

รายงานวิจัย

Research Article

การทวนสอบการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องวางแผนรังสีรักษา ที่ใช้อัลกอริทึมมอนติ คาร์โล

A Verification of Electron Dose Calculation of a Treatment Planning System Using Monte Carlo Algorithm

ธัญยาภรณ์ โพธิ์โชติ* สมวิไล จักรพันธุ์* สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์*
Thanyaporn Phochot* Somvilai Chakrabandhu* Somsak Wanwilairat*

*หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 50202

*Division of Radiation Therapy, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University 50202

Corresponding author Email: spoknic_1@hotmail.com

บทคัดย่อ

ประสิทธิภาพของการรักษาส่วนหนึ่งขึ้นอยู่กับความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสี ควรมีการประเมินความถูกต้องของการคำนวณให้อยู่ในระดับที่ยอมรับได้ ก่อนนำไปใช้งานในทางคลินิก วัตถุประสงค์ของการศึกษานี้ เพื่อทวนสอบการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องวางแผนรังสีรักษาที่ใช้อัลกอริทึมแบบมอนติ คาร์โล (Monte Carlo VMC++) ที่ระยะ D_{max} , R_{90} และ R_{50} ใช้ลักษณะพื้นที่รังสีที่อ้างอิงจาก AAPM TG 53 โดยแบ่งเป็น 7 ลักษณะ คือ standard SSD, extended SSD, irregular field, irregular surface 30° slope, irregular surface 90° step, internal heterogeneity และ adjacent beams การศึกษาทำการเปรียบเทียบ 2 แบบ ได้แก่ การเปรียบเทียบร้อยละความแตกต่างระหว่างการคำนวณกับการวัดปริมาณรังสีแบบจุดบริเวณจุดกึ่งกลางลำรังสี ด้วยหัววัดรังสีแบบประจุแตกตัวในน้ำ และการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีสัมพัทธ์ ด้วยหัววัดเรียงตัวแบบระนาบในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ใช้เกณฑ์ที่อ้างอิงจากการศึกษาของ Van Dyk เพื่อประเมินผลความถูกต้อง ผลการเปรียบเทียบการคำนวณปริมาณรังสีแบบจุด ระหว่างการวัดและการคำนวณ ในพื้นที่รังสี standard SSD และ extended SSD มีค่าความแตกต่างอยู่ระหว่าง -1.5% ถึง 0.5% พื้นที่รังสี Irregular field มีค่าความแตกต่างอยู่ระหว่าง -0.1% ถึง 2.8% การกระจายปริมาณรังสีสัมพัทธ์ กำหนดค่าดัชนีแกมมา 4%/4 มม. พบอัตราผ่านแกมมา 100% ในทุกพื้นที่รังสี ค่าความแตกต่างเฉลี่ยของปริมาณรังสีทั้งหมด และการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กทรอนิกส์ของเครื่องวางแผนรังสีรักษา มีความถูกต้องที่ดีมาก ผ่านเกณฑ์ที่ยอมรับของ Van Dyk สามารถนำไปใช้วางแผนรังสีรักษาอิเล็กทรอนิกส์ในทางคลินิกได้

คำสำคัญ: อัลกอริทึมมอนติ คาร์โล รังสีอิเล็กทรอนิกส์ การวัดปริมาณรังสี

พุทธชินราชเวชสาร 2560;34(3):313-22.

Abstract

A part of efficiency of treatment is strongly depending on accuracy of dose calculation, which should be evaluated before implement in a clinical service. The object of this study was to verify the accuracy of electron dose calculation for treatment planning system using Monte Carlo algorithm at depth D_{max} , R_{90} and R_{50} . The test cases following AAPM TG 53, including seven geometries, namely standard source to surface distance (SSD), extended SSD, irregular field, irregular surface 30° slopes, irregular surface 90° step, internal heterogeneity and adjacent beams were used to verify. This study compared in two types of difference which using Van Dyk's criteria of acceptability to evaluate for accuracy. The first was percentage of dose difference that was compared between the result of calculation and measurement at central axis in water with ionization. The second was comparison dose distribution by gamma passing rate using 2D array detector in solid water phantom. The result of percentage of dose difference between calculation and measurement for standard SSD and extended SSD were -1.5% to 0.5%. Irregular field was -0.1% to 2.8%. The gamma passing rate was 100% in all geometry with gamma index 4%/4 mm. The average relative error of all these geometries was acceptable and the electron dose calculation of treatment planning system had accuracy that was acceptable from Van Dyk's criteria and could be used in the clinical service.

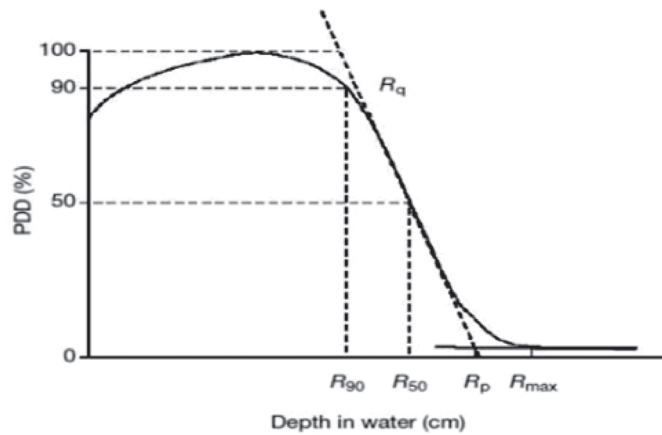
Keywords: Monte Carlo algorithm, electron beam, dosimetry

Buddhachinaraj Med J 2017;34(3):313-22.

บทนำ

แพทย์รังสีรักษานิยมใช้รังสีอิเล็กตรอนในการรักษาโรคมะเร็งที่ผิวหนังและมะเร็งที่อยู่บริเวณต้นของผู้ป่วย เนื่องจากมีการกระจายปริมาณรังสีในบริเวณที่ต้องการรักษาอย่างสม่ำเสมอ และเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ใต้ต่อก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีที่น้อยลงเนื่องจากปริมาณรังสีอิเล็กตรอนลดลงอย่างรวดเร็วเมื่อความลึกเพิ่มขึ้น (rapid fall off) ซึ่งเหมาะสำหรับการฉายรังสีต่อหน้าเหลือบริเวณทรวงอกของผู้ป่วยโรคมะเร็งเต้านมภายหลังการผ่าตัด การฉายรังสีรักษาโรคมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ หรืออาจใช้ร่วมกับรังสีโฟตอน แต่การกระจายปริมาณรังสีอิเล็กตรอนมักเปลี่ยนแปลงไปตามเทคนิคการฉายรังสี เช่น การเอียงมุมของการ

ฉายรังสีทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงขนาดของเงารังสี (penumbra) หรือปริมาณรังสีมีการเปลี่ยนแปลงตามระยะลึก (depth dose) โดยปริมาณรังสีที่บริเวณใกล้ผิวมีค่าเพิ่มมากขึ้น เมื่อระยะลึก therapeutic depth (R_{90}) มีค่าลดลงและระยะ practical range (R_p) มีค่าเพิ่มขึ้น¹ การฉายรังสีอิเล็กตรอนที่มีเป้าหมาย (planning target volume:PTV) ขนาดใหญ่ ต้องใช้ลำรังสีอิเล็กตรอน 2 พื้นที่ติดกัน ทำให้เกิดการซ้อนทับของปริมาณรังสีที่ระยะลึก การขยายระยะการฉายรังสีอิเล็กตรอนจากระยะมาตรฐาน 100 เซนติเมตร (ซม.) ทำให้ปริมาณรังสีอิเล็กตรอนที่ผิวลดลง ยกเว้นในบริเวณเริ่มเกิดปริมาณรังสี (buildup region) และ penumbra กว้างขึ้น²



รูปที่ 1 ลักษณะทั่วไปการกระจายของ depth dose ตามแนวแกนของลำรังสีอิเล็กตรอน

การกระจายของปริมาณรังสีมีการเปลี่ยนแปลงตามระยะลึก (depth dose) แสดงตามรูปที่ 1 ค่า R_p คือความลึกที่จุดตัดของเส้นต่อจากกราฟส่วนที่ลาดลง กับเส้นต่อจากกราฟส่วนที่เป็นเอกซเรย์ปนเปื้อนในลำรังสีอิเล็กตรอน R_{90} คือความลึกที่ปริมาณรังสีลดลงเหลือร้อยละ 90 R_{50} คือความลึกที่ปริมาณรังสีลดลงเหลือร้อยละ 50

การฉายรังสีมีความจำเป็นที่ต้องทราบปริมาณรังสีและตำแหน่งที่ถูกต้องแม่นยำเพื่อให้สามารถกำหนดปริมาณรังสีที่ก่อนมะเร็งได้รับ ได้มีการพัฒนาการวางแผนการฉายรังสีอิเล็กตรอนด้วยเครื่องวางแผนรังสีรักษา (treatment planning system: TPS)³ โดยการทำงานของเครื่องวางแผนรังสีรักษา อาศัยภาพจากการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และข้อมูลลำรังสีจากเครื่องเร่งอนุภาคมาใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี⁴

ความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีด้วยเครื่องวางแผนรังสีรักษา ขึ้นอยู่กับกระบวนการติดตั้งโปรแกรม การกำหนดข้อมูลของเครื่องฉายรังสีให้สัมพันธ์กับเครื่องวางแผนรังสีรักษา การนำเข้าข้อมูลลำรังสีอิเล็กตรอน การจำลองลำรังสี ดังนั้นก่อนการนำเครื่องวางแผนรังสีรักษามาใช้ ต้องมีการทดสอบแรกรับ (acceptance test) ตรวจสอบเพื่อใช้งานของระบบ (commissioning test) และที่สำคัญมากคือทวนสอบ (verify) การคำนวณของเครื่องวางแผนรังสีรักษา เพื่อประเมินความถูกต้องของการคำนวณให้อยู่ในระดับที่ยอมรับได้โดยใช้

อัลกอริทึมมอนติ คาร์โล (Monte Carlo VMC⁺⁺) ก่อนนำไปใช้งานในทางคลินิก⁵

หลักการพื้นฐานการคำนวณปริมาณรังสีของอัลกอริทึมมอนติ คาร์โล ประกอบด้วยการจำลองโฟตอนและอนุภาคประจุที่ผ่านตัวกลาง โดยใช้หลักการทางฟิสิกส์ในการหาโอกาสการเกิดปฏิกิริยาของแต่ละอนุภาค อาจมีการใช้จำนวนอนุภาคในการจำลองในปริมาณมาก ทำให้ความถูกต้องของการทำนายสูงขึ้น แต่ใช้เวลาในการคำนวณมากขึ้น³

การคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอน ด้วยอัลกอริทึมมอนติ คาร์โล เริ่มเป็นเครื่องมือมาตรฐานสำหรับการคำนวณในรังสีรักษา เนื่องจากเป็นที่ยอมรับว่า อัลกอริทึมมอนติ คาร์โล เป็นการจำลองเส้นทางเคลื่อนที่ของรังสี ที่มีความถูกต้องและแม่นยำมากกว่าอัลกอริทึมอื่น^{6,7} การศึกษาครั้งนี้มีวัตถุประสงค์ในการวัดข้อมูลลำรังสีอิเล็กตรอนเพื่อสร้างรูปแบบจำลอง และทวนสอบความถูกต้องในการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอนของเครื่องวางแผนรังสีรักษา โดยอัลกอริทึมแบบมอนติคาร์โล เพื่อเป็นข้อมูลประกอบการพิจารณากำหนดเป็นแนวทางในการวางแผนการฉายรังสีรักษาให้มีประสิทธิภาพและความปลอดภัยอย่างสูงสุดต่อผู้ป่วยต่อไป

วัสดุและวิธีการ

การศึกษาแบบพรรณนา โดยวัดข้อมูลลำรังสีและทวนสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 6 และ 12 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ (MeV) ของเครื่องวางแผนรังสีรักษาที่ใช้อัลกอริทึมมอนติ คาร์โล

ในลักษณะพื้นที่รังสีแบบพื้นฐานและแบบใกล้เคียง
เทคนิคการรักษาผู้ป่วย ระหว่างเดือนธันวาคม พ.ศ.
2559 ถึงเดือนเมษายน พ.ศ. 2560 ณ หน่วยรังสีรักษา
กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก
โดยมีขั้นตอนปฏิบัติดังนี้

1. วัดข้อมูลลำรังสีอิเล็กตรอน การวัดข้อมูลทาง
ฟิสิกส์ของลำรังสีอิเล็กตรอนจากเครื่องฉายรังสี Elekta
Synergy® Platform เพื่อใช้ทำโมเดล นำเข้าข้อมูล
โมเดล (beam modeling) สู่เครื่องวางแผนรังสีรักษา
Oncentra® Master Plan version 4.3 จากนั้นกำหนด
ข้อมูลเชิงเรขาคณิต (configuration) ของเครื่องวางแผน
รังสีรักษา Oncentra® ให้สัมพันธ์กับคุณลักษณะเฉพาะ
ของเครื่องฉายรังสีแบบเร่งอนุภาค Elekta Synergy®
Platform

2. ทวนสอบการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอน
ทวนสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสี
อิเล็กตรอนพลังงาน 6 และ 12 MeV โดยการ
เปรียบเทียบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องวางแผน
รังสีรักษากับการวัดแบ่งเป็น 7 แบบ คือ การฉายรังสี
ที่ระยะมาตรฐาน 100 ซม. (standard SSD) การขยาย
ระยะการฉายรังสีจากระยะมาตรฐานที่ระยะ 110 ซม.
(extended SSD) การฉายรังสีที่มีพื้นที่รังสีแบบไม่
สม่ำเสมอ (irregular field) การเอียงมุมของการฉายรังสี
ทำให้ลำรังสีไม่ตั้งฉากกับพื้นผิว (irregular surface
30° slope) การฉายรังสีเมื่อมีความแตกต่างของระยะ
ในบริเวณพื้นที่รังสี (irregular surface 90° step)
การฉายรังสีบริเวณที่มีโพรงอากาศอยู่ภายใน (internal
heterogeneity) และการฉายรังสีโดยใช้ลำรังสี
อิเล็กตรอน 2 พื้นที่ติดกัน (adjacent beams)

การเปรียบเทียบแบ่งเป็น 2 แบบคือ

2.1 การวัดปริมาณรังสีจุดกลืนแบบจุดบริเวณ
จุดกึ่งกลางพื้นที่รังสีโดยสร้างวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อปริมาตร
30x30x30 ลูกบาศก์เซนติเมตรในเครื่องวางแผนรังสี
รักษา กำหนดปริมาณรังสีที่ต้องการ (prescription
dose) ที่จุด D_{max} 200cGy สร้างจุดที่ความลึกเท่ากับ D_{max}
 R_{90} และ R_{50} เพื่อใช้เป็นจุดแสดงปริมาณรังสีที่คำนวณ
ได้จากเครื่องวางแผนรังสีรักษา เปรียบเทียบกับการ
วัดด้วยหัววัดรังสีไอออนในเซชันชนิด plane-parallel
วิเคราะห์ผลโดยการเปรียบเทียบร้อยละความแตกต่าง

ระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณของเครื่อง
วางแผนรังสีรักษากับค่าที่ได้จากการวัด โดยใช้

$$\text{Percent difference} = \frac{Dose_{\text{calculation}} - Dose_{\text{Measured}}}{Dose_{\text{Measured}}} \times 100$$

2. การวัดกระจายปริมาณรังสีสัมผัส (dose
distribution) ด้วยหัววัดรังสีไอออนในเซชันแบบ
ระนาบรุ่น octavius (2D array) ที่มีจุดอ้างอิงการวัด
(reference point) อยู่ลึกลงไปจากผิวด้านหน้า 7.5
มิลลิเมตร (mm.) ใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ octavius
ที่วางด้วยแผ่นวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อแบบน้ำ (solid water
phantom) เพื่อให้ reference point อยู่ในระยะลึก
เท่ากับ D_{max} , R_{90} และ R_{50} วางแผนรังสีรักษาด้วยลักษณะ
พื้นที่รังสีแบบ irregular surface, internal heterogeneity
และ adjacent beams เปรียบเทียบ dose distribution
ที่ได้จากการคำนวณของเครื่องวางแผนรังสีรักษากับ
การวัดเกณฑ์สำหรับประเมินผลความถูกต้องของการ
คำนวณปริมาณรังสีของเครื่องวางแผนรังสีรักษา^{9,10}
แสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 เกณฑ์สำหรับประเมินผลความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีของเครื่องวางแผนรังสีรักษา

ลักษณะพื้นที่รังสี	หัววัดรังสี	SSD (ซม.)	ความลึก	เกณฑ์ที่ยอมรับ
Standard SSD	Plane parallel	100	D_{max}, R_{90}, R_{50}	Central axis $\pm 2\%$
Extended SSD	Plane parallel	110	D_{max}, R_{90}, R_{50}	Central axis $\pm 2\%$
Irregular field	Plane parallel	100	D_{max}, R_{90}, R_{50}	Central axis $\pm 7\%$
Irregular surface (2D), 30° slope	2D array	110	D_{max}, R_{90}, R_{50}	4%, 4 มม.
Irregular surface (2D), 90° step	2D array	100	D_{max}, R_{90}, R_{50}	4%, 4 มม.
Internal heterogeneity	2D array	100	ทุก 1 ซม. จนถึง R_p	4%, 4 มม.
Adjacent beams	2D array	100	ทุก 1 ซม. จนถึง R_p	4%, 4 มม.

ผลการทวนสอบการคำนวณปริมาณรังสีจุดกลืนแบบจุด บริเวณจุดกึ่งกลางลำรังสีของเครื่องวางแผนรังสีรักษา โดยการเปรียบเทียบเปอร์เซ็นต์ความแตกต่าง

ระหว่างการวัดและการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กทรอนิกส์จากเครื่องวางแผนรังสีรักษา ลักษณะพื้นที่รังสี standard SSD ระยะ 100 ซม. แสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 การคำนวณและการวัดปริมาณรังสีอิเล็กทรอนิกส์ที่ระยะ SSD 100 ซม.

ความลึก	พลังงาน (MeV)	ปริมาณรังสีจากการคำนวณ (cGy)	ปริมาณรังสีจากการวัด (cGy)	ร้อยละความแตกต่าง
D_{max}	6	200.0	202.0	-1.0
	12	200.0	198.0	0.5
R_{90}	6	179.0	181.8	-1.5
	12	180.0	179.0	0.5
R_{50}	6	101.0	101.0	0.0
	12	99.0	99.5	-0.5

ผลการทวนสอบความถูกต้องของลักษณะพื้นที่รังสีที่ระยะ SSD 100 เซนติเมตร ที่ระยะ D_{max} , R_{90} และ R_{50} มีค่าไม่เกิน 2 % ผ่านเกณฑ์ที่กำหนดของ Van Dyk ผลการทวนสอบความถูกต้องของลักษณะพื้นที่รังสี extended SSD 110 ซม. อิเล็กตรอนพลังงาน 6 MeV

ที่ D_{max} และ R_{90} แสดงในตารางที่ 3 มีค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ย เท่ากันคือ 0.5 ส่วนที่ R_{50} มีค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ย -0.5 อิเล็กตรอนพลังงาน 12 MeV มีค่าร้อยละความแตกต่างเท่ากับ 0 ทุกระยะลึก

ตารางที่ 3 การคำนวณและการวัดปริมาณรังสีอิเล็กทรอนิกส์ที่ระยะ SSD 110 ซม.

ความลึก	พลังงาน (MeV)	ปริมาณรังสีจากการคำนวณ (cGy)	ปริมาณรังสีจากการวัด (cGy)	ร้อยละความแตกต่าง
D_{max}	6	200.0	199.0	0.5
	12	200.0	200.0	0.0
R_{90}	6	180.0	179.1	0.5
	12	180.0	180.0	0.0
R_{50}	6	99.0	99.5	-0.5
	1	2	100.0	0.0

ผลการทวนสอบความถูกต้องของลักษณะพื้นที่รังสีแบบ Irregular field ที่ $D_{\max}$, R_{90} และ R_{50} อิเล็กตรอนพลังงาน 6MeV แสดงในตารางที่ 4 มีค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ย 2.2 -0.1 และ 0.2 ตามลำดับ

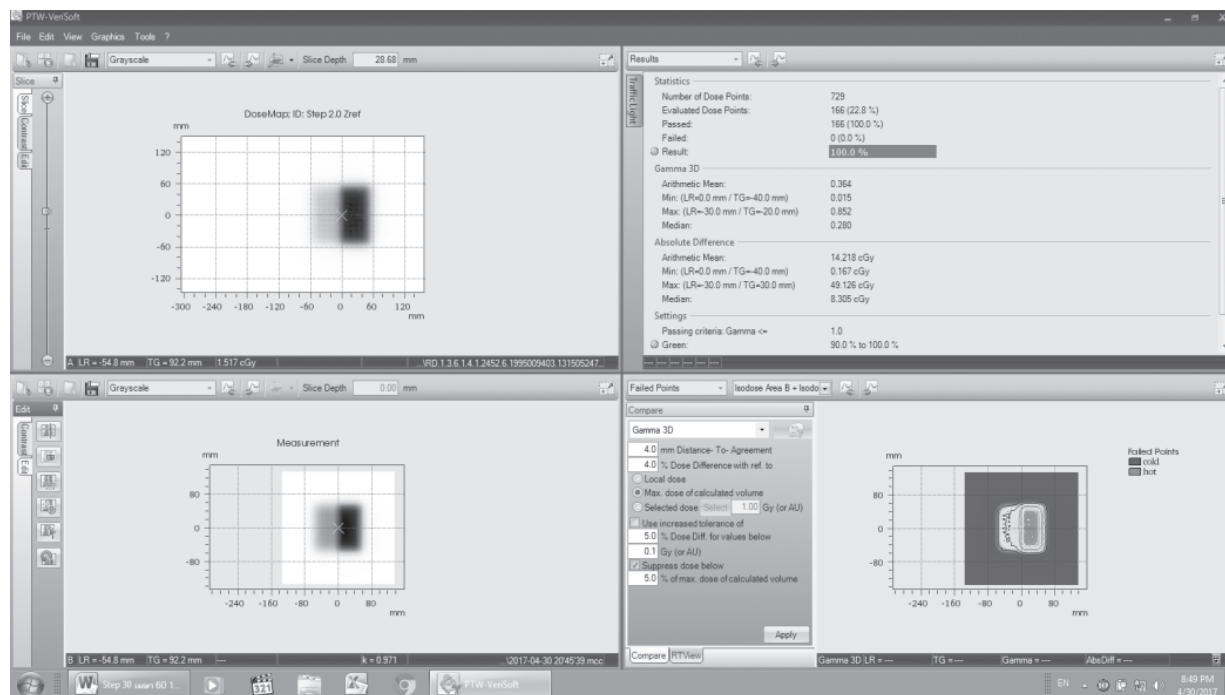
อิเล็กตรอนพลังงาน 12MeV มีค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ย 2.8 เท่ากันทุกความลึกซึ่งมีค่าไม่เกิน 7% ผ่านเกณฑ์ที่กำหนดของ Van Dyk

ตารางที่ 4 การคำนวณและการวัดปริมาณรังสีอิเล็กตรอนลักษณะพื้นที่รังสี Irregular field

ความลึก	พลังงาน (MeV)	ปริมาณรังสีจากการคำนวณ (cGy)	ปริมาณรังสีจากการวัด (cGy)	ร้อยละความแตกต่าง
$D_{\max}$	6	200.0	195.7	2.2
	12	200.0	194.5	2.8
R_{90}	6	176.0	176.1	-0.1
	12	180.0	175.1	2.8
R_{50}	6	98.0	97.8	0.2
	12	100.0	97.3	2.8

เปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีสัมผัส (dose distribution) ผลของการเปรียบเทียบการ

กระจายปริมาณรังสีจากการคำนวณด้วยเครื่องวางแผนรังสีรักษาและจากการวัดแสดงในรูปที่ 2



รูปที่ 2 การกระจายปริมาณรังสีสัมผัสของเครื่องวางแผนรังสีรักษาและการวัดในหัววัดรังสีไอออนไนเซชันแบบระนาบรุ่น octavius

ผลการทวนสอบความถูกต้องลักษณะพื้นที่รังสี
แบบ Irregular surface slope 30° SSD 110 ซม.
อัตราผ่านแกมมา ผ่านเกณฑ์ของ Van Dyk ยกเว้น

อิเล็กตรอนพลังงาน 6 MeV ที่ระยะ R_{50} แสดงใน
ตารางที่ 5

ตารางที่ 5 อัตราผ่านแกมมา ลักษณะพื้นที่รังสี Irregular surface 30° slope

ระยะความลึก	6 MeV			12 MeV		
	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.
D_{max}	93.2	97.5	100.0	94.1	100.0	100.0
R_{90}	96.6	100.0	100.0	93.6	100.0	100.0
R_{50}	87.2	92.4	95.5	100.0	100.0	100.0

ผลการกระจายปริมาณรังสีสัมผัส อัตราผ่าน
แกมมาน้อยที่สุดเท่ากับ 97.7 % ในลักษณะพื้นที่
รังสีแบบ Irregular surface 90° step ของอิเล็กตรอน

พลังงาน 12 MeV ที่ระยะลึก R_{50} เมื่อใช้อัตราผ่าน
แกมมา 4%4 มม. แสดงในตารางที่ 6

ตารางที่ 6 อัตราผ่านแกมมา ลักษณะพื้นที่รังสี Irregular surface 90° step

ระยะความลึก	6 MeV			12 MeV		
	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.
D_{max}	78.7	95.3	100.0	69.3	94.0	100.0
R_{90}	78.6	100.0	100.0	76.7	100.0	100.0
R_{50}	76.5	100.0	100.0	24.8	44.4	97.7

ผลการทวนสอบความถูกต้องของลักษณะพื้นที่รังสี
แบบ Internal heterogeneity อัตราผ่านแกมมา

ผ่านเกณฑ์ของ Van Dyk ยกเว้นในอิเล็กตรอนพลังงาน
12 MeV ที่ความลึก 3.75 ซม. แสดงในตารางที่ 7 และ 8

ตารางที่ 7 อัตราผ่านแกมมาอิเล็กตรอนพลังงาน 6 MeV พื้นที่รังสี Internal heterogeneity

ความลึก (ซม.)	อัตราผ่านแกมมา		
	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.
1.75	91.6	100.0	100.0
2.75	100.0	100.0	100.0
3.75	96.6	100.0	100.0

ตารางที่ 8 อัตราผ่านแกมมาอิเล็กตรอนพลังงาน 12 MeV พื้นที่รังสี Internal heterogeneity

ความลึก (ซม.)	อัตราผ่านแกมมา		
	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.
2.75	69.6	83.6	97.8
3.75	32.4	55.9	82.6
4.75	70.9	99.5	100.0
5.75	98.6	100.0	100.0

ผลการทวนสอบความถูกต้องของลักษณะพื้นที่
รังสีแบบ Adjacent beams เมื่อใช้ค่าอัตราผ่านแกมมา

4%,4 มม.ทุกความลึกผ่านเกณฑ์ของ Van Dyk
ดังตารางที่ 9 และ 10

ตารางที่ 9 อัตราผ่านแกมมาอิเล็กตรอนพลังงาน 6 MeV พื้นที่รังสี adjacent beams

ความลึก (ซม.)	ระยะห่าง 0 ซม.			ระยะห่าง 1 ซม.		
	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.
1.75	52.0	100.0	100.0	45.8	98.8	100.0
2.75	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0

ตารางที่ 10 อัตราผ่านแกมมาอิเล็กตรอนพลังงาน 12 MeV พื้นที่รังสี adjacent beams

ความลึก (ซม.)	ระยะห่าง 0 ซม.			ระยะห่าง 1 ซม.		
	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.	2%2 มม.	3%3 มม.	4%4 มม.
3.25	98.0	99.7	100.0	98.4	100.0	100.0
4.25	60.8	95.8	100.0	62.9	97.6	100.0
5.25	93.9	100.0	100.0	95.3	100.0	100.0

วิจารณ์

การทวนสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอน โดยการเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องวางแผนรังสีรักษากับการวัดในลักษณะพื้นที่รังสีที่มีการอ้างอิงจากการศึกษา อื่นๆ เช่น Almon Shiu S. (1992)², AAPM TG 53 (1998)¹⁰, Abel Cheng. (1996)¹² ใช้ลักษณะพื้นที่รังสี จำนวน 7 ลักษณะ ประกอบด้วย standard SSD, extended SSD, irregular field, irregular surface (30° Slope), irregular surface (90° Step), Internal heterogeneity และ adjacent beams คำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอนพลังงาน 6 MeV และ 12 MeV ด้วยเครื่องวางแผนรังสีรักษาที่ใช้อัลกอริทึมมอนติ คาร์โล (Monte Carlo VMC++) ในน้ำและวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ โดยใช้หัววัดรังสีแบบไอออนไนเซชันชนิด plane-parallel และหัววัดรังสีแบบระนาบ

ผลการวัดปริมาณรังสีแบบจุด ลักษณะพื้นที่รังสี standard SSD พบว่าอิเล็กตรอนพลังงาน 6 และ 12 MeV ที่ระยะ D_{max} , R_{90} และ R_{50} มีค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยเท่ากับ 1.04 และ 0.5 ตามลำดับ ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับการศึกษาของ Edimo และคณะ (2009)¹¹ ที่มีค่า -0.07 แต่น้อยกว่าการศึกษาของ Cygler และคณะ (2004)⁶ ที่มีค่าน้อยกว่า 2.50 ลักษณะพื้นที่รังสี

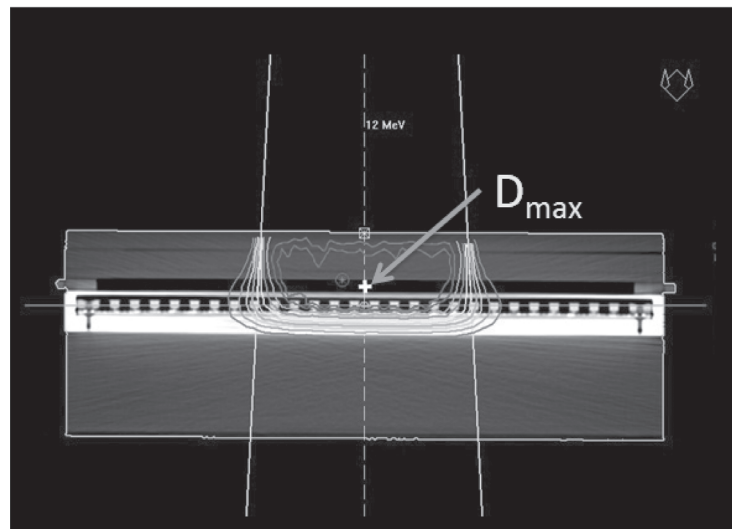
extended SSD มีค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยเท่ากับ 0.5 และ 0 ตามลำดับน้อยกว่าการศึกษาของ Cygler และคณะ (2004)⁶ ที่มีค่าน้อยกว่า 2.50 ลักษณะพื้นที่รังสี irregular field มีค่าร้อยละความแตกต่างเฉลี่ยเท่ากับ 1.28 และ 2.8 ตามลำดับ ใกล้เคียงกับการศึกษาของ Edimo และคณะ (2009)¹¹ ที่มีค่า -2.52 ผลการเปรียบเทียบการวัดปริมาณรังสีแบบจุด ลักษณะพื้นที่รังสี standard SSD และ extended SSD มีค่าไม่เกิน 2 % ลักษณะพื้นที่รังสี Irregular field มีค่าไม่เกิน 7% มีค่าอยู่ในเกณฑ์ยอมรับที่กำหนดโดย Van Dyk^{9,10}

ผลการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีสัมพัทธ์ที่ได้จากเครื่องวางแผนรังสีรักษากับการวัดด้วยหัววัดรังสีแบบระนาบ octavius ลักษณะพื้นที่รังสี Irregular surface 30° slope อิเล็กตรอนพลังงาน 6 และ 12 MeV มีค่าอัตราผ่านแกมมา (gamma passing rate) 95.9% และ 98.6 % ตามลำดับ มีค่ามากกว่าการศึกษาของ Abel cheng และคณะ (1996)¹² ที่มีค่า 79.5 % ลักษณะพื้นที่รังสี Irregular surface 90° step มีค่า gamma passing rate 92.12% และ 78.54% ตามลำดับ มีค่ามากกว่าการศึกษาของ Abel cheng และคณะ (1996)¹² ที่มีค่า 89.3% ลักษณะพื้นที่รังสี internal

heterogeneity มีค่า gamma passing rate 98.69% และ 82.58 % ตามลำดับ มีค่ามากกว่าการศึกษาของ Abel cheng และคณะ (1996)¹² ที่มีค่า 80.67 % สำหรับอิเล็กตรอนพลังงาน 12 MeV ที่ระยะลึก 3.75 cm. ใช้ build up 2.5 ซม. มีค่า gamma passing rate น้อยกว่าเกณฑ์เนื่องจากการกำหนด prescription dose ที่ระยะ D_{max} ความลึก 2.7 ซม. อยู่ในโพรงอากาศภายในวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อตามรูปที่ 3

เนื่องจากการศึกษาที่ใช้อัลกอริทึมแบบมอนติ คาร์โล ในการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอน ทำให้มี gamma passing rate มากกว่าการศึกษาของ Abel cheng และคณะ (1996)¹² ที่ใช้อัลกอริทึมในการคำนวณปริมาณรังสีเป็นแบบ pencil beam

สรุปคือการทวนสอบการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอนของเครื่องวางแผนรังสีรักษา Oncentra master plan เวอร์ชัน 4.3 ที่ใช้อัลกอริทึมมอนติ คาร์โล ทั้งวิธีวัดปริมาณรังสีที่จุดใดๆ ในน้ำด้วยหัววัดแบบประจุแตกตัว และวัดการกระจายปริมาณรังสีด้วยหัววัดเรียงตัวแบบระนาบ โดยใช้ geometry ที่อ้างอิงมาจาก TG53¹⁰ พบว่าการคำนวณปริมาณรังสีอิเล็กตรอนมีความถูกต้องที่ดีมาก ผ่านเกณฑ์ยอมรับของ Van Dyk สามารถนำเครื่องวางแผนรังสีรักษา Oncentra master plan ไปใช้งานในทางคลินิกได้



รูปที่ 3 จุด D_{max} อยู่ในโพรงอากาศภายในวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อ

เอกสารอ้างอิง

1. International Commission on radiation units and measurements (ICRU). Prescribing, Recording, and Reporting Electron Beam Therapy. Oxford; ICRU Report No.71; 2004.
2. Shiu AS, Tung S, Hogstrom KR, Wong JW, Gerber RL, Harms WB, et al. Verification data for electron beam dose algorithm. Med Phys 1992; 19(3): 623-36.
3. Nucletron. Oncentra[®] External Beam v.4.3 170.730: Physics and Algorithms. 2009.
4. Nucletron. Oncentra[®] External Beam v.4.3 170.730: User Manual. 2009.
5. Nucletron. Oncentra[®] External Beam v.4.3 170.730: Accuracy of Dose Calculations. 2009.
6. Cygler JE, Daskalov GM, Chan GH and Ding GX. Evaluation of the first commercial Monte Carlo dose calculation engine for electron beam treatment planning. Med Phys 2004; 31(1): 142-53.

7. Ding GX, Joanna EC, Christine WY, Nina IK and Daskalov G. A comparison of electron beam dose calculation accuracy between treatment planning systems using either a pencil beam or a Monte Carlo algorithm. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 63(2): 622-33.
8. Nucletron. Oncentra[®] External Beam v.4.3 170.730: Radiation Commissioning and Quality assurance. 2009;14-8.
9. Van Dyk J, Barnett RB, Cygler JE and Shragge PC. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;26 : 261-73.
10. Fraass BA, Doppke K, Kutcher G, Starschall G, Stern R, Van Dj. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25(10):1773-836.
11. Edimo P, Clermont C, Kwato MG, Vynckier S. Evaluation of a commercial VMC++ Monte Carlo based treatment planning system for electron beams using EGSnrc/BEAMnrc simulations and measurements. *Phys Med* 2009;25(3):111-21.
12. Cheng A, Harms WB Sr, Gerber RL, Wong JW, Purdy JA. Systematic verification of a three-dimensional electron beam dose calculation algorithm. *Med Phys* 1996; 23(5):685-93