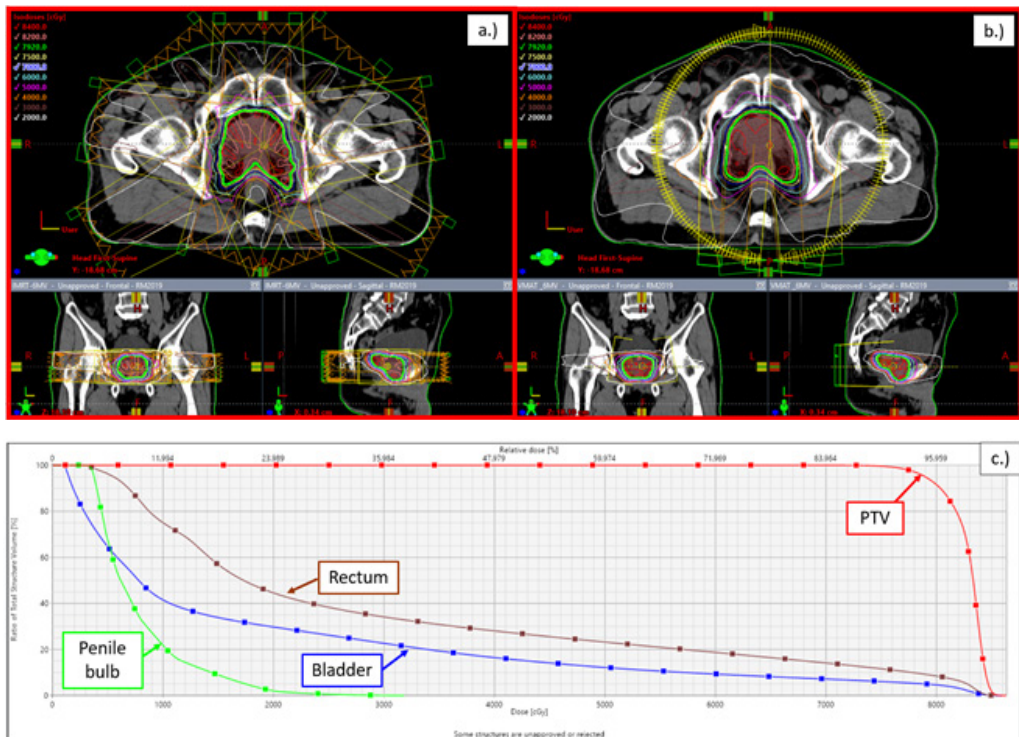
จากนั้นประเมินผลรวมปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะได้รับจากแผนการรักษา จากการคำนวณค่า Integral dose, ID จากสมการที่ 1

$$ID [Gy \cdot \text{liter}] = \bar{D} [Gy] \cdot V [\text{liter}]$$

เมื่อ ID [Gy·liter] คือ ปริมาณรังสีรวมที่อวัยวะได้รับ [เกรย์ · ลิตร]

$\bar{D}$ [Gy] คือ ปริมาณรังสีเฉลี่ยในอวัยวะนั้นๆ [เกรย์]

V [liter] คือ ปริมาตรอวัยวะ [ลิตร]



ภาพที่ 2 ตัวอย่างแสดงการกระจายของเส้นปริมาณรังสีของแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT (a), VMAT (b) และ DVH (c)

ทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยหาค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่อวัยวะนั้นได้รับด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT สำหรับพลังงาน 6MV และ 15MV โดยใช้สถิติแบบ

ที่ (two-tail student t-test) โดยมีระดับของค่า P value เท่ากับ 0.05 ที่ระดับความเชื่อมั่น 95%

ผลการศึกษาและบทวิจารณ์

ตารางที่ 2 เปรียบเทียบแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ของพลังงาน 6MV และ 15MV ของก้อนมะเร็งต่อมลูกหมากและอวัยวะปกติ

Structure	IMRT 6MV	IMRT 15MV	VMAT 6MV	VMAT 15MV	P-value			
					IM-6 vs VM-6	IM-15 Vs VM-15	IM-6 vs IM-15	VM-6 Vs VM-15
PTV D99% (Gy)	74.57 ± 2.88	75.12 ± 1.35	76.13 ± 0.65	76.18 ± 0.80	0.18	< 0.05*	0.45	0.75
PTV D95% (Gy)	79.37 ± 0.34	79.18 ± 0.17	79.18 ± 0.49	79.25 ± 0.46	0.38	0.72	0.32	0.67
PTV D1% (Gy)	85.13 ± 0.89	85.18 ± 1.07	85.97 ± 2.12	85.92 ± 1.93	0.18	0.18	0.84	0.81
Bladder V70Gy (%)	15.59 ± 12.42	15.65 ± 12.42	16.08 ± 13.12	16.23 ± 12.93	0.17	0.06	0.49	0.26
Bladder V55Gy (%)	20.30 ± 13.73	20.63 ± 13.57	21.48 ± 15.01	21.80 ± 14.66	0.08	0.07	0.05	0.16
Bladder V40Gy (%)	26.68 ± 14.83	27.08 ± 14.61	28.13 ± 16.35	28.52 ± 16.04	0.11	0.09	0.17	0.13
Rectum V65Gy (%)	24.60 ± 13.03	24.58 ± 13.11	25.75 ± 14.08	26.20 ± 14.28	0.41	0.18	0.96	< 0.05*
Rectum V50Gy (%)	35.52 ± 13.57	35.38 ± 13.40	37.00 ± 14.59	37.72 ± 14.64	0.41	0.20	0.73	< 0.05*
Rectum V40Gy (%)	44.63 ± 14.16	44.22 ± 13.78	45.98 ± 15.26	46.43 ± 14.88	0.32	0.20	0.54	0.41
Penile bulb mean dose (Gy)	22.22 ± 43.75	23.66 ± 43.41	23.62 ± 43.41	23.74 ± 43.39	0.13	0.17	< 0.05*	0.12

* Significant relative difference tested by two-tail student t-test (P-value<0.05).

Abbreviations: PTV; planning target volume, IMRT; intensity modulated radiotherapy, VMAT; volumetric arc therapy, IM-6; IMRT 6 MV, IM-15; IMRT 15 MV, VM-6; VMAT 6 MV, VM-15; VMAT 15 MV.

จาก**ตารางที่ 2** เปรียบเทียบแผนการรักษา มะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ของพลังงาน 6 MV และ 15 MV โดยรวมแล้วผ่านตามเกณฑ์ กำหนดดัง**ตารางที่ 1** ทั้งหมด ยกเว้น Rectum V65Gy เกินเกณฑ์ยอมรับได้ที่ 15% เนื่องจากมีบางส่วนของลำไส้ ตรงที่เกินเข้าไปใน PTV จึงทำให้ได้รับปริมาณรังสีสูงไปด้วย

และจากการเปรียบเทียบแผนการรักษาด้วยเทคนิคที่แตกต่างกันหรือพลังงานที่ต่างกัน ไม่พบความแตกต่างของปริมาณรังสีใน PTV และอวัยวะปกติอื่นๆอย่างมีนัยสำคัญ ยกเว้นพลังงาน 15 MV เทคนิค VMAT แสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีใน PTV ที่ D99%สูงกว่าเทคนิค IMRT อย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากในการวางแผนการรักษาด้วย

เทคนิค VMAT ได้กำหนดให้ลำรังสีหมุนเข้ารอบตัวผู้ป่วย ทุกๆ 2 องศา รวมทั้งหมด 2.5 รอบ ซึ่งมีทิศทางเข้ามากกว่าเทคนิค IMRT ที่กำหนดให้ลำรังสีเข้ารอบตัวผู้ป่วย

แค่ 9 ทิศทาง (ทุก ๆ 40 องศา) ซึ่งอาจส่งผลให้ปริมาณรังสีใน PTV สำหรับเทคนิค VMAT จึงสูงกว่า IMRT และเมื่อเปรียบเทียบ ID ในอวัยวะต่างๆ สามารถแสดงได้ดัง **ตารางที่ 3**

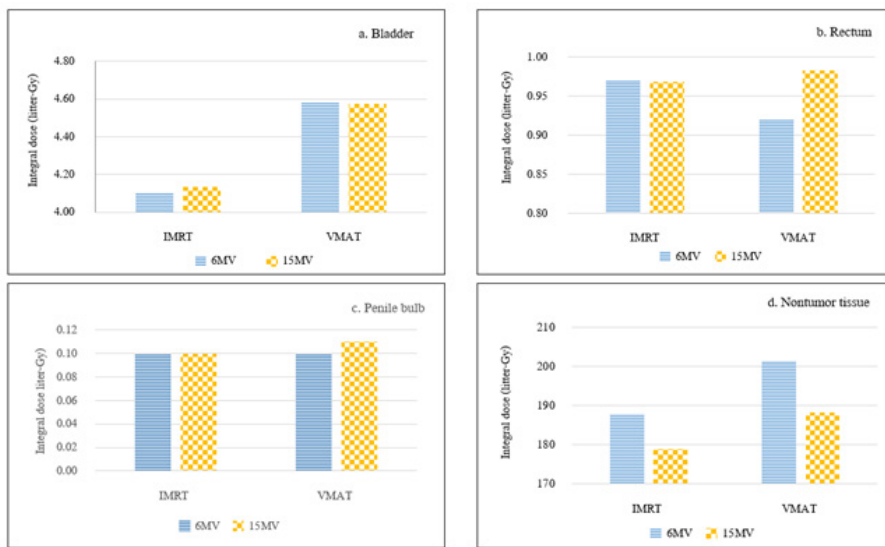
ตารางที่ 2 เปรียบเทียบแผนการรักษาด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ของพลังงาน 6MV และ 15MV ของก้อนมะเร็งต่อมลูกหมากและอวัยวะปกติ

Organ	IMRT 6MV (liter-gray)	IMRT 15MV (liter -gray)	VMAT 6MV (liter -gray)	VMAT 15 MV (liter -gray)	P-value			
					IM-6 vs. VM-6	IM-15 vs. VM-15	IM-6 vs. IM-15	VM-6 vs. VM-15
PTV	13.28 ± 6.26	13.25 ± 6.24	13.48 ± 5.94	13.48 ± 6.48	0.11	0.07	0.32	0.82
Bladder	4.10 ± 0.78	4.13 ± 0.78	4.58 ± 0.78	4.57 ± 0.83	< 0.05*	< 0.05*	0.23	0.82
Rectum	0.97 ± 0.29	0.97 ± 0.29	0.92 ± 0.24	0.98 ± 0.23	0.72	0.81	0.72	0.61
Penile bulb	0.10 ± 0.12	0.10 ± 0.12	0.10 ± 0.12	0.11 ± 0.12	0.13	0.12	0.05	0.12
NTID	187.93 ± 67.55	179.03 ± 63.30	201.38 ± 66.95	188.19 ± 61.96	< 0.05*	< 0.05*	< 0.05*	< 0.05*
Treatment time (MU)	1300.33± 60.69	1159.17± 131.53	650.50± 101.28	542.00± 68.02	< 0.05*	< 0.05*	< 0.05*	< 0.05*

คำย่อ: NTID Normal Tissue integral dose

จาก**ตารางที่ 3** เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ย ID ที่ PTV ของผู้ป่วยทั้ง 6 ราย ด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ที่พลังงานเดียวกันพบว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเปรียบเทียบแผนการรักษาเทคนิคเดียวกันที่พลังงานต่างกันคือ 6 MV และ 15 MV ยังคงแสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ย ID ที่ PTV ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งให้ผลการศึกษาที่สอดคล้องกับงานวิจัยอื่นๆ^[14,15,16,17] เนื่องจากเทคนิค IMRT และ VMAT เป็นการวางแผนการรักษาแบบย้อนกลับ ซึ่งผู้ใช้เป็นผู้กำหนดเกณฑ์ยอมรับเพื่อให้คอมพิวเตอร์คำนวณการปรับความเข้มจากการเคลื่อนที่ของซึ่งกำลังรังสี ดังนั้นการเปลี่ยนแปลงพลังงานอาจไม่ส่งผลต่อปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งได้รับ อีกทั้งลักษณะรูปร่างของก้อนมะเร็งต่อมลูกหมากไม่ได้มีความซับซ้อนมาก เนื่องจากการศึกษาครั้งนี้ไม่รวมกรณีที่ผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณต่อมน้ำเหลืองอาจส่งผลให้การเคลื่อนที่ของซึ่งกำลังรังสีไม่ได้มีความซับซ้อน

ค่าเฉลี่ย ID สำหรับกระเพาะปัสสาวะ ลำไส้ตรง และ penile bulb โดยรวมไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญระหว่างเทคนิค IMRT และ VMAT ที่พลังงานเดียวกัน เช่นเดียวกับเทคนิคเดียวกันแต่พลังงานต่างกัน ซึ่งให้ผลสอดคล้องกับการศึกษาของ Ost และคณะ^[14] นอกจากนี้ ID ของกระเพาะปัสสาวะที่แสดงให้เห็นว่าเทคนิค VMAT มีค่าสูงกว่า IMRT อย่างมีนัยสำคัญสำหรับทั้งสองพลังงาน อย่างไรก็ตามปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะได้รับยังคงอยู่ในเกณฑ์ยอมรับของแผนการรักษา ดัง**ตารางที่ 2** ผลรวมปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะได้รับตรง Penile bulb และ NTID ได้รับเฉลี่ย จากเทคนิค IMRT และ VMAT สำหรับพลังงาน 6 MV และ 15 MV แสดงดัง**ภาพที่ 3**



ภาพที่ 3 ผลรวมปริมาณรังสีที่ (a.) Bladder, (b.) Rectum, (c.) Penile bulb, (d.) Nontumor tissue ได้รับเฉลี่ยจากเทคนิค IMRT และ VMAT สำหรับพลังงาน 6 MV และ 15 MV

จากตารางที่ 3 แสดงให้เห็นว่า เทคนิคการวางแผนการรักษาด้วยพลังงานเดียวกัน พบว่าเทคนิค VMAT มีค่า NTID สูงกว่าเทคนิค IMRT อย่างมีนัยสำคัญ อาจเนื่องจากเทคนิค VMAT มีการปรับมุมของแกนทรีรอบตัวผู้ป่วยระหว่างที่มีการปรับการเคลื่อนที่ของ MLC ด้วย ส่งผลให้อวัยวะปกติได้รับปริมาณรังสีต่ำเกินบริเวณกว้างกว่าเทคนิค IMRT อย่างไรก็ดีการศึกษานี้ให้ผลที่ไม่สอดคล้องกับการศึกษาของ Slosareka และคณะ^[13] ที่แสดงให้เห็นว่าเทคนิค VMAT ให้ NTID ไม่แตกต่างจากเทคนิค IMRT อย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากการศึกษาของ Slosareka และคณะ^[13] ได้ทำการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ด้วยการหมุนแกนทรีเพียงหนึ่งรอบเท่านั้น ส่วนการศึกษาครั้งนี้ได้วางแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ด้วยการหมุนแกนทรีทั้งหมด 2.5 รอบ เป็นไปตามการใช้งานปกติทางคลินิกของหน่วยงาน โดย Ost และคณะ^[14] ได้สนับสนุนให้เห็นว่าจำนวนทิสทางการเข้าของลำรังสีมากขึ้นทำให้บริเวณปริมาณรังสีต่ำ (low dose area) กว้างขึ้นด้วย

เมื่อพิจารณาเทคนิคการวางแผนการรักษาที่เหมือนกันพบว่า การวางแผนการรักษาด้วยพลังงาน 15 MV ให้ค่า NTID ต่ำกว่า 6 MV อย่างมีนัยสำคัญ รวมถึงระยะเวลาในการฉายรังสีซึ่งแสดงจากค่า MU จะต่ำกว่า 6 MV อย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Kry และคณะ^[18] ซึ่งได้แสดงให้เห็นว่าในการฉายรังสีมะเร็งต่อมลูกหมากด้วยพลังงานสูง 15 MV ทั้งเทคนิค IMRT และ VMAT ส่งผลให้ NTID และ MU ลดลงอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับพลังงาน 6 MV แต่อาจจะก่อให้เกิด neutron dose ซึ่งส่งผลต่อโอกาสในการเกิดมะเร็งทุติยภูมิเพิ่มขึ้นด้วย แต่การศึกษาของ Ruben และคณะ^[19] พบว่าการฉายรังสีด้วยเทคนิค VMAT พลังงานสูงมีผลก่อให้เกิดมะเร็งทุติยภูมิลดลง เนื่องจากถูกชดเชยด้วยการให้ระยะเวลาการฉายรังสีที่ลดลงและเส้นกระจายปริมาณรังสีมีความเข้ารูปกับก้อนมะเร็งมากขึ้น^[20]

การศึกษานี้ไม่ได้คำนึงถึงผลรวมของปริมาณรังสีที่ได้จากกระบวนการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนฉายรังสี เช่น จาก Electronic portal imaging device

(EPID) หรือ Cone beam computed tomography (CBCT) ซึ่งมีค่าแตกต่างกันตามพารามิเตอร์ที่ใช้ในกระบวนการสร้างภาพ ถึงแม้จะมีรายงานสนับสนุนผลของปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพ CBCT แต่ยังคงไม่ครอบคลุมถึงปริมาณรังสีบริเวณภายนอก field of view^[21]

ข้อสรุป

การศึกษางานวิจัยในครั้งนี้ได้ทำการเปรียบเทียบผลรวมปริมาณรังสีที่อวัยวะปกติได้รับด้วยเทคนิค IMRT และเทคนิค VMAT ที่พลังงาน 6MV และ 15MV สำหรับโรคมะเร็งต่อมลูกหมาก แสดงให้เห็นว่าโดยรวมแล้ว เทคนิค VMAT ทำให้เพิ่ม NTID ให้กับผู้ป่วยได้อย่าง

มีนัยสำคัญและพลังงาน 15 MV ส่งผลให้ NTID ลดลง รวมทั้งช่วยลดระยะเวลาในการฉายรังสีให้กับผู้ป่วยอีกทางหนึ่งแสดงได้จากค่า MU ที่ลดลง

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้เสร็จสมบูรณ์ได้ด้วยความรู้และการสนับสนุนอย่างดียิ่งจากอาจารย์และเจ้าหน้าที่ทุกท่านในสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย และคณาจารย์จากสาขาวิชารังสีเทคนิค มหาวิทยาลัยรามคำแหง ที่ให้ความช่วยเหลือและสนับสนุนในการดำเนินการวิจัยให้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

1. มะเร็งต่อมลูกหมาก [cited Sep 14, 2019]. Available from: <https://medthai.com>.
2. การฉายรังสีสำหรับผู้ป่วยมะเร็ง [cited Sep 14, 2019]. Available from: <https://www.chulacancer.net/patient-knowledge-inner.php?gid=128>.
3. มะเร็งต่อมลูกหมากโรคร้ายของสุขภาพชาย [cited Oct 27, 2019]. Available from: https://med.mahidol.ac.th/cancer_center/sites/default/files/public/pdf/Booklet/Booklet-Prostate-Cancer.pdf.
4. Bumrungrad International Hospital [cited Sep 14, 2019]. Available from: <https://www.bumrungrad.com/th/conditions/prostate-cancer>.
5. หลักการรักษาด้วยรังสี [cited Sep 14, 2019]. Available from: <https://www.chulacancer.net/patient-list-page.php?id=420>.
6. Kry SF, Bednarz B, Howell RM, Dauer L, Followill D, Klein E, et al. AAPM TG 158:

measurement and calculation of doses outside the treated volume from external-beam radiation therapy. Med Phys. 2017;44:e391-e429.

7. การรักษา มะเร็งต่อมลูกหมากด้วยวิธีรังสีรักษา [cited Sep 14, 2019]. Available from: <https://www.bumrungrad.com/th/health-blog/April-2017/prostate-cancer-radiotherapy-treatment>.
8. ขวลิต เลิศบุษยานุกูล. การฉายรังสีแบบปรับความเข้มในมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ (IMRT of Head and Neck Cancer) [cited Oct 12, 2019]. Available from: <https://chulacancer.net/education-inner.php?id=392>.
9. Prostate cancer metastasis: Where does prostate cancer spread? [cited Dec 5, 2019]. Available from: <https://mayoclinic/34R8slh>.
10. Tyagia A, Supe SS, Sandeep, Singh MP. A dosimetric analysis of 6MV versus 15MV photon energy plans for intensity

- modulated radiation therapy (IMRT) of carcinoma of cervix. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2010;15: 125–31.
11. Aoyama H, Westerly DC, Mackie TR, Olivera GH, Bentzen SM, Patel RR, et al. Integral radiation dose to normal structures with conformal external beam radiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006;64:962-7.
 12. Nguyen F, Rubino C, Guerin S, Diallo I, Samand A, Hawkins M, et al. Risk of a second malignant neoplasm after cancer in childhood treated with radiotherapy: correlation with the integral dose restricted to the irradiated fields. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;70:908-15.
 13. Slosareka K, Osewskib W, Grzadziela A, Radwana M, Dollaa L, Szlaga M, et al. Integral dose: Comparison between four techniques for prostate radiotherapy. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2015;20: 99–103.
 14. Ost P, Speleers B, De Meerleer G, De Neve W, Fonteyne V, Villeirs G, et al. Volumetric arc therapy and intensity-modulated radiotherapy for primary prostate radiotherapy with simultaneous integrated boost to intraprostatic lesion with 6 and 18 MV: a planning comparison study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2011;79:920-6.
 15. Kumar L, Yadav G, Raman K, Bhushan M, Pal M. The dosimetric impact of different photon beam energy on RapidArc radiotherapy planning for cervix carcinoma. *J Med Phys.* 2015;40:207.
 16. Thangavelu S, Jayakumar S, Govindarajan K, Supe SS, Nagarajan V, Nagarajan M. Influence of photon energy on the quality of prostate intensity modulated radiation therapy plans based on analysis of physical indices. *J Med Phys.* 2011;36:29.
 17. Chung J-B, Kim J-S, Kim I-A, Lee J-W, Cho W, Suh T-S. The effect of photon energy on the intensity-modulated radiation therapy plan for prostate cancer: a planning study. *J Korean Phys Soc.* 2011;59:183-8.
 18. Kry SF, Salehpour M, Followill DS, Stovall M, Kuban DA, White RA, et al. Out-of-field photon and neutron dose equivalents from step-and-shoot intensity-modulated radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2005;62:1204-16.
 19. Ruben JD, Davis S, Evans C, Jones P, Gagliardi F, Haynes M, et al. The effect of intensity-modulated radiotherapy on radiation-induced second malignancies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;70: 1530-6.
 20. Kry SF, Salehpour M, Titt U, White RA, Stovall M, Followill D. Monte Carlo study shows no significant difference in second cancer risk between 6-and 18-MV intensity-modulated radiation therapy. *Radiother Oncol.* 2009;91:132-7.
 21. Kim S, Alaei P. Implementation of full/half bowtie filter models in a commercial treatment planning system for kilovoltage cone-beam CT dose estimations. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17:153-64.