

## นิพนธ์ต้นฉบับ

# การตรวจสอบปริมาณรังสีของอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกโดยใช้ อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

นิพนธ์ สายโย,<sup>1,3</sup> แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์,<sup>2,3</sup> ปวีณา ช่างพงษ์,<sup>4</sup> ธงชัย โคตรสุวรรณ,<sup>4</sup>  
ณัฐกิตติ์ นิลเศษกุลวัฒน์<sup>4</sup> และ คณิต พงษ์พิริยะเดช<sup>4</sup>

<sup>1</sup>โรงเรียนรังสีเทคนิค คณะเทคโนโลยีวิทยาศาสตร์สุขภาพ, <sup>2</sup>สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์ คณะแพทยศาสตร์และการสาธารณสุข วิทยาลัยวิทยาศาสตร์การแพทย์เจ้าฟ้าจุฬาภรณ, <sup>3</sup>งานรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬาภรณ ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ, <sup>4</sup>สาขาวิชารังสีเทคนิค คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรามคำแหง กรุงเทพมหานคร

**วัตถุประสงค์** งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบปริมาณรังสีในช่วงร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ลำรังสี (beam profile) จากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีแบบ enhanced dynamic wedge (EDW) ด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ electronic portal imaging device (EPID) ของรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์

**วิธีการ** การตรวจสอบทำโดยใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ วัดลำรังสีที่เกิดจากการปรับแต่งลำรังสีด้วย EDW เปรียบเทียบกับลำรังสีที่เกิดจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (treatment planning systems; TPS) ในพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตร และแบบอสมมาตร ที่มุมองศาของ Wedge ต่าง ๆ ได้แก่ 15 30 45 และ 60 องศา

**ผลการศึกษา** พื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรมีร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยของปริมาณรังสีในช่วงร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ลำรังสีไม่เกินร้อยละ 2 โดยมีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ 0.57-1.12 และพื้นที่ลำรังสีแบบอสมมาตรมีร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีไม่เกินร้อยละ 2 เช่นเดียวกัน โดยมีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ 0.3-0.52

**สรุป** จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์สามารถนำมาใช้ในการตรวจสอบปริมาณรังสีในช่วงร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ลำรังสี ที่เกิดจากการปรับแต่งลำรังสีด้วย EDW โดยมีความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 2 ในทุกขนาดลำรังสีและทุกองศาของ Wedge ตามที่ AAPM task group no. 142 ได้กำหนดไว้ [เชิงใหม่เวชสาร 2564;60\(2\):175-86. doi 10.12982/CMUMEDJ.2021.16](#)

**คำสำคัญ:** อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิก การตรวจสอบโปรไฟล์ของลำรังสี

## บทนำ

การรักษาผู้ป่วยมะเร็งด้วยรังสีเป็นวิธีหนึ่งในการรักษาโรคมะเร็งที่มีความนิยมแพร่หลายในปัจจุบัน เนื่องจากเป็นการรักษาที่มีลักษณะไม่รุกราน (invasive) ในผู้ป่วย ซึ่งจะใช้รังสีชนิดต่าง ๆ ได้แก่ โฟตอน อนุภาคอิเล็กตรอน หรืออนุภาคชนิดอื่น ๆ ในระดับพลังงานเมกะโวลต์ (megavoltage; MV)

**ติดต่อเกี่ยวกับบทความ:** คณิต พงษ์พิริยะเดช, วท.ม., สาขาวิชารังสีเทคนิค คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรามคำแหง กรุงเทพมหานคร 10240, ประเทศไทย  
อีเมล: [khanitcan@rumail.ru.ac.th](mailto:khanitcan@rumail.ru.ac.th)

**วันรับเรื่อง** 15 เมษายน 2563, **วันส่งแก้ไข** 16 กุมภาพันธ์ 2564, **วันยอมรับการตีพิมพ์** 11 มีนาคม 2564



เพื่อฉายไปยังก้อนมะเร็งให้กับผู้ป่วย ถึงแม้ว่าการฉายรังสีจะช่วยทำลายก้อนมะเร็งก็ตามแต่ยังสามารถส่งผลข้างเคียงต่อเนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบก้อนมะเร็งอีกด้วย ดังนั้นจึงต้องมีการจำกัดปริมาณรังสีที่เนื้อเยื่อปกติไม่ให้เกินขีดจำกัดที่จะส่งผลให้เกิดอาการแทรกซ้อนได้ ทั้งนี้เพื่อให้เป็นไปตามวัตถุประสงค์หลักของรังสีรักษาที่ต้องการให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีสูง ในขณะที่อวัยวะปกติข้างเคียงต้องได้รับปริมาณรังสีไม่เกินที่มาตรฐานกำหนด สำหรับการฉายรังสีให้กับก้อนมะเร็งในบางตำแหน่งปริมาณรังสีอาจไม่ครอบคลุมก้อนมะเร็งได้ทั้งหมด เช่น มะเร็งเต้านม มะเร็งทวารหนัก เป็นต้น ต้องอาศัยอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสี (beam modifier) บางชนิดร่วมกับการฉายรังสีเพื่อให้ปริมาณรังสีครอบคลุมก้อนมะเร็งมากขึ้น โดยอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิก (enhanced dynamic wedge; EDW) เป็นหนึ่งในอุปกรณ์ที่สามารถใช้ในการปรับแต่งลำรังสีได้ และมีความเหมาะสมกับการใช้ในบริเวณรอยโรคที่มีลักษณะโค้งเว้าทำให้สามารถเพิ่มปริมาณรังสีให้เกิดความสม่ำเสมอ (uniformity) และครอบคลุมก้อนมะเร็งที่ต้องการรักษามากยิ่งขึ้น สำหรับการทำงานของอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิก จะอาศัยการเคลื่อนที่ของตัวจอล์คอลลิเมเตอร์ (jaw collimators) ในการปรับลำรังสี เป็นวิธีที่มีความสะดวกในการใช้งาน ไม่เกิดปรากฏการณ์บีมฮาร์ดเทนนิ่ง (beam hardening) และมีมุม (องศา) ให้เลือกใช้ได้หลากหลาย (1) อย่างไรก็ตาม อุปกรณ์ปรับรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกนั้น ปริมาณรังสีที่ออกมามีโอกาสเกิดความคลาดเคลื่อนได้อันเนื่องมาจากการที่ตัวกำบังรังสีเคลื่อนที่ไม่ตรงกับตำแหน่งที่วางแผนการรักษาไว้ ทำให้ผู้ป่วยอาจได้รับปริมาณรังสีผิดพลาดไปจากแผนการรักษา ซึ่งจะส่งผลให้ได้รับปริมาณรังสีมากหรือน้อยกว่าที่

กำหนดไว้ อันจะส่งผลให้มะเร็งมีการเจริญเติบโตมากกว่าเดิม (tumor progress) หรือในอีกทางหนึ่งอาจส่งผลให้ผู้ป่วยมีอาการแทรกซ้อนเกิดขึ้นได้ ดังที่องค์กรมาตรฐานระหว่างประเทศได้กำหนดมาตรฐานไว้ว่าปริมาณรังสีที่ฉายให้ผู้ป่วยจะต้องมีความคลาดเคลื่อนไม่เกินร้อยละ 5 จากปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด (prescribed dose) (2) ดังนั้นในการฉายรังสีร่วมกับอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิก ควรมีการทำประกันคุณภาพในช่วงรายเดือน (monthly quality assurance) เพื่อตรวจสอบความคงที่ของค่าปริมาณรังสีที่ผ่านออกมาจากอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มในกรณีที่มีการใช้ร่วมกับการฉายรังสีเทียบกับกรณีที่ไม่ใช้ (wedge output factor) ตามคำแนะนำ American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 142 task group no.142 (3) ทั้งนี้ อุปกรณ์หรือหัววัดรังสีที่ใช้ในการตรวจสอบปริมาณรังสีทั่วไป เช่น หัววัดไอออนไนเซชันแชมเบอร์ (ionization chamber) หัววัดรังสีแบบอาร์เรย์ (detector array) และฟิล์ม (film) อุปกรณ์วัดรังสีเหล่านี้มีข้อจำกัดบางประการ เช่น การติดตั้งที่ต้องใช้เวลานาน ความละเอียดในการวัดปริมาณรังสี หรือกระบวนการในการประมวลผลที่ยุ่งยาก เป็นต้น (4) ปัจจุบันเครื่องฉายรังสีเร่งอนุภาค (Linear accelerator; LINAC) ซึ่งเป็นเครื่องฉายรังสีที่นิยมใช้ในปัจจุบัน มีการติดตั้งอุปกรณ์ ที่เรียกว่า อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (electronic portal imaging device; EPID) เพื่อใช้ในการสร้างภาพทางรังสีในการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี เพื่อให้สามารถจัดตำแหน่งของผู้ป่วยได้ถูกต้องก่อนการฉายรังสีจริงและป้องกันความผิดพลาดของการฉายรังสีที่ไม่ตรงกับตำแหน่งของก้อนมะเร็ง (5) นอกจากนี้ อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ มีข้อดี คือ ตัวรับภาพมีความละเอียดสูง และสามารถนำมาใช้

วัดปริมาณรังสีได้ อีกทั้งสามารถติดตั้งได้รวดเร็ว เมื่อต้องการใช้งาน (6-8)

ในปี ค.ศ. 2018 Syam (9) และคณะ ทำการเปรียบเทียบโปรไฟล์ของลำรังสี (beam profile) จากอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบฟิสิกัล (physical wedge) และแบบไดนามิก โดยใช้หัววัดรังสีแบบ ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ พบว่า โปรไฟล์ที่ได้จากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีทั้งสองแบบ มีค่าใกล้เคียงกัน อย่างไรก็ตามการใช้หัววัดชนิด ไอออนไนเซชันแชมเบอร์นั้น มีขั้นตอนในการติดตั้งหลายขั้นตอน หากมีอุปกรณ์ที่ใช้งานได้สะดวก รวดเร็วและมีความถูกต้อง จะสามารถช่วยในการประหยัดเวลาของการทำประกันคุณภาพได้ โดยในปี ค.ศ. 2010 Petrovic และคณะ (10) ได้ศึกษาการวัดปริมาณรังสีเมื่อใช้อุปกรณ์การปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกสำหรับรังสีโฟตอนพลังงาน 15 เมกะโวลต์ จากการคำนวณของระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (computerized treatment planning system; TPS) เปรียบเทียบกับการวัดรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ พบว่า ค่าที่ได้จากการวัดและการคำนวณในระบบวางแผนการรักษา มีความสอดคล้องกัน จากการศึกษาที่ผ่านมา ผู้วิจัยจึงต้องการศึกษาการนำอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มาใช้ตรวจสอบปริมาณรังสีในช่วงร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ลำรังสีเมื่อใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิก สำหรับรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์

## วิธีการ

### เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย

1. เครื่องฉายรังสี ยี่ห้อวาเรียน Varian รุ่น Trilogy (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA) และมีการติดตั้งอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

ทรอนิกส์ (EPID) รุ่น aSi-1000 ที่มีขนาดความกว้างเท่ากับ 40x30 ซม.<sup>2</sup> มีความละเอียดในการนับวัดเท่ากับ 1024x768 พิกเซล เครื่องฉายรังสีสามารถใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกได้ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ทำการปรับความเข้มของลำรังสี โดยเป็นการเคลื่อนที่ของตัวจอล์คอลลิเมเตอร์ด้าน Y ระหว่างการฉายรังสี (11)

2. ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาอีคลิป์ เวอร์ชัน 13.6 (ECLIPSE 13.6)

3. โปรแกรม Microsoft Excel เวอร์ชัน 2013

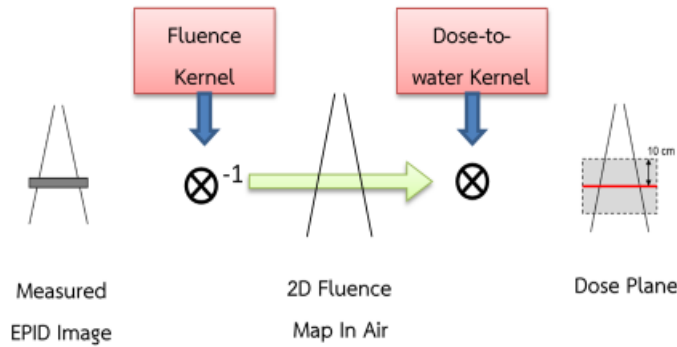
4. ระบบ R&V system (record and verify system) เป็นระบบบันทึกและทวนสอบข้อมูลการฉายรังสี

5. โปรแกรม VIPER สำหรับคำนวณภาพปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ให้เป็นปริมาณรังสีในน้ำ และใช้สำหรับเปรียบเทียบโปรไฟล์ของลำรังสี ที่ได้จากการวัดด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์และจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (12) โดยกระบวนการคำนวณปริมาณรังสีในน้ำของโปรแกรม VIPER มีขั้นตอนหลักสองขั้นตอน ได้แก่ ขั้นแรก ภาพที่ได้จากการวัดด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ถูกเปลี่ยนเป็น photon fluence ในอากาศด้วยการดีคอนโวลูชัน (deconvolution) กับ air kernel ขั้นที่สอง photon fluence จะถูกเปลี่ยนเป็นปริมาณรังสีในน้ำที่ความลึก 10 ซม. ด้วยการคอนโวลูชันกับ Water Kernel ดังแสดงในรูปที่ 1

### การสอบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (EPID calibration)

แบ่งออกเป็น ขั้นตอนต่าง ๆ (12) ได้แก่

1. การสอบเทียบดาร์คฟิลด์ (dark field uniformity) เป็นการแก้ค่าสัญญาณรบกวนจากส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์ของอุปกรณ์รับภาพในขณะ



รูปที่ 1. กระบวนการคำนวณปริมาณรังสีในน้ำของโปรแกรม VIPER (ที่มา: โรงพยาบาลจุฬารัตน์)

ที่ไม่มีการฉายรังสี โดยการสอบเทียบจะต้องทาง อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ให้อยู่ในตำแหน่งที่ ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีจนถึงตัวรับภาพ (source to imager distance; SID) เท่ากับ 100 ซม.

2. การสอบเทียบฟลัดฟิลด์ (flood field uniformity) เป็นการแก้ค่าความแตกต่างของความไว ในการตอบสนองต่อรังสีของฟิสิกเซล ในอุปกรณ์รับ ภาพอิเล็กทรอนิกส์ โดยขั้นตอนนี้ต้องทำการสอบ เทียบตามแต่ละค่าปริมาณรังสีต่อเวลา (dose rate) ที่ใช้งาน โดยวัดปริมาณรังสีที่ขนาดพื้นที่รังสีเท่ากับ 40x30 ตร.ซม. และกำหนดระยะจากแหล่งกำเนิด รังสีถึงอุปกรณ์รับภาพ เท่ากับ 100 ซม.

3. การสอบเทียบค่านับวัดปริมาณรังสี (imaging dose calibration) มี 2 ขั้นตอนย่อย ได้แก่

3.1 การปรับค่านับวัดของอุปกรณ์รับภาพ อิเล็กทรอนิกส์ (dose normalization) เป็นการ ปรับค่านับวัดปริมาณรังสีของอุปกรณ์รับภาพอิเล็ก- ทรอนิกส์ในหน่วยแคลลิเบชันยูนิต (calibration unit; CU) ให้สอดคล้องกับหน่วยที่ใช้ในทางคลินิก ที่เรียกว่า มอนิเตอร์ยูนิต (monitor unit; MU) ใน ขนาดพื้นที่รังสีเท่ากับ 10x10 ตร.ซม. โดยทั่วไป ทำการสอบเทียบปริมาณรังสีที่ใช้ในทางคลินิก 100 มอนิเตอร์ยูนิต ให้เป็น 100 แคลลิเบชันยูนิต

3.2 การแก้ค่าโปรไฟล์ของลำรังสี (beam profile correction) เพื่อแก้ค่าความคลาดเคลื่อน

การตอบสนองของรังสีโฟตอนหลังจากผ่านตัว กรองปรับเรียบ (flattening filter) ที่อยู่ภายใน ส่วนหัวของเครื่องเร่งอนุภาค ณ ตำแหน่งนอกจุด กึ่งกลาง (off-axis) โดยใช้โปรไฟล์ลำรังสีที่ได้จาก การวัดปริมาณรังสีในน้ำ (water profile) ที่ระยะ ความลึกที่ได้รับปริมาณรังสีสูงสุด (depth of dose maximum) ด้วยไอออนไนเซชันแชมเบอร์

2. การสร้างแผนการรักษาสำหรับการตรวจ สอบปริมาณรังสีของอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้ม แบบไดนามิก

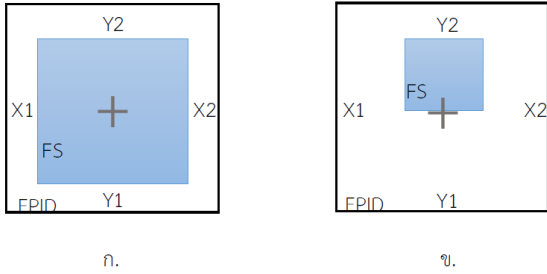
1) กำหนดขนาดลำรังสีที่ใช้ในการทดลอง 2 รูปแบบ (ดังแสดงในรูปที่ 2) ได้แก่

1.1) แบบสมมาตร (symmetric) ขนาด 10x10 และ 20x20 ตร.ซม.

1.2) แบบอสมมาตร (asymmetric) ขนาด 10x10 ตร.ซม. โดยกำหนดให้ Y1= 0 ซม. Y2 = 10 ซม. X1= 5 ซม. และ X2= 5 ซม.

2) กำหนดองศาของอุปกรณ์ปรับแต่งลำ รังสีรูปลิ้ม (wedge angle) ได้แก่ 15 30 45 และ 60 องศา ทั้งแนวเข้าและออก (IN-OUT) ซึ่งแนว เข้าเป็นการเคลื่อนที่ของจอร์จคอลลิเมเตอร์ ด้าน Y1 ไปหาด้าน Y2 และแนวเคลื่อนที่ออก เป็นการ เคลื่อนที่จอร์จคอลลิเมเตอร์ ด้าน Y2 ไปหาด้าน Y1

3) คำนวณการกระจายปริมาณรังสี (dose distribution) จากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสี



**รูปที่ 2.** ตัวอย่างขอบเขตลำรังสี (ก) แบบสมมาตร ขนาด 20x20 ตารางเซนติเมตร และ (ข) แบบอสมมาตร ขนาด 10x10 ตารางเซนติเมตร

รูปลิ้มแบบไดนามิก ในแผนทอมน้ำทรงสี่เหลี่ยมในระบบวางแผนการรักษา พลังงานโฟตอน 6 เมกะโวลต์ จำนวน 200 มอนิเตอร์ยูนิต ที่ระยะความลึกเท่ากับ 10 ซม.

4) ส่งแผนการรักษาเข้าระบบ R&V system (record and verify system) เพื่อให้เครื่องฉายสามารถเรียกข้อมูลจากระบบมาทำการฉายรังสีได้

**การเก็บข้อมูล**

ทำการวัดปริมาณรังสีตามแผนการรักษาที่กำหนดไว้ ทั้งแบบสมมาตร และอสมมาตร โดยใช้ อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ซึ่งเก็บข้อมูลทีระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ เท่ากับ 100 ซม.

**การวิเคราะห์ข้อมูล**

หลังจากทำการเก็บข้อมูลแล้วนำเข้าข้อมูลที่วัดจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ไปคำนวณเป็นปริมาณรังสีในน้ำที่ระดับความลึก 10 ซม. ด้วยโปรแกรม VIPER และอีกด้านหนึ่งทำการนำเข้าข้อมูลปริมาณรังสีในรูปแบบไดค้อมอาร์ที (dicom RT format) ที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษาอีกต่อไปยังโปรแกรม VIPER จากนั้นทำการเปรียบเทียบโปรไฟล์ของลำรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์

รับภาพอิเล็กทรอนิกส์กับที่คำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา โดยปรับเทียบ (normalize) เป็นร้อยละ 100 ที่จุดกึ่งกลาง (central axis) และนำข้อมูลที่ได้มาคำนวณหาร้อยละความแตกต่างของค่าอัตราส่วนปริมาณรังสีนอกจุดกึ่งกลาง (off-axis ratio) ในช่วงร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ลำรังสี เนื่องจากบริเวณดังกล่าวจะไม่มีมวลเคลื่อนที่เกิดจากบริเวณการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีอย่างรวดเร็ว (high dose gradient) เช่น บริเวณ penumbra เป็นต้น อีกทั้งยังเป็นไปตามข้อแนะนำของ AAPM task group no 142 (2) โดยคำนวณ ดังสมการที่ 1 ในด้วยโปรแกรม Microsoft Excel

$$\frac{1}{N} \cdot \sum_{L=1}^N \left| \frac{TP_L - BP_L}{BP_L} \right| \cdot 100 \leq \%Tolerance \quad (1)$$

N = จำนวนตำแหน่ง off-axis ที่ทำการวัด

L = Off-axis point

TPL = Off-axis ratio จากการวัด ซึ่งเท่ากับอัตราส่วนรังสีในตำแหน่ง off-axis ที่วัดต่อกึ่งกลางลำรังสี

BPL = Off-axis ratio จาก base line หรือจากการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ซึ่งเท่ากับอัตราส่วนรังสีในตำแหน่ง Off-axis ต่อกึ่งกลางลำรังสี โดยกำหนดให้ร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยต้องมีค่าไม่เกินร้อยละ 2 ตามที่ AAPM task group no 142 (2) กำหนด

**ผลการทดลอง**

จากตารางที่ 1 แสดงผลร้อยละความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มเทียบกับไม่ใช้ ในช่วงร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ลำรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสี

**ตารางที่ 1.** ร้อยละความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกเทียบกับไม้ใช้ (wedge output factor) ในช่วงร้อยละ 80 โพรไฟล์ลำรังสีระหว่างที่วัดจาก EPID และคำนวณจาก TPS ในพื้นที่ลำรังสีสมมาตร (Symmetric field size)

มุม EWD	Dose difference (%)			
	FS 20x20 (ตร.ซม.)		FS 10x10 (ตร.ซม.)	
	ทิศทาง IN	ทิศทาง OUT	ทิศทาง IN	ทิศทาง OUT
15°	0.57±0.48	0.57±0.45	0.96±0.29	0.96±0.27
30°	0.59±0.54	0.59±0.41	0.96±0.28	0.96±0.29
45°	0.72±0.63	0.72±0.33	0.90±0.27	0.96±0.25
60°	1.12±0.71	0.56±0.54	0.85±0.30	0.99±0.25

รูปลิ้มแบบไดนามิก ระหว่างที่ได้จากการคำนวณของระบบวางแผนการรักษาและที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ในลำรังสีแบบสมมาตร พบว่า ทุกขนาดลำรังสี และทุกองศาของอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้ม มีค่าความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 2 ซึ่งเป็นไปตามข้อแนะนำของ AAPM TG no. 142 โดยมีค่ามากที่สุดเท่ากับ  $1.12 \pm 0.71\%$  ที่ขนาดพื้นที่ลำรังสี 20x20 ตร.ซม. ที่มุม 60 องศา ในแนวเคลื่อนที่เข้า และมีค่าน้อยที่สุดเท่ากับ  $0.57 \pm 0.48\%$  และ  $0.57 \pm 0.45\%$  ของพื้นที่ลำรังสีขนาด 20x20 ตร.ซม. ที่มุม 15 องศา ในแนวการเคลื่อนที่เข้าและออกตามลำดับ สำหรับการเปรียบเทียบโพรไฟล์ของลำรังสีระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณของระบบวางแผนการรักษาและปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตร ดังแสดงในรูปที่ 3 และ 4

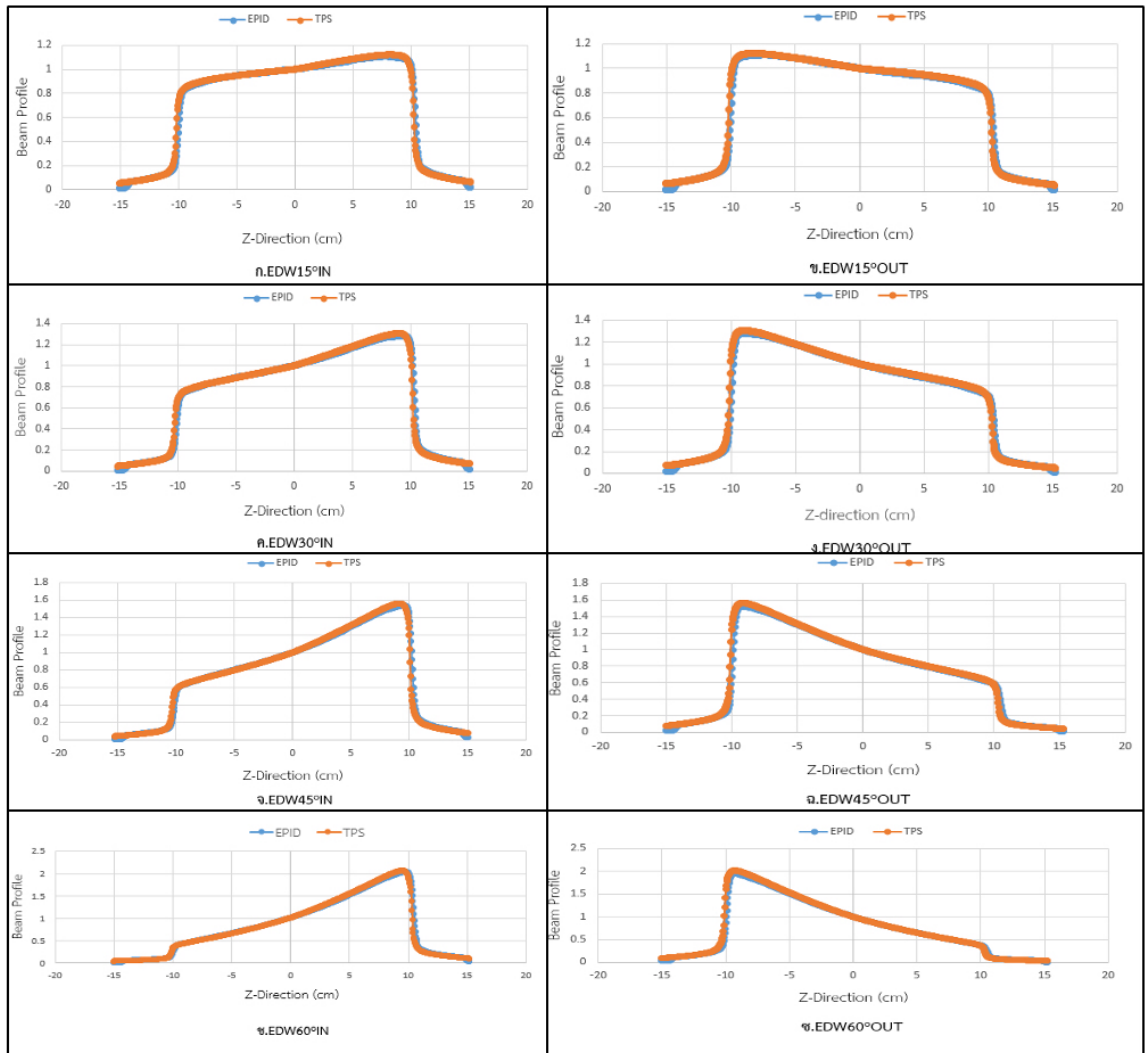
สำหรับค่าร้อยละความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกเทียบกับไม้ใช้ ในช่วงร้อยละ 80 โพรไฟล์ลำรังสีระหว่างค่าที่วัดได้จากการคำนวณของระบบวางแผนการรักษาและค่าที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ในพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตร

ที่แสดงผลดังตารางที่ 2 พบว่า ทุกองศาของอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิก มีค่าความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกเทียบกับไม้ใช้ ในช่วงร้อยละ 80 ของโพรไฟล์ลำรังสีไม่เกินร้อยละ 2 ซึ่งเป็นไปตามข้อแนะนำของ AAPM TG no. 142 โดยมีค่ามากที่สุดเท่ากับ  $0.52 \pm 0.33\%$  ที่มุม 60 องศา ในแนวการเคลื่อนที่ออก และค่าน้อยที่สุดเท่ากับ  $0.30 \pm 0.19\%$  ที่มุม 45 องศา ในแนวการเคลื่อนที่เข้า และเท่ากับ  $0.30 \pm 0.23\%$  มุม 60 องศา ในแนวการเคลื่อนที่เข้า ดังแสดงในรูปที่ 5

**ตารางที่ 2.** ร้อยละความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกเทียบกับไม้ใช้ (wedge output factor) ในช่วงร้อยละ 80 ของโพรไฟล์ลำรังสีระหว่างที่วัดจาก EPID และคำนวณจาก TPS ในพื้นที่ลำรังสีสมมาตร (asymmetric field size)

มุม EWD	ทิศทาง IN	ทิศทาง OUT
15°	0.43±0.30	0.42±0.29
30°	0.37±0.25	0.43±0.30
45°	0.30±0.19	0.46±0.33
60°	0.30±0.23	0.52±0.33



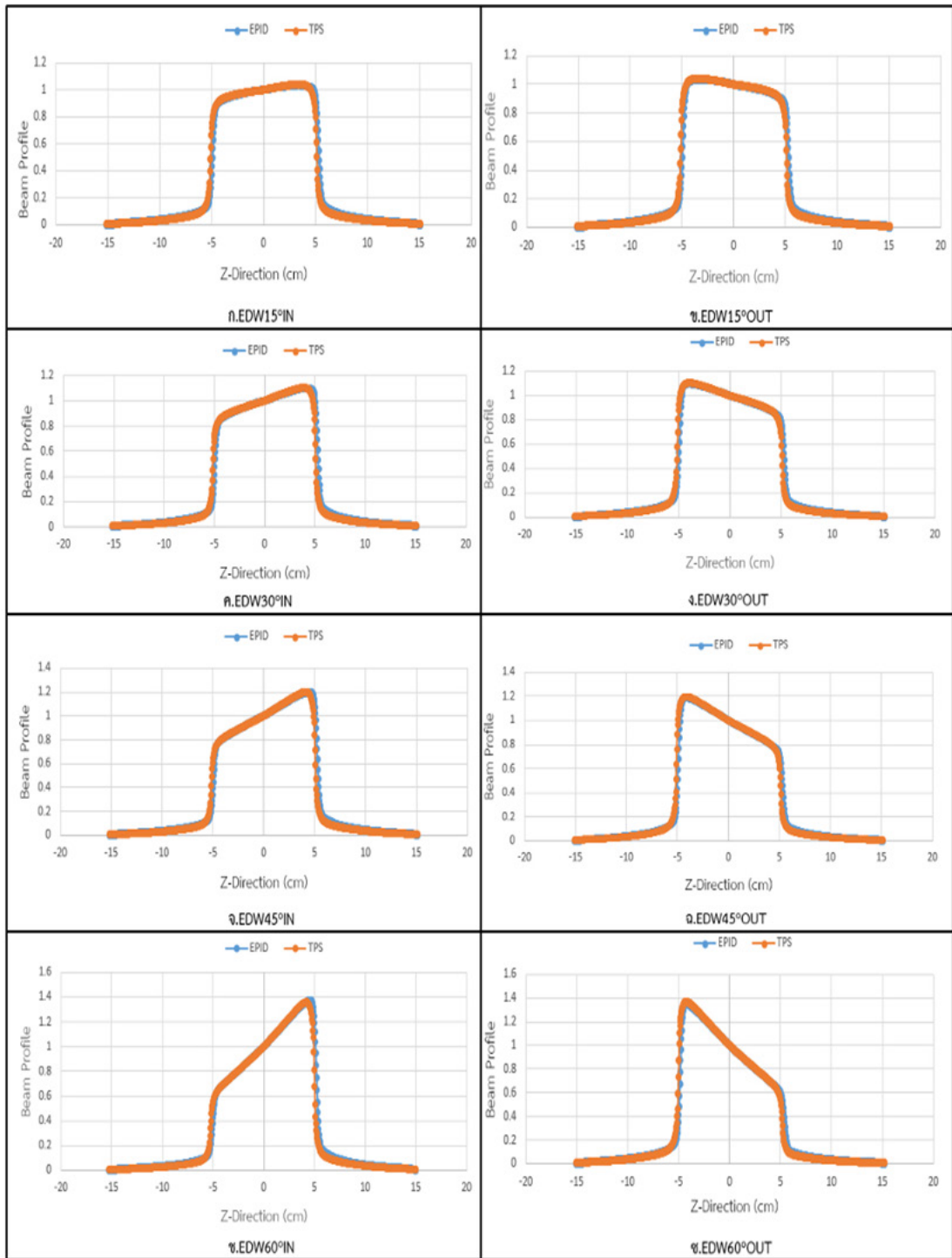


รูปที่ 3. การเปรียบเทียบโปรไฟล์ระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้จากโปรแกรมคำนวณการรักษาและปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ของพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรขนาด 20x20 ตร.ซม.

### อภิปรายผลการวิจัย

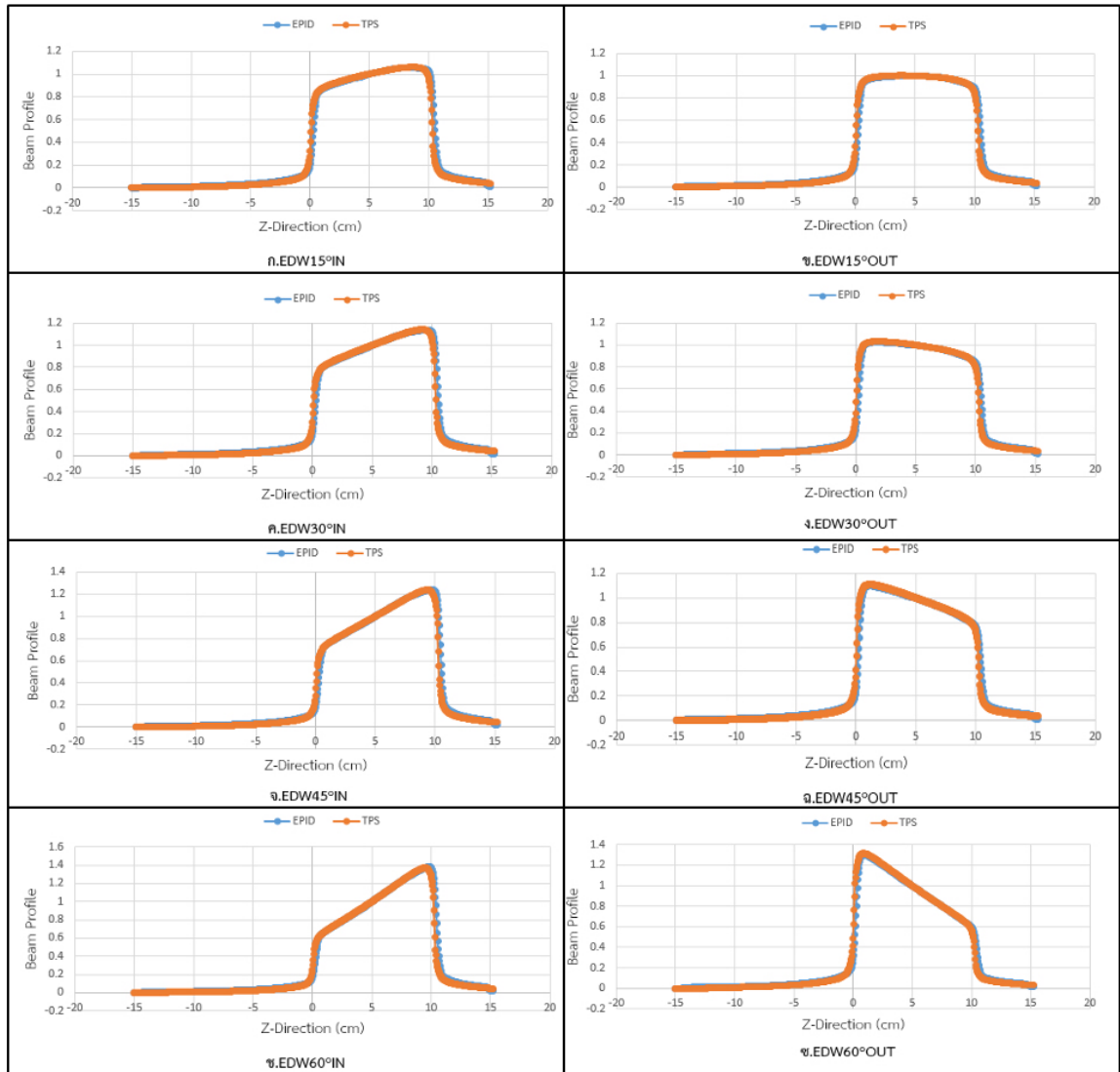
จากการตรวจสอบโปรไฟล์ของลำรังสีโฟตอนที่ใช้ร่วมกับอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกที่ระดับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ สาเหตุที่เลือกใช้พื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรในงานวิจัยนี้เนื่องจากพื้นที่ลำรังสีดังกล่าวมีโอกาสเกิดความคลาดเคลื่อนมากที่สุด (13) และจากผลการทดลองในงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์สามารถนำมาใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของ

ลำรังสีที่มีการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกได้ และมีความสะดวกในการใช้งานกว่าหัววัดรังสีชนิดอื่น ๆ เช่น หัววัดประเภทไอออนไนเซชันแชมเบอร์ หัววัดแบบอาร์เรย์ และฟิล์ม เนื่องจากอุปกรณ์ดังกล่าวจะต้องมีการติดตั้งหลายชั้นตอนและต้องมีการจัดกึ่งกลางของหัววัดกับกึ่งกลางลำรังสีก่อนการวัดทำให้ใช้เวลาในการติดตั้งนาน แต่การใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์สามารถติดตั้งได้รวดเร็วเนื่องจากติดอยู่กับเครื่อง



รูปที่ 4. การเปรียบเทียบโปรไฟล์ระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้จากโปรแกรมคำนวณการรักษาและปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ของพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรขนาด 10x10 ตร.ซม.





รูปที่ 5. การเปรียบเทียบโปรไฟล์ระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้จากโปรแกรมคำนวณการรักษาและปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ของพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรขนาด 10x10 ตร.ซม.

เร่งอนุภาคจึงเรียกใช้งานได้ทันที สำหรับการเปรียบเทียบโปรไฟล์ของลำรังสีแบบสัมพันธ์ (relative) ยังคงพบความคลาดเคลื่อนเกิดขึ้นทั้งนี้เป็ผลมาจากการตอบสนองของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ต่อระยะ off-axis ที่มีความแตกต่างจากน้ำ (14) ซึ่งวัสดุที่ใช้ทำอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์นั้นมีความหนาแน่นแตกต่างจากน้ำ อย่างไรก็ตามแม้ว่าในงานวิจัยนี้นำโปรแกรม VIPER เข้ามาใช้ใน

การคำนวณปริมาณรังสีที่วัดจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ให้เป็นปริมาณรังสีในน้ำแล้วก็ตามแต่ยังพบว่า สามารถเกิดความคลาดเคลื่อนได้อยู่ ทั้งนี้วิธีการตรวจสอบความถูกต้องของโปรไฟล์ลำรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปปลีแบบไดนามิกในงานวิจัยนี้สอดคล้องกับงานวิจัยที่ผ่านมา ที่แสดงให้เห็นว่า การใช้วิธีการเปรียบเทียบโปรไฟล์ของลำรังสีแบบสัมพันธ์จะสามารถตรวจ

สอบความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกได้ งานวิจัยของ Greer BP และคณะ (15) ที่ใช้วิธีเดียวกันซึ่งพบว่า มีค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกเทียบกับไม่ใช่ ในช่วงร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ลำรังสีที่ทำการเปรียบเทียบมีค่าน้อยกว่าร้อยละ 0.3 ที่ 1 SD เป็นต้น สำหรับพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรระหว่างพื้นที่ลำรังสีขนาด 20x20 ตร.ซม. กับพื้นที่ลำรังสีขนาด 10x10 ตร.ซม. เมื่อมีใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกที่มุม 15 30 และ 45 องศา ตามลำดับ ทั้งแนวการเคลื่อนที่เข้าและออก (IN-OUT) พบว่าในพื้นที่ลำรังสีขนาด 20x20 ตร.ซม. มีร้อยละความแตกต่างของโปรไฟล์ลำรังสีน้อยกว่าพื้นที่ลำรังสีที่มีขนาด 10x10 ตร.ซม. แต่เมื่อใช้มุม 60 องศา ซึ่งมีความชันมากกว่ามุมอื่น ที่พื้นที่ลำรังสีขนาด 20x20 ตร.ซม. ในแนวเคลื่อนที่เข้า มีค่าร้อยละความแตกต่างมากกว่าพื้นที่ลำรังสีขนาด 10x10 ตร.ซม. ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Shahnawaz และคณะ (16) นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบโปรไฟล์ของลำรังสีที่มีพื้นที่ลำรังสีขนาดเท่ากัน 10x10 ตร.ซม. ระหว่างพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรและอสมมาตร ที่มุม 15 30 45 และ 60 องศา ทั้งแนวการเคลื่อนที่เข้าและออก พบว่า พื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตร มีค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกเทียบกับไม่ใช่ ในช่วงร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ลำรังสีมากกว่าพื้นที่ลำรังสีแบบอสมมาตรทั้งหมด ซึ่งไม่สอดคล้องกับงานวิจัยของ Prado และคณะ (17) เนื่องจากในงานวิจัยนี้พบว่ามีการเกิดรังสีกระเจิงย้อนกลับ (back scatter) จาก แขนของอุปกรณ์รับ

ภาพอเล็กทรอนิกส์ (arm support) ทำให้ปริมาณรังสีที่วัดจากอุปกรณ์รับภาพอเล็กทรอนิกส์มีค่า

ร้อยละความแตกต่างมากกว่าเมื่อเทียบกับการคำนวณในระบบวางแผนการรักษา ทั้งนี้จากงานวิจัยของ Ko และคณะ (18) ได้อธิบายไว้ว่าถึงแม้โปรแกรม VIPER ที่ใช้ในการเปรียบเทียบโปรไฟล์ของลำรังสีจะทำการแก้ค่ารังสีกระเจิงที่เกิดขึ้นได้ แต่อย่างไรก็ตามยังคงมีรังสีกระเจิงบางส่วนที่หลงเหลืออยู่จึงอาจทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนในบริเวณดังกล่าวได้ อย่างไรก็ตามจากผลการทดลองในงานวิจัยนี้ แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์รับภาพอเล็กทรอนิกส์สามารถใช้ในการตรวจสอบโปรไฟล์ของลำรังสีจากการใช้อุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มได้ โดยใช้ร่วมกับโปรแกรม VIPER และหากกรณีที่ไม่มีโปรแกรม VIPER การคำนวณปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์รับภาพอเล็กทรอนิกส์เป็นปริมาณรังสีในน้ำจะต้องใช้โปรแกรมในการคำนวณอื่น ๆ ที่มีความสามารถในลักษณะเดียวกันแทน

## สรุปผล

การตรวจสอบค่าปริมาณรังสีที่ผ่านออกมาจากอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกในกรณีที่มีการใช้เทียบกับไม่ใช่ในบริเวณร้อยละ 80 ของโปรไฟล์ของลำรังสี สำหรับรังสีโพตอนที่ระดับพลังงาน 6 MV ของเครื่องฉายรังสี Varian รุ่น Trilogy แสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์รับภาพอเล็กทรอนิกส์สามารถนำมาใช้ในการตรวจสอบค่าปริมาณรังสีที่เกิดจากการปรับแต่งลำรังสีด้วยอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกได้ โดยพบว่าทุกองศาที่ใช้ในการทดลองทั้งแนวการเคลื่อนที่เข้าและออกในพื้นที่ลำรังสีแบบสมมาตรและอสมมาตร มีค่าร้อยละความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีที่ผ่านออกมาจากอุปกรณ์ปรับแต่งลำรังสีรูปลิ้มแบบไดนามิกในกรณีที่มีการใช้เทียบกับไม่ใช่ ในบริเวณร้อยละ 80 โปรไฟล์ลำรังสีมีค่าไม่เกินร้อยละ 2 ตามที่ AAPM task group no. 142 ได้กำหนดไว้

## กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณงานรังสีมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ ราชวิทยาลัยจุฬารัตน์ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการใช้สถานที่เครื่องมือและอุปกรณ์ในการเก็บข้อมูล และขอขอบคุณ อ.ดร.ทศพร เพ็ญรอด และ Prof. Dr. Peter Greer ที่ให้ความช่วยเหลือเรื่องโปรแกรม VIPER สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีในน้ำของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ และทั้งนี้การดำเนินการวิจัยในครั้งนี้ได้ผ่านการรับรองจริยธรรมการวิจัยจากมหาวิทยาลัยรามคำแหง ตามรหัสการรับรอง RU-HS-RESC/xm-0145/62 คณะผู้วิจัยจึงขอขอบคุณทุกท่านมา ณ โอกาสนี้

## เอกสารอ้างอิง

1. Akasaka H, Mukumoto N, Nakayama M, Wang T, Yada R, Shimizu Y, et al. A Comparison of Physical vs. Nonphysical Wedge Modalities in Radiotherapy. *Radiotherapy*. 2017;1:17:251.
2. Shalek RJ. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures. *Medical Physics*. 1977;4:461.
3. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys*. 2009;36:4197-212.
4. Nelms BE, Rasmussen KH, Tomé WA. Evaluation of a fast method of EPID-based dosimetry for intensity-modulated radiation therapy. *Appl Clin Med Phys*. 2010;11:3185
5. Van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiother Oncol*. 2008; 88:289-309.
6. Van Esch A, Depuydt T, Huyskens DP. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother Oncol*. 2004; 71:223-34.
7. McCurdy BM, Greer PB. Dosimetric properties of an amorphous-silicon EPID used in continuous acquisition mode for application to dynamic and arc IMRT. *Med Phys*. 2009;36:3028-39.
8. Kirby MC, Glendinning AG. Developments in electronic portal imaging systems. *Br J Radiol*. 2006;79 spec:S50-65.
9. Syam KS, Aparna P, Shelly JJ, Geetha S. Comparison of Beam Profiles and Wedge Factors for Physical and Enhanced Dynamic Wedge. *Int J Radiol Radiat Ther*. 2018;5:32-6.
10. Petrovic B, Grzadziel A, Rutonjski L, Slosarek K. Linear array measurements of enhanced dynamic wedge and treatment planning system (TPS) calculation for 15 MV photon beam and comparison with electronic portal imaging device (EPID) measurements. *Radiother Oncol*. 2010;44:199-206.
11. Mekuria Y, Bjorkqvist M, Kulmala J. Quality control and pretreatment quality assurance application of EPID (as1000) for FF and FFF beam VMAT plans. *MPI Journal*. 2015;3:120-5.
12. Tehovnik T. Three-dimensional dose verification for intensity modulated radiation therapy (IMRT) using an amorphous silicon electronic portal imaging device (EPID) [thesis]. Northfields Ave, Wollongong, NSW: University of Wollongong; 2011.
13. Das IJ, Cheng CW, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys*. 2008;35:4186-215.
14. Greer PB. Correction of pixel sensitivity variation and off-axis response for amorphous silicon EPID dosimetry. *Med Phys*. 2005;32:3558-68.
15. Greer PB, Barnes MP. Investigation of an amorphous silicon EPID for measurement and quality assurance of enhanced dynamic wedge. *Phys Med Biol*. 2007;52:1075-87.
16. Shahnawaz A, Subrat SK, Vinod GK, Ahmad SI. Comprehensive study of Varian's Enhanced Dynamic Wedge and Physical Wedge. *J Appl Phys*. 2017;9:1-8.

17. Prado KL, Kirsner SM, Kudchadker RJ, Steadham RE, Lane RG. Enhanced dynamic wedge factors at off-axis points in asymmetric fields. *J Appl Clin Med Phys.* 2003;4:75-84
18. Ko L, Kim JO, Siebers JV. Investigation of the optimal backscatter for an aSi electronic portal imaging device. *Phys Med Biol.* 2004;49:1723-38.

## Enhance dynamic wedge verification by using electronic portal imaging device

Saiyo N,<sup>1,3</sup> Thongsawad S,<sup>2,3</sup> Changphong P,<sup>4</sup> Khotsawan T,<sup>4</sup> Nilsetkurawat N<sup>4</sup> and Phongphiriyadecha K<sup>4</sup>

<sup>1</sup>School of Radiological Technology, Faculty of Health Science Technology, <sup>2</sup>Medical Physics Program, Faculty of Medicine and Public Health, <sup>3</sup>Radiation Oncology Department, Chulabhorn Hospital, HRH Princess Chulabhorn College of medical Science, Chulabhorn Royal Academy, <sup>4</sup>Radiological Technology Division, Faculty of Science, Ramkhamhaeng University

**Objectives** The purpose of this study was to verify the 80% enhanced dynamic wedge (EDW) beam profile using an electronic portal imaging device (EPID).

**Methods** This study investigated symmetric and asymmetric field sizes using a 6 MV photon beam. Verification of the wedge output factor with an 80% beam profile was performed by comparing EPID measurements and treatment planning systems (TPS) calculations in both symmetric and asymmetric field sizes at different wedge angles (15, 30, 45, and 60 degrees).

**Results** For the symmetric field size, the average difference between the measured and calculated beam profile was less than 2% (range 0.57-1.12%). For the asymmetric field size, the difference was also less than 2% (range 0.3-0.52%).

**Conclusion** This study indicates that EPID can be used to verify the 80% enhanced dynamic wedge beam profile at different field sizes and wedge angles. The difference in beam profiles was less than 2% which is in accordance with AAPM TG no.142 recommendations. **Chiang Mai Medical Journal 2021;60(2):175-86. doi 10.12982/CMUMEDJ.2021.16**

**Keywords:** electronic portal imaging device, enhance dynamic wedges, beam profile verification