

การประเมินค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีในระหว่างครั้งการฉายรังสี โดยวิธีวัดปริมาณรังสีในกายด้วยหัววัดไดโอด

Inter-fractionated dose uncertainty evaluation during radiation treatment by *in vivo* dosimetry with diode dosimeters

■ วันนิตา มะลิลา^{1,2,4*} นิสชา ชวพันธุ์³ ทศน์วรรณ อาษากิจ⁴ ณรงค์ ชุมภู⁴ จำเนียรพันธ์ เรือนศรี⁴
Wannita Malila^{1,2,4*} Nisa Chawapun³ Tussawan Asakit⁴ Narong Chumpu⁴ Jumneanphan Rueansri⁴

¹นักศึกษานิติศาสตร์บัณฑิต มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

¹Graduate School, Chiang Mai University, Chiang Mai Province, Thailand

²หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

²Medical Physics Master Degree Program, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai Province, Thailand

³หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

³Division of Therapeutic Radiology and Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai Province, Thailand

⁴กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง จังหวัดลำปาง

⁴Department of Radiation Oncology, Lampang Cancer Hospital, Lampang, Chiang Mai Province, Thailand

* ผู้รับผิดชอบบทความ (Email: teelaleethink@hotmail.com)

* Corresponding author (Email: teelaleethink@hotmail.com)

Received March 2017

Accepted as revised April 2017

Abstract

Background: Inter-fractionated dose uncertainty is one of causes of errors. Therefore, *in vivo* dosimetry is recommended for error detection and verifying the accuracy of dose delivery to patients.

Objectives: To evaluate inter-fractionated dose uncertainty between prescribed dose obtained from computerized treatment planning system and delivered doses from diode dosimeter.

Materials and methods: This study was performed in breast, thoracic, abdominal and pelvic regions of 20 patients. Three dimensional (3D) treatment plans were created by Pinnacle³ treatment planning system version 9.8 and verified by Delta4PT. Gamma index (at 3% dose difference and 3 mm distance to agreement) was set at 90% for acceptant level. Patients were treated with Elekta Precise Linac with 6 or 10 MV and delivered dose was collected in each fraction by p-type diode dosimeter incorporated with VivoSoft version 3.0.1.

Results: It was shown that uncertainty of delivered doses were varied from -4.432 to 2.532 percent and from -1.787 to 2.032 percent for entrance and exit dose, respectively. Uncertainty in entrance dose was higher than that of exit dose where the uncertainty in breast and pelvic regions was higher than thoracic and abdominal regions.

Conclusion: The study revealed that inter-fractionated dose uncertainty from diode dosimeter compared to computerized treatment planning system was within acceptable level of less than 5%. Therefore, treatment planning verification and *in vivo* dosimetry were recommended for verifying the accuracy of dose delivery to patients, to reduce errors in dose delivery in patients and improved the efficiency of radiation treatment in radiotherapy. However, diodes should be prior examined in clinic and *in vivo* dosimetry should be applied with caution.

Journal of Associated Medical Sciences 2017; 50(2): 314-322. Doi: 10.14456/jams.2017.32

Keywords: Inter-fractionated, dose uncertainty, *in vivo* dosimetry, diode, radiation treatment

บทคัดย่อ

ที่มาและความสำคัญ: ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีในระหว่างครั้งของการฉายรังสี เป็นสาเหตุหนึ่งที่ทำให้เกิดความผิดพลาดของปริมาณรังสีทั้งหมดที่ผู้ป่วยได้รับ จึงมีการวัดปริมาณรังสีในกายสำหรับการฉายรังสีรักษาเพื่อป้องกันความผิดพลาด และเพื่อเพิ่มความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ให้แก่ผู้ป่วย

วัตถุประสงค์: เพื่อประเมินค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีในระหว่างครั้งของการฉายรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ โดยเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ได้จากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษากับการวัดปริมาณรังสีในกายด้วยหัววัดรังสีไดโอด

วิธีการศึกษา: เก็บข้อมูลในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม ช่องทรวงอก ช่องท้องหรืออุ้งเชิงกราน จำนวน 20 ราย วางแผนการรักษาแบบสามมิติโดยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Pinnacle³ รุ่น 9.8 ทวนสอบแผนการรักษาด้วยเครื่องมือทวนสอบแผนการรักษาหยี่ห้อ Delta^{4PT} กำหนดเกณฑ์ยอมรับค่าดัชนีแกมมา (ค่า dose difference ร้อยละ 3 และ ค่า distance to agreement 3 มิลลิเมตร) ที่ร้อยละ 90 หลังจากนั้น ฉายรังสีผู้ป่วยตามปริมาณรังสีที่กำหนดโดยใช้เครื่องเร่งอนุภาค Elekta รุ่น Precise ระดับพลังงาน 6 หรือ 10 ล้านโวลต์ เก็บข้อมูลปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในแต่ละครั้งของการฉายรังสีด้วยหัววัดรังสีไดโอดชนิดพี ผ่านโปรแกรมประเมินปริมาณรังสี VivoSoft รุ่น 3.0.1

ผลการศึกษา: จากการวัดปริมาณรังสีร่างกายที่ผู้ป่วยได้รับ พบว่าร้อยละความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในตำแหน่งที่ลำรังสีเข้าสู่ร่างกายและออกจากร่างกาย อยู่ระหว่างร้อยละ -4.432 ถึง 2.532 และร้อยละ -1.787 ถึง 2.032 ตามลำดับ โดยค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่ผ่านเข้าสู่ร่างกายมากกว่าปริมาณรังสีที่ผ่านออกจากร่างกายเมื่อเปรียบเทียบในผู้ป่วยรายเดียวกัน และพบว่าผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณเต้านมและบริเวณอุ้งเชิงกราน มีค่าความคลาดเคลื่อนมากกว่าผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณช่องทรวงอกและช่องท้อง

สรุปผลการศึกษา: ปริมาณรังสีร่างกายที่ผู้ป่วยได้รับระหว่างครั้งของการฉายรังสีเปรียบเทียบกับแผนการรักษาจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษามีความคลาดเคลื่อนแต่อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้น้อยกว่าร้อยละ 5 สรุปได้ว่า การทวนสอบแผนการรักษาและการวัดปริมาณรังสีร่างกายมีความจำเป็นสำหรับการฉายรังสี เนื่องจากสามารถช่วยตรวจสอบหรือป้องกันข้อผิดพลาด ตลอดจนเพิ่มประสิทธิภาพของการรักษา อย่างไรก็ตาม ควรดำเนินการด้วยความระมัดระวังและรอบคอบ

Journal of Associated Medical Sciences 2560; 50(2): 314-322. Doi: 10.14456/jams.2017.32

คำสำคัญ: ระหว่างครั้งของการฉายรังสี ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสี การวัดปริมาณรังสีในกาย หัววัดรังสีไดโอด การฉายรังสีรักษา

บทนำ

วัตถุประสงค์หลักของรังสีรักษาคือการให้ปริมาณรังสีที่สูงที่สุดบริเวณรอยโรค โดยที่เนื้อเยื่อปกติบริเวณข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด การฉายรังสีอาจเกิดความผิดพลาดหรือเกิดความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีได้¹ ดังนั้น International Commission on Radiation Unit and Measurements (ICRU) จึงแนะนำว่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีสำหรับการรักษา มะเร็งควรอยู่ภายในร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่กำหนด² ทั้งนี้ความคลาดเคลื่อนในแต่ละขั้นตอนของการวางแผนการรักษา และการดำเนินการส่งผลต่อการเกิดความคลาดเคลื่อนของ

ปริมาณรังสีที่รักษาผู้ป่วยได้

ความคลาดเคลื่อนในระหว่างครั้งของการฉายรังสี (inter-fractionated uncertainty) เป็นปัจจัยส่งผลต่อความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสี สามารถเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ เช่น ความคลาดเคลื่อนจากการปรับเทียบเครื่องมือ ความไม่คงที่ของปริมาณรังสีที่ออกมาจากเครื่องเร่งอนุภาค การจัดท่าผู้ป่วยผิดพลาด และการเคลื่อนไหวก่อนฉายรังสี เป็นต้น สองกรณีหลังเป็นสาเหตุหลักที่นำไปสู่ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีได้ จึงควรมีการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีเพื่อให้เกิดความถูกต้องก่อนการฉายรังสี³

การวัดปริมาณรังสีในกาย^{4,7} เป็นวิธีการตรงที่สุดสำหรับการตรวจสอบปริมาณรังสีระหว่างปริมาณรังสีที่กำหนดและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ โดย ICRU report No.24 แบ่งการวัดปริมาณรังสีในกายออกเป็น 3 แบบ คือ

- 1) การวัดปริมาณรังสีที่เข้าสู่ร่างกาย⁷⁻¹¹
- 2) การวัดปริมาณรังสีที่ผ่านออกจากร่างกาย^{7,11,12}
- 3) การวัดปริมาณรังสีภายในโพรงร่างกายของผู้ป่วย¹³

การวัดปริมาณรังสีในกายมีจุดมุ่งหมายเพื่อตรวจสอบหรือป้องกันข้อผิดพลาดสำคัญ ช่วยเพิ่มความถูกต้องแม่นยำของการได้รับรังสีกรณีใช้เทคนิคที่มีความซับซ้อน งานวิจัยนี้ประเมินค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีในระหว่างครั้งของการฉายรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ โดยเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ได้จากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษากับการวัดปริมาณรังสีในกายด้วยหัววัดรังสีไดโอด

วัสดุและวิธีการ

การคัดเลือกผู้ป่วย

อาสาสมัครเป็นผู้ป่วยที่มารับบริการฉายรังสีบริเวณเต้านม ทรวงอก ช่องท้อง หรืออวัยวะอื่นของกลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง และสมัครใจเข้าร่วมในการวิจัยจำนวน 20 ราย (Table 1) ผู้ป่วยทุกรายได้รับการฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาคโฟตอนด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ ไม่จำกัดเพศ มีอายุไม่ต่ำกว่า 15 ปี และไม่จำกัดลักษณะของแผลผ่าตัด เกณฑ์การคัดออกคือผู้ป่วยที่ไม่สามารถรับการรักษาอย่างต่อเนื่องจนครบแผนการรักษา งานวิจัยนี้ผ่านการพิจารณาจริยธรรมจากคณะกรรมการวิจัยและพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง จังหวัดลำปาง (เลขที่ 002/2557) แล้ว

Table 1 Planning treatment data from Pinnacle³ treatment planning.

Subject no.	Region of treatment	Energy for radiation treatment (MV)	Wedge angle (degree)	Gantry angle for diode entrance dose (degree)	Gantry angle for diode exit dose (degree)
1	Left breast	6	30	320	138
2	Right breast	6	45	55	243
3	Left breast	6	30	316	135
4	Left breast	6	35	310	127
5	Left breast	6	30	325	143
6	thoracic	6	No	0	180
7	thoracic	6	No	0	180
8	thoracic	6	No	45	225
9	thoracic	6	25	0	180
10	thoracic	6	No	0	180
11	Pelvic	6	No	0	180
12	Pelvic	10	No	0	180
13	Pelvic	10	40	270	90
14	Pelvic	10	35	270	90
15	Pelvic	6	No	0	180
16	Pelvic	6	40	270	90
17	Abdominal	10	No	270	90
18	Abdominal	10	No	0	180
19	Abdominal	10	No	315	135
20	Abdominal	10	No	270	90

การวางแผนการรักษาและการรักษา

ทดสอบคุณสมบัติทั่วไปของไดโอดก่อนใช้งาน ได้แก่ ความคงที่ของสัญญาณ ความแม่นยำในการวัด และหาปัจจัยการแก้ค่าของหัววัดรังสีไดโอดชนิดพี รวมถึงปัจจัยการเปรียบเทียบของหัววัดรังสีไดโอดชนิดพีกับหัววัดรังสีไอออนในเซชันประกอบด้วย ปริมาณรังสีที่เข้าสู่ร่างกาย และปริมาณรังสีที่ผ่านออกจากร่างกาย จากสมการ 1 และ 2 ตามลำดับ

$$F_{\text{entrance}} = \frac{D_{\text{entrance, IC}}}{D_{\text{entrance, diode}}} \quad (1)$$

โดย

F_{entrance}

คือ ปัจจัยเปรียบเทียบของปริมาณรังสีที่ผ่านเข้าสู่ร่างกาย

$D_{\text{entrance, IC}}$

คือ ปริมาณรังสีที่เข้าสู่ร่างกายในตำแหน่งความลึกที่ปริมาณรังสีสูงสุด (d_{max}) ที่วัดโดยหัววัดรังสีชนิดไอออนในเซชัน (1.5 เซนติเมตร และ 2.5 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 6 และ 10 ล้านโวลต์ ตามลำดับ)

$D_{\text{entrance, diode}}$

คือ ปริมาณรังสีที่เข้าสู่ร่างกายในตำแหน่งผิวของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่วัดได้จากหัววัดรังสีไดโอด

$$F_{\text{exit}} = \frac{D_{\text{exit, IC}}}{D_{\text{exit, diode}}} \quad (2)$$

โดย

F_{exit}

คือ ปัจจัยเปรียบเทียบของปริมาณรังสีที่ผ่านออกจากร่างกาย

$D_{\text{exit, IC}}$

คือ ปริมาณรังสีที่ผ่านออกจากร่างกายในตำแหน่งความลึกที่ปริมาณรังสีสูงสุด (D_{max}) ที่วัดโดยหัววัดรังสีชนิดไอออนในเซชัน (1.5 เซนติเมตร และ 2.5 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 6 และ 10 ล้านโวลต์ ตามลำดับ)

$D_{\text{exit, diode}}$

คือ ปริมาณรังสีที่ผ่านออกจากร่างกายในตำแหน่งผิวของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่วัดได้จากหัววัดรังสีไดโอด

วางแผนการรักษาสำหรับผู้ป่วยด้วยเทคนิคการฉาย

รังสีแบบ 3 มิติ ตามแนวทางการรักษาของโรงพยาบาลมะเร็งลำปาง โดยบริเวณด้านหน้าใช้เทคนิค medial และ lateral tangential ให้คลุมผนังทรวงอกหรือเต้านม บริเวณอื่นๆ ใช้เทคนิคการวางแผนแบบสามมิติ เพื่อให้มีการกระจายปริมาณรังสีสม่ำเสมอบริเวณรอยโรคตามปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด โดยใช้เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Pinnacle³ รุ่น 9.8 (บริษัท Philips) ซึ่งเป็นเครื่องที่ประกอบด้วยโปรแกรมต่างๆ เช่น การจำลองการฉายรังสี การกำหนดทิศทางของลำรังสีและรูปร่างของลำรังสีตามเทคนิคการฉายรังสีผู้ป่วย การคำนวณปริมาณรังสีตลอดจนการประเมินผลการรักษา เป็นต้น หลังจากนั้นทวนสอบแผนการรักษาด้วยเครื่องมือทวนสอบแผนการรักษา รุ่น Delta^{4PT} (บริษัท Scandidos) ซึ่งเป็นหุ่นจำลองรูปทรงกระบอก ภายในประกอบด้วยหัววัดรังสีไดโอดจำนวน 1,069 ตัว สามารถทวนสอบการกระจายปริมาณรังสีได้ แสดงเป็นค่าความแตกต่างของปริมาณรังสี (dose difference) ค่า DTA (distance to agreement) และค่าดัชนีแกมมา (gamma index)

วัดปริมาณรังสีในกายโดยวางหัววัดรังสีไดโอดชนิดพี ทั้ง 2 ตัวบนผิวหนังของผู้ป่วยที่ตำแหน่งที่กำหนดตามแผนการรักษา ทั้งแนวที่ลำรังสีเข้าสู่ร่างกายและแนวที่ลำรังสีผ่านออกจากร่างกาย ฉายรังสีตามปริมาณที่แพทย์กำหนดตามแผนการรักษา โดยใช้เครื่องเร่งอนุภาคโฟตอนของบริษัท Elekta รุ่น Precise พลังงาน 6 หรือ 10 ล้านโวลต์ ด้วยปริมาณรังสี 2.00-2.65 เกรย์ต่อครั้ง (ขึ้นกับแผนการรักษา) 5 ครั้งต่อสัปดาห์ อัตราปริมาณรังสี (dose rate) 690 MU/min จนครบแผนการรักษา (เฉลี่ย 25-35 ครั้ง) เก็บรวบรวมค่าของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยแต่ละรายได้รับด้วยหัววัดรังสีไดโอดชนิดพี (บริษัท PTW-Freiburg รุ่น T60010M รหัส 1202102 และรหัส 1202103) ผ่านโปรแกรมประเมินปริมาณรังสี VivoSoft รุ่น 3.0.1 เก็บข้อมูลการวัดปริมาณรังสีในทุกวันของการฉายรังสี จากนั้นวิเคราะห์ค่าปริมาณรังสี เปรียบเทียบกับค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Pinnacle³ รุ่น 9.8

สถิติที่ใช้

ใช้สถิติเชิงพรรณนาประกอบด้วย ค่าร้อยละ (percent) ค่าเฉลี่ย (mean) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation; SD) สำหรับเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ได้วัดได้จากหัววัดไดโอดกับเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาด้วย t-test ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% ($p \leq 0.05$)

ผลการศึกษา

ความคงที่ของสัญญาณของหัววัดรังสีไดโอดมีค่าเท่ากับร้อยละ -0.0018 และร้อยละ 0.0070 ทั้งนี้ ความคงที่ของสัญญาณไม่ควรเกินร้อยละ 1 ตามที่ AAPM No.87 แนะนำไว้ ความแม่นยำในการวัดของหัววัดรังสี แสดงในรูปของค่าสัมประสิทธิ์การแปรผันของการวัด (ค่าเฉลี่ย/ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน) มีค่าเท่ากับ 0.0005 และ 0.0003 ซึ่งไม่เกินค่ามาตรฐานที่ AAPM No.87 แนะนำ เมื่อทวนสอบแผนการรักษา

จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Pinnacle³ รุ่น 9.8 โดยใช้เครื่องทวนสอบแผนการรักษา รุ่น Delta^{4PT} (Table 2) โดยการผ่านเกณฑ์ประเมินคือ ค่า dose difference ร้อยละ 3 และค่า distance to agreement 3 มิลลิเมตร ซึ่งมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 1 ของแผนการรักษานั้นๆ ต้องมากกว่าหรือเท่ากับร้อยละ 90¹⁵ จากการศึกษาพบว่าแผนการรักษาจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ผ่านเกณฑ์การประเมินทุกแผนการรักษา

Table 2 Verification of treatment planning by Delta^{4PT}.

Treatment planning no.	Gamma value (%) (at 3%/3 mm)	Results
1	96.1	pass
2	95.9	pass
3	95.7	pass
4	96.1	pass
5	97.3	pass
6	97.8	pass
7	98.2	pass
8	95.6	pass
9	90.7	pass
10	97.0	pass
11	94.4	pass
12	97.9	pass
13	98.6	pass
14	92.3	pass
15	92.4	pass
16	98.8	pass
17	96.9	pass
18	97.5	pass
19	94.5	pass
20	95.7	pass

การวัดปริมาณรังสีในกายที่ผู้ป่วยได้รับในทิศทางที่ลำรังสีเข้าและออกจากร่างกายในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งบริเวณเต้านม ทรวงอก ช่องท้องหรืออุ้งเชิงกราน โดยใช้เทคนิคการฉายรังสีแบบสามมิติด้วยเครื่องเร่งอนุภาคโฟตอน ซึ่งผู้ป่วยแต่ละรายได้รับปริมาณรังสีที่รังสีแพทย์กำหนดตลอดแผนการรักษาไม่เท่ากัน คือ อยู่ในช่วง 50 เกรย์ (2 เกรย์ x 25 ครั้ง) ถึง 70 เกรย์ (2 เกรย์ x 35 ครั้ง) และเก็บข้อมูลการวัดปริมาณรังสี

ร่างกายด้วยหัววัดรังสีไดโอดในทุกครั้งของการฉายรังสีตลอดจนครบตามแผนการรักษาที่กำหนด เมื่อเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีในตำแหน่งที่ลำรังสีเข้าสู่ร่างกายและออกจากร่างกาย ระหว่างการวัดด้วยหัววัดรังสีไดโอดและการคำนวณด้วยเครื่องคำนวณคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาจากผู้ป่วยจำนวน 20 ราย (Table 3-4) ตามลำดับ พบว่า มีค่าอยู่ระหว่างร้อยละ -4.432 ถึง 2.532 และร้อยละ -1.787 ถึง 2.032 ตามลำดับ

ซึ่งไม่เกินค่าที่ ICRU แนะนำไว้ (ร้อยละ 5)² สำหรับค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของลำรังสีที่เข้าสู่ร่างกายเมื่อวัดด้วยหัววัดไดโอดชนิดพี มีค่าเท่ากับ 0.727 ± 0.015 ค่าเฉลี่ยร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ร้อยละ -0.412 ± 1.533 ค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของลำรังสีที่ออกจากร่างกายเมื่อวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดพี มีค่าเท่ากับ 0.705 ± 0.018 ค่าเฉลี่ยร้อยละความคลาดเคลื่อนอยู่ที่ร้อยละ 0.080 ± 1.031

เมื่อนำความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาและหัววัดรังสีไดโอดไปวิเคราะห์ทางสถิติที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 พบว่าไม่มีมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ และมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตาม ค่าความแตกต่างที่เกิดขึ้นนั้นอยู่ในเกณฑ์การประเมินที่กำหนด (ร้อยละ 5) (Table 3-4) สำหรับปริมาณรังสีทางเข้าและทางออกจากร่างกาย

Table 3 Comparison of entrance dose comparison between Pinnacle³ treatment planning and diode dosimeter.

Subject no.	Entrance dose from Pinnacle ³ treatment planning (Gray)	Entrance dose from diode dosimeter (Gray) ($\pm$ SD)	Deviation (%)	p-value	Average deviation (%)
1	1.322	1.275 (± 0.006)	-3.572	0.000	-0.927 ± 1.609
2	1.035	1.025 (± 0.020)	-0.939	0.011	
3	1.246	1.255 (± 0.047)	0.742	0.223	
4	1.074	1.071 (± 0.015)	-0.235	0.193	
5	1.057	1.051 (± 0.018)	-0.609	0.040	
6	0.238	0.238 (± 0.007)	0.125	0.398	0.329 ± 1.466
7	0.584	0.582 (± 0.006)	-0.302	0.069	
8	0.587	0.591 (± 0.010)	0.733	0.030	
9	0.436	0.447 (± 0.016)	2.532	0.001	
10	0.363	0.358 (± 0.011)	-1.444	0.013	
11	1.142	1.091 (± 0.053)	-4.432	0.000	-0.727 ± 1.871
12	0.974	0.978 (± 0.007)	0.394	0.007	
13	0.592	0.591 (± 0.013)	-0.132	0.374	
14	0.560	0.558 (± 0.006)	-0.387	0.054	
15	0.543	0.547 (± 0.009)	0.688	0.015	
16	1.035	1.030 (± 0.020)	-0.491	0.109	
17	0.256	0.257 (± 0.005)	0.394	0.155	-0.727 ± 1.062
18	0.612	0.614 (± 0.009)	0.307	0.147	
19	0.496	0.487 (± 0.014)	-1.815	0.001	
20	0.495	0.496 (± 0.008)	0.210	0.259	
Average					-0.412 ± 1.533

Table 4 Results of exit dose comparison between Pinnacle³ treatment planning and diode dosimeter.

Subject no.	Exit dose from Pinnacle ³ treatment planning (Gray)	Exit dose from diode dosimeter (Gray) ($\pm$ SD)	Deviation (%)	p-value	Average deviation (%)
1	1.331	1.317 ($\pm$ 0.038)	-1.051	0.081	-0.487 $\pm$ 0.955
2	0.967	0.950 ($\pm$ 0.060)	-1.787	0.080	
3	1.421	1.415 ($\pm$ 0.042)	-0.418	0.289	
4	1.004	1.009 ($\pm$ 0.018)	0.523	0.062	
5	0.987	0.990 ($\pm$ 0.018)	0.296	0.183	
6	0.162	0.164 ($\pm$ 0.004)	0.929	0.017	0.498 $\pm$ 1.346
7	0.416	0.413 ($\pm$ 0.006)	-0.687	0.018	
8	0.513	0.520 ($\pm$ 0.018)	1.334	0.052	
9	0.406	0.414 ($\pm$ 0.015)	2.032	0.003	
10	0.317	0.313 ($\pm$ 0.012)	-1.117	0.059	
11	0.657	0.649 ($\pm$ 0.021)	-1.243	0.037	-0.010 $\pm$ 0.993
12	1.030	1.038 ($\pm$ 0.013)	0.825	0.001	
13	0.609	0.604 ($\pm$ 0.009)	-0.900	0.001	
14	0.535	0.533 ($\pm$ 0.004)	-0.439	0.007	
15	0.437	0.442 ($\pm$ 0.020)	1.231	0.066	
16	0.967	0.971 ($\pm$ 0.021)	0.437	0.198	0.324 $\pm$ 0.993
17	0.750	0.752 ($\pm$ 0.007)	0.233	0.127	
18	0.654	0.656 ($\pm$ 0.013)	0.280	0.213	
19	0.483	0.481 ($\pm$ 0.015)	-0.500	0.185	
20	0.471	0.477 ($\pm$ 0.008)	1.283	0.000	
Average					0.080$\pm$1.031

วิจารณ์ผลการศึกษา

คุณสมบัติโดยทั่วไปของหัววัดรังสีไดโอดที่นำมาใช้ในการวิจัยในครั้งนี้มีความเหมาะสม ถูกต้องและแม่นยำในการวัดปริมาณรังสี สามารถนำมาใช้ในการวัดปริมาณรังสีในผู้ป่วยได้ การทดสอบดังกล่าวควรปฏิบัติก่อนนำหัววัดรังสีมาใช้งานจริงในทางคลินิก ผลการทวนสอบการกระจายปริมาณรังสีของแผนการรักษาจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาโดยใช้เครื่องทวนสอบแผนการรักษา รุ่น Delta^{4PT} พบว่า

ทุกแผนการรักษาจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาผ่านเกณฑ์การประเมิน แสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่มาจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษานั้นมีความถูกต้อง ไม่เกินค่ามาตรฐานที่กำหนด สามารถนำมาใช้สำหรับการฉายรังสีเพื่อรักษาผู้ป่วยได้

นอกจากนี้ยังพบว่า ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับระหว่างครั้งของการฉายรังสีตลอดการรักษา ระหว่างการวัดด้วยหัววัดรังสีไดโอดกับการคำนวณด้วยเครื่อง

คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษามีค่าน้อยกว่าร้อยละ 5 ซึ่งไม่เกินค่าที่ ICRU แนะนำไว้ เมื่อเปรียบเทียบระหว่างความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่เข้าสู่ร่างกายและปริมาณรังสีที่ผ่านออกจากร่างกาย พบว่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่เข้าสู่ร่างกายทั้งค่าเฉลี่ยและค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีค่ามากกว่าปริมาณรังสีที่ผ่านออกจากร่างกาย ซึ่งเป็นผลจากความคลาดเคลื่อนในการจัดทำของผู้ป่วย และเมื่อเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีระหว่างผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณเต้านมทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน พบว่าความคลาดเคลื่อนในผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณเต้านมและบริเวณอุ้งเชิงกราน มีค่ามากกว่าผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณทรวงอก และช่องท้อง แต่ยังคงอยู่ในขอบเขตที่ยอมรับได้

สำหรับการฉายรังสีบริเวณเต้านม พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีของผู้ป่วยที่ฉายด้วยเทคนิค medial/lateral tangential สูงที่สุดเมื่อเทียบกับผู้ป่วยที่ฉายด้วยเทคนิคอื่น เนื่องจากเทคนิคดังกล่าวมีการใช้ลิ้มกรองรังสีซึ่งส่งผลต่อค่าปริมาณรังสีที่อ่านได้จากหัววัดรังสีไดโอด ประกอบกับการฉายด้วยเทคนิคดังกล่าว ตำแหน่งในการติดหัววัดรังสีไดโอดอาจเกิดความคลาดเคลื่อนได้ง่ายกว่าการฉายรังสีในบริเวณอื่น และขั้นตอนในการจัดทำผู้ป่วยด้วยเทคนิค medial/lateral tangential

ทำได้ค่อนข้างยากกว่าเมื่อเทียบกับเทคนิคอื่น ดังนั้น ในการฉายรังสีบริเวณทรวงอก จึงจำเป็นต้องจัดทำผู้ป่วยให้ถูกต้องที่สุดเพื่อลดความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ

ผลการศึกษาสอดคล้องกับการศึกษาของ Vasile G และคณะ¹⁶ และ Tunio M และคณะ¹⁷ ที่พบว่า ค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีพบในการฉายบริเวณเต้านม อุ้งเชิงกราน แนวด้านข้างและด้านเฉียงมากกว่า โดยเป็นผลจากการจัดตำแหน่งของผู้ป่วยและตำแหน่งของหัววัดไดโอดเป็นหลักและอาจมีปัจจัยอื่นๆ ร่วมด้วย

สรุปผลการศึกษา

การทวนสอบแผนการรักษาและการวัดปริมาณรังสีในกายด้วยหัววัดรังสีไดโอดในระหว่างครั้งของการฉายรังสีรักษาสามารถช่วยทวนสอบปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยแต่ละรายได้รับตลอดการรักษา และลดความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นในทุกขั้นตอนของการฉายรังสี เช่น การคำนวณปริมาณรังสี การจัดทำผู้ป่วย ตลอดจนการส่งผ่านข้อมูลทางระบบเครือข่าย เป็นต้น และจัดเป็นการประกันคุณภาพมาตรฐานการบริการทางรังสีรักษาของหน่วยงานได้อีกด้วย

เอกสารอ้างอิง

1. Dutreix A. "When and how can we improve precision in radiotherapy?" *Radiother Oncol* 1984; 12: 92-275.
2. International Commission on radiation units and measurements (ICRU). Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X and Gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU Report No. 24, Washington DC; 1976.
3. Zavgorodni S. "The impact of inter-fraction dose variations on biological equivalent dose (BED): the concept of equivalent constant dose." *Phys Med Biol* 2004; 49: 5333-45.
4. Dam JV and Marinello G. Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy. ESTRO Booklet on physics for clinical No.1, 2nd edition, European Society for Radiation Oncology, ESTRO, Brussels; 2006: 1-10.
5. Bloemen E. In vivo dosimetry using MOSFET detectors in radiotherapy. Universitaire Pers Maastricht, 2009.
6. Bose R. The development of an in-vivo dosimeter for the application of radiotherapy. Centre for Sensors and Instrumentation School of engineering and Design Brunel University, Uxbridge, 2012.
7. Costa AM, Gustavo LB, Edenyse CB, Heberton F, Simone ZS, et al. In vivo dosimetry with thermoluminescent dosimeters in external photon beam radiotherapy. *Applied Radiation and Isotopes* 2010; 68: 760-62.

8. Huyskens DP, Bogaerts R, Verstraete J, Löff M, Nyström H, Fiorino C, et al. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose). ESTRO Booklet on physics for clinical No.1. European Society for Radiation Oncology, ESTRO, Brussels; 2001: 10-25.
9. Zhu XR. "Entrance dose measurements for in-vivo diode dosimetry: Comparison of correction factors for two types of commercial silicon diode detectors." *Med Phys* 2000; 1: 100-7.
10. Allahverdi M and Taghizadeh MR. "Achievable accuracy in brain tumors by in vivo dosimetry with diode detectors." *J Radiat Res* 2006; 3(4): 153-61.
11. Vasile G, Vasile M and Duluiu OG. "In vivo dosimetry measurements for breast radiation treatments." *Romanian Reports in Physics* 2012; 64(3): 728-36.
12. Fidanzio A, Greco F, Mameli A, Azario L, Balducci M, Gambacorta MA, et al. "Breast in vivo dosimetry by EPID." *Med Phys* 2010; 11(4): 249-62.
13. Engstrom PE, Haraldsson P, Landberg T, Hansen HS, Engelholm S A and Nystrom H. "In vivo dose verification of IMRT treated head and neck cancer patients." *Acta Oncologica* 2005; 44: 572-8.
14. Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.62. "Diodes in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy." American Association of Physicists in Medicine, AAPM, Maryland; 2005: 23-46.
15. Dedlich F, Fumasoni K, Mangili P, Cattaneo G.M. and Iori M. "Dosimetric evaluation of a commercial 3-D treatment planning system using Report 55 by AAPM Task Group 23." *Radioth Oncol* 1999, 52: 69-77.
16. Vasile G, Vasile M and Duluiu OG. "In vivo dosimetry measurements for breast radiation treatments." *Romanian Reports in Physics* 2012; 64(3): 728-36.
17. Tunio M, Rafi M, Ali Z, Ahmed Z, Zameer A, Hashmi A, et al. "In vivo dosimetry with diodes in a radiotherapy department in PAKISTAN." *Radiat prot dosimetry* 2011; 147(3): 608-13.