



การพัฒนาโปรแกรมการตรวจสอบปริมาณรังสีในลำรังสีสำหรับงานรังสีรักษาระยะไกล นันทวัฒน์ อุดี

The development of dose calculation verification software in treatment field for external radiation therapy

Nuntawat Udee

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000

*Corresponding Author. E-mail address: nun_oudee@hotmail.com

Received 2 May 2011; accepted 4 August 2011

บทคัดย่อ

การรักษามะเร็งด้วยรังสีรักษากำลังเป็นที่นิยมอย่างแพร่หลายเนื่องจากการรักษาด้วยรังสีระยะไกลที่ได้จากเครื่องเร่งอนุภาคพลังงานสูง มีผลการรักษาที่ดี ด้วยเหตุที่มีการให้ปริมาณรังสีที่สูงจึงควรมีการตรวจสอบผลการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้ งานวิจัยนี้จึงได้พัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อตรวจสอบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ก่อนการรักษารังสีจริง ผลการตรวจสอบประสิทธิภาพในการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแชมเบอร์และฟิล์มวัดรังสีในพื้นที่สี่เหลี่ยมจัตุรัสและสี่เหลี่ยมผืนผ้ามีค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีเท่ากับ -0.41 ± 1.28 และ 0.11 ± 1.25 ตามลำดับ ในขณะที่ผลเปรียบเทียบปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีคล้ายกับการใช้งานจริงประกอบด้วยพื้นที่ลำรังสีชนิด asymmetric field และ shaped field พบว่าค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างที่คำนวณได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับการวัดมีค่าเท่ากับ -0.16 ± 1.07 และ -0.35 ± 1.32 ตามลำดับ จากผลการดำเนินการเปรียบเทียบพบว่าค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างน้อยกว่าข้อกำหนดของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ

คำสำคัญ: รังสีรักษา การตรวจสอบปริมาณรังสี โปรแกรมการตรวจสอบปริมาณรังสี

Abstract

Cancer treatment with radiation therapy is becoming widely treatment because of the external radiotherapy from high-energy linear accelerator was good treatment outcome. Therefore the high radiation dose, these should be verification of the dose calculation. This study has developed computer software to verifying radiation dose which calculated by computerized treatment planning system (TPS) prior to actual treatment. Results showed that the verification of performance of dose calculation between developed software with measured by ionization chamber (IC) and film in square and rectangular fields, the average percentage difference were -0.41 ± 1.28 and 0.11 ± 1.25 , respectively. The comparison dose in the fields similar to the actual treatment including asymmetric and shaped fields, found that the average percentage difference between the developed software with measured were -0.16 ± 1.07 and -0.35 ± 1.32 , respectively. The results of the tests carried out to access the percentage differences were required by International Atomic Energy Agency (IAEA).

Keywords: Radiation therapy, dose calculation verification and dose calculation verification software

บทนำ

รังสีรักษา (Radiation therapy) เป็นวิธีการรักษาผู้ป่วยมะเร็งซึ่งกำลังเป็นที่แพร่หลายในปัจจุบันซึ่งเป็นการใช้รังสีที่มีพลังงานสูงเพื่อทำการฆ่าหรือยับยั้งการเจริญเติบโตของก้อนมะเร็ง ในขณะที่รังสีวินิจฉัยนั้นเป็นการใช้เอกซเรย์พลังงานต่ำเพื่อใช้ในการถ่ายภาพทางรังสีสำหรับวินิจฉัยโรคเป็นหลัก ในปัจจุบันมีผู้ป่วยโรคมะเร็งประมาณ 50-60% ได้รับการรักษาด้วยรังสีรักษา ในจำนวนนี้อาจได้รับการรักษาด้วยรังสีรักษาเพียงอย่างเดียวหรืออาจรักษาร่วมกับวิธีอื่น เช่น การผ่าตัด การใช้ฮอร์โมนหรือการใช้เคมีบำบัด ทั้งนี้เป้าหมายของรังสีรักษาคือเพื่อทำลายเซลล์มะเร็งให้มากที่สุด ในขณะที่เนื้อเยื่อปกติควรได้รับปริมาณรังสีต่ำที่สุด การรักษาด้วยรังสีรักษามี 2 วิธีได้แก่วิธีการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ (Brachytherapy) ซึ่งเป็นวิธีการรักษาที่มีต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายในร่างกายและวิธีการรักษาด้วยรังสีระยะ

ไกล (External radiation therapy) ซึ่งเป็นวิธีการรักษาที่มีต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายนอกร่างกายและเป็นที่นิยมใช้รักษาผู้ป่วยมะเร็งมากที่สุด โดยเครื่องเร่งอนุภาค (Linear accelerator) เป็นเครื่องมือที่นิยมใช้เนื่องจากสามารถให้รังสีที่มีพลังงานสูงระดับเมกกะโวลต์ (MV) ทำให้เหมาะสำหรับรักษามะเร็งที่อยู่ลึกในผู้ป่วย ด้วยเหตุที่ปริมาณรังสีที่ใช้รักษาค่อนข้างสูง ดังนั้นหากเกิดความผิดพลาดแม้เพียงเล็กน้อย อาจส่งผลให้เกิดภาวะแทรกซ้อนกับผู้ป่วยหรืออาจทำให้ผู้ป่วยถึงขั้นเสียชีวิตได้ ดังนั้นการตรวจสอบผลการคำนวณปริมาณรังสีจึงมีความจำเป็นอย่างยิ่งทั้งนี้เพื่อป้องกันความผิดพลาดจากการให้ปริมาณรังสีที่อาจมากหรือน้อยเกินไป ปัจจุบันนิยมใช้เครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (Treatment planning system, TPS) สำหรับทำการคำนวณปริมาณรังสีให้ผู้ป่วยเนื่องจากมีความสะดวกและมีความถูกต้องสูง

สำหรับเทคนิคการให้ปริมาณรังสีในประเทศไทย คือ

การรักษาแบบสองมิติซึ่งพื้นที่ลำรังสีมีลักษณะเป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้าหรือสี่เหลี่ยมจตุรัส การปรับเปลี่ยนรูปร่างของลำรังสีทำได้โดยใช้อุปกรณ์จำกัดลำรังสีชนิดคอลลิเมเตอร์ (Collimator) แต่การรักษาด้วยวิธีดังกล่าวมีข้อจำกัดคือไม่สามารถให้ปริมาณรังสีที่สูงมากได้ เนื่องจากพื้นที่ลำรังสีที่ค่อนข้างใหญ่ทำให้อวัยวะปกติโดยรอบก่อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีมากตามไปด้วย ส่งผลให้เกิดภาวะแทรกซ้อนขึ้นจากการได้รับปริมาณรังสีสูง นอกจากนี้ยังมีวิธีการรักษาแบบสามมิติซึ่งทำให้การวางแผนการรักษาและการคำนวณปริมาณรังสีมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้นเนื่องจากก่อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีสูงในขณะที่เนื้อเยื่อปกติได้รับปริมาณรังสีเพียงเล็กน้อย โดยการใช้อุปกรณ์ปรับเปลี่ยนลำรังสีชนิดมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ (Multi-leaf collimator) สำหรับปรับลำรังสีให้มีรูปร่างตามก้อนมะเร็งเพื่อลดปริมาณรังสีที่อวัยวะปกติจึงทำให้สามารถเพิ่มปริมาณรังสีให้สูงขึ้นในพื้นที่เป้าหมาย (AAPM Report 72, 2001) สำหรับการให้ปริมาณรังสีกับผู้ป่วยในขั้นตอนการรักษาด้วยรังสีรักษานั้นผู้ป่วยจะได้รับการวางแผนการรักษาด้วยคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (Khan, 2007) ซึ่งความถูกต้องของการคำนวณขึ้นอยู่กับวิธีการและสมการคณิตศาสตร์ที่ใช้สำหรับคำนวณปริมาณรังสีเป็นหลัก โดยสามารถแบ่งการคำนวณออกได้เป็น 2 แบบคือการคำนวณปริมาณรังสีด้วยวิธีการแก้ค่า (Correction based methods) เช่น การคำนวณด้วยวิธีคลากสัน ซึ่งมีข้อดีคือข้อมูลที่นำมาคำนวณได้มาจากการวัดจริงเป็นข้อมูลที่ค่อนข้างเชื่อถือได้และการคำนวณด้วยวิธีการโมเดล (Model based methods) เช่น วิธี Convolution methods วิธี Convolution-superposition methods และวิธี Monte Carlo simulation เป็นวิธีที่นิยมใช้สำหรับเครื่องวางแผนการรักษาเนื่องจากมีความถูกต้องมากกว่า อย่างไรก็ตามข้อมูลที่นำมาคำนวณเป็นข้อมูลที่ไดมาจากการโมเดลจึงทำให้อาจเกิดความผิดพลาดขึ้นได้ การตรวจสอบปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีที่มีรูปร่างใดๆ (Irregular field) นิยมใช้การคำนวณด้วยวิธีคลากสัน (Chen et al, 2000; Kung, 2000) ซึ่งใช้วิธีการแยกรังสีกระเจิง (Scattered dose) ออกจากรังสีปฐมภูมิ (Primary dose) ข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีได้มาจากการวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดชนิดไอออนแชมเบอร์ (Ionization chamber, IC) ในน้ำซึ่งเก็บอยู่ในรูปของตารางค่าปริมาณรังสีที่ระดับความลึกต่างๆ เปรียบเทียบกับตำแหน่งที่มีปริมาณรังสีสูงสุด (Tissue maximum ratio, TMR) โดยปริมาณรังสีกระเจิงจะขึ้นอยู่กับรูปร่างของลำรังสีซึ่งสามารถคำนวณได้ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ดังนั้นหากมีการพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์ขึ้นเพื่อตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีของเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาจึงมีประโยชน์มากเนื่องจากหากมีความผิดพลาดจากการคำนวณจะสามารถหาทางแก้ไขได้ก่อนที่จะทำการรักษาจริง โดยขั้นตอนดังกล่าวเป็นการตรวจสอบคุณภาพคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเพื่อให้แน่ใจได้ว่าค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้มีความถูกต้องแม่นยำเพียงพอสำหรับการรักษาผู้ป่วยตามข้อเสนอนะของทบวงการประมาณะระหว่างประเทศ

(IAEA, 2004) อย่างไรก็ตามได้มีผู้สร้างโปรแกรมตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีขึ้นใช้สำหรับหน่วยตัวเองเป็นจำนวนมาก (Chen, 2000; George et al, 2000; John, 2001; Lombardi et al, 1997) แต่ยังมีข้อจำกัดหลายประการ อาทิเช่นใช้เวลาคำนวณที่นาน มีขั้นตอนการใช้งานยากไม่เหมาะกับการนำมาใช้งานจริง รวมทั้งการคำนวณมีความถูกต้องต่ำและที่สำคัญโปรแกรมมีราคาแพง ดังนั้นวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้ คือ เพื่อพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับคำนวณปริมาณรังสีขึ้นใช้เองโดยใช้ในการคำนวณการแก้ค่าปริมาณรังสีด้วยวิธีคลากสัน จากนั้นทำการเปรียบเทียบผลการคำนวณกับการวัดปริมาณรังสีเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น โดยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นสามารถนำไปใช้ในการตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาสำหรับการรักษาด้วยรังสีระยะไกลต่อไป

วัสดุอุปกรณ์และวิธีการ

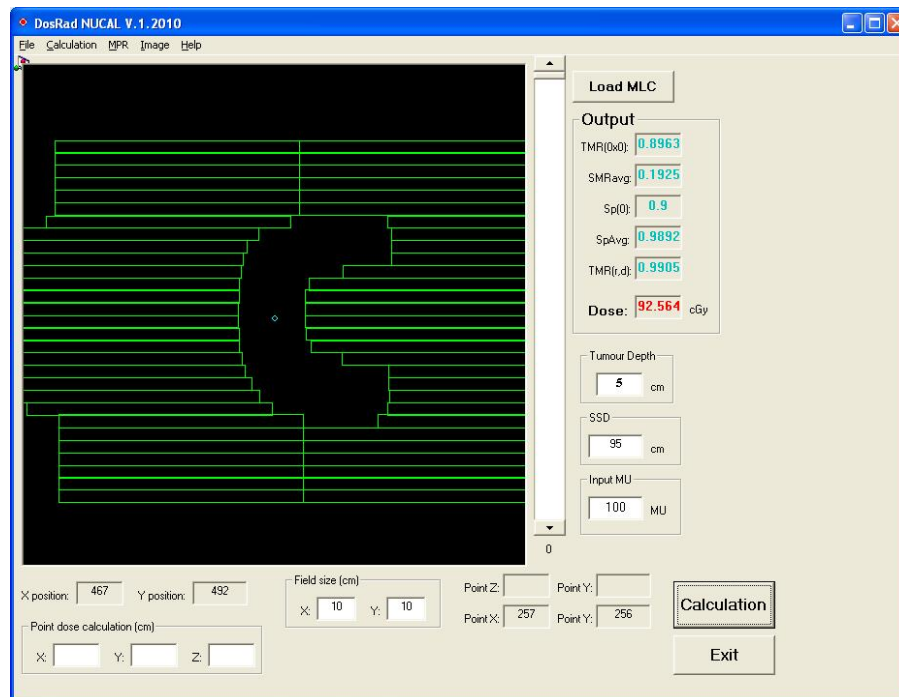
โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับคำนวณปริมาณรังสีที่พัฒนาขึ้นใช้โปรแกรม Microsoft Visual Basic 6 เพื่อสร้างโปรแกรมการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากการใส่ข้อมูลพื้นฐานสำหรับการคำนวณเทคนิคที่ใช้คำนวณเป็นการฉายรังสีที่มีระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงกึ่งกลางก้อนมะเร็งเท่ากับ 100 เซนติเมตร (SAD Technique) การเก็บรวบรวมข้อมูลของงานวิจัยนี้ได้ทำการวัดปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่องเร่งอนุภาคพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ รุ่น Primus บริษัท Siemens ของแผนกรังสีรักษา ศูนย์มหาวิทยาลัยรังสิต จ.ปทุมธานี ใช้อุปกรณ์จำกัดลำรังสีชนิดมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์เพื่อกำหนดรูปร่างลำรังสี ข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณได้มาจากการวัดปริมาณรังสีพื้นฐานที่จากการวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแชมเบอร์ขนาด 0.6 cc ร่วมกับเครื่องอ่านผล (electrometer) บริษัท NE technology ในวัสดุสมมูลย์เนื้อเยื่อน้ำตามข้อเสนอแนะของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA, 2004) โดยทำการเก็บข้อมูลพื้นที่ลำรังสีที่มีขนาดตั้งแต่ $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ถึง $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ข้อมูลที่ได้จะนำไปใช้เป็นฐานข้อมูลสำหรับการคำนวณปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีขนาดต่างๆ ด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ที่คณะผู้วิจัยสร้างขึ้น

ขั้นตอนการทดสอบประสิทธิภาพในการคำนวณปริมาณรังสีจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นทำได้โดยการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่คำนวณจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับการวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแชมเบอร์ในตัวกลางน้ำและฟิล์มวัดรังสีพลังงานสูงชนิด KODAK X-OMAT V (Zhu, 2002) ในวัสดุสมมูลย์เนื้อเยื่อชนิด solid water phantom ของบริษัท RMI โดยการเปิดลำรังสีพื้นที่สี่เหลี่ยมจตุรัสและสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่มีขนาด 5×5 , 10×10 , 20×20 , 5×20 และ $20 \times 5 \text{ cm}^2$ และทำการเปรียบเทียบในพื้นที่ลำรังสีคล้ายกับที่พื้นที่จริง (Dyk, 1993; John, 2001) ประกอบด้วยพื้นที่ลำรังสีชนิด asymmetric field ขนาด $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ที่มีการจัดตำแหน่งของลำรังสีในแกน X และ Y

เท่ากับ 0 ทำให้มีพื้นที่ทั้งหมด 4 ลำรังสีที่แตกต่างกันไปคือ $X1=0$, $X1=-10$, $Y1=0$, $Y1=-10$ และ shaped field ที่มีรูปร่าง Cord block, Corner block, Oval shape และ C-shape ทำการทดสอบโดยการวัดซ้ำทั้งหมด 3 ครั้ง เพื่อหาค่าเฉลี่ยในแต่ละพื้นที่ลำรังสีโดยให้ปริมาณรังสีที่กำหนด (prescribed dose) เท่ากับ 100 cGy ที่ระดับความลึก 5 เซนติเมตร ทำการวัดค่าปริมาณรังสีโดยใช้หัววัดรังสีชนิดไอออนแฮมเบอร์และฟิล์มที่บริเวณกึ่งกลางลำรังสีเพื่อนำปริมาณรังสีที่ได้เปรียบเทียบกับค่าคำนวณด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้น ค่าความดันบนฟิล์มหาได้จากเครื่องสแกนฟิล์มแบบสองมิติรุ่น CX-312T บริษัท Cobrascan ทั้งนี้ค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างการวัดและการคำนวณตามข้อเสนอแนะของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศที่บริเวณกึ่งกลางฟิล์มของลำรังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัสและสี่เหลี่ยมผืนผ้าจะต้องไม่เกิน 1% และ 1.5% ตามลำดับ (IAEA, 2004) และไม่เกิน 2% สำหรับพื้นที่ลำรังสีชนิด asymmetric field และ shaped field (George, 2000; IAEA, 2004)

ผลการศึกษาและอภิปรายผล

จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ทำให้ได้โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูปที่สามารถคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่องเร่งอนุภาคพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ โดยตั้งชื่อว่า “DosRad” ดังแสดงในรูปที่ 1 โปรแกรมที่ได้สามารถคำนวณปริมาณรังสีที่ความระดับความลึกตั้งแต่ 0.5 ถึง 30 เซนติเมตร และพื้นที่ลำรังสีตั้งแต่ $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ถึง $40 \times 40 \text{ cm}^2$ โดยโปรแกรมจะทำการหาค่าปัจจัยต่างๆ ที่จะต้องใช้ในการคำนวณด้วยวิธีคลากสัน ได้แก่ TMR(d,0), TMR(d,r), Sp(r), SMR(d,r) สำหรับข้อมูลที่ใช้ต้องใส่สำหรับการคำนวณปริมาณรังสีประกอบด้วยข้อมูลพื้นที่ลำรังสีที่กำหนดโดยมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ค่าปริมาณรังสีที่กำหนดและความลึกของก้อนมะเร็ง (tumor depth) นอกจากนั้นบนหน้าจอหลักของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นยังสามารถแสดงพื้นที่ลำรังสีที่เปิดโดยมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์เพื่อให้ง่ายต่อการตรวจสอบรูปร่างของลำรังสีดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงภาพหน้าจอหลักของโปรแกรมการคำนวณปริมาณรังสี “DosRad” ที่พัฒนาขึ้น

ผลการตรวจสอบประสิทธิภาพในการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าวัดปริมาณรังสีในพื้นที่สี่เหลี่ยมผืนผ้าและสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาดต่างๆ ที่บริเวณกึ่งกลางลำรังสี พบว่าค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับหัววัดรังสีชนิดไอออนแฮมเบอร์มีค่าเท่ากับ -0.41 ± 1.28 สำหรับค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างที่คำนวณได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับฟิล์มวัดรังสีมีค่าเท่ากับ 0.11 ± 1.25 ในขณะที่ผลเปรียบเทียบการคำนวณปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีที่คล้ายกับการใช้งานจริงด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับการวัดจริง พบว่าค่า

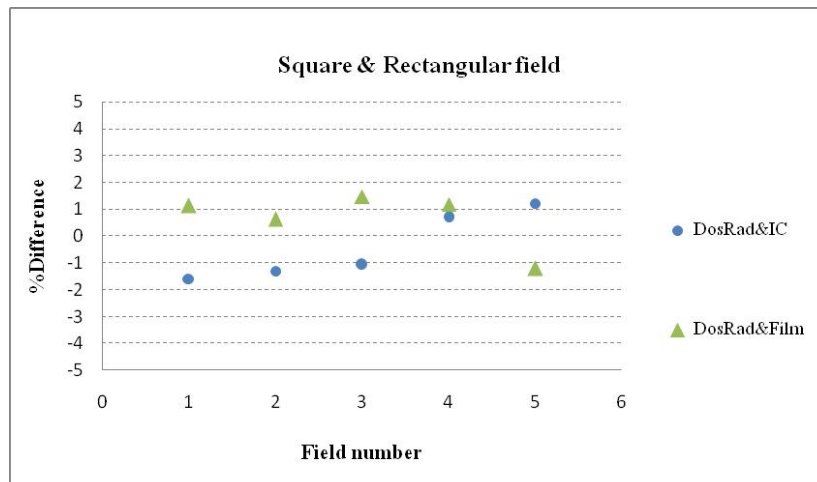
เฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับที่วัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแฮมเบอร์มีค่าเท่ากับ -0.16 ± 1.07 และค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณเทียบกับฟิล์มวัดรังสีมีค่าเท่ากับ -0.35 ± 1.32

ค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างปริมาณรังสีในพื้นที่สี่เหลี่ยมจัตุรัสและสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับค่าวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแฮมเบอร์และฟิล์มวัดรังสีแสดงดังรูปที่ 2 พบว่าความแตกต่างปริมาณรังสีระหว่างการคำนวณด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับการวัดทั้งจากหัววัดรังสีและฟิล์มมี

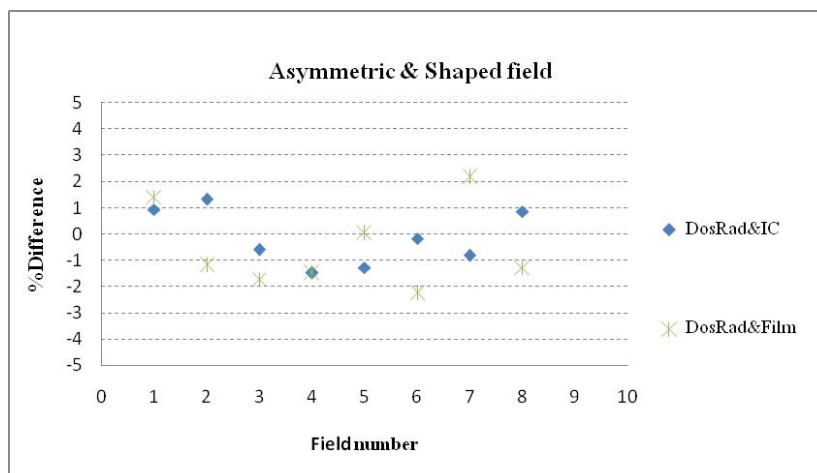
ค่าน้อยกว่า 1% สำหรับพื้นที่สี่เหลี่ยมจัตุรัสและน้อยกว่า 1.5% สำหรับพื้นที่สี่เหลี่ยมผืนผ้าซึ่งเป็นค่าที่อยู่ในขอบเขตการยอมรับตามข้อเสนอแนะของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ

สำหรับค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างปริมาณรังสีของพื้นที่ลำรังสี asymmetric field และ shaped field ที่ได้จาก

การคำนวณด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับการวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแชมเบอร์และฟิล์มแสดงดังรูปที่ 3 พบว่าข้อมูลความแตกต่างปริมาณรังสีทั้งหมดอยู่ในช่วงไม่เกิน 2% ซึ่งเป็นค่าที่อยู่ในขอบเขตการยอมรับตามข้อเสนอแนะของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ



รูปที่ 2 แสดงเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างการคำนวณด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับการวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแชมเบอร์ในพื้นที่ลำรังสีแบบสี่เหลี่ยมจัตุรัสและสี่เหลี่ยมผืนผ้า



รูปที่ 3 แสดงเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างการคำนวณด้วยโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับการวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแชมเบอร์ในพื้นที่ลำรังสีแบบ Asymmetric และ Shaped fields

สรุปผลการศึกษา

จากการศึกษาวิจัยครั้งนี้ทำให้ได้โปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อการตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีจากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาสำหรับงานรังสีรักษาระยะไกล ซึ่งเป็นโปรแกรมสำเร็จรูปที่สามารถคำนวณปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีแบบต่างๆ โดยใช้อุปกรณ์จำกัดลำรังสีชนิดมัลติลีฟคอลลิเมเตอร์ได้โดยข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีได้จากการวัดจริงตามมาตรฐานของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ โปรแกรมสามารถใช้งานได้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ทั่วไปที่มีระบบปฏิบัติการวินโดวส์ทำให้นำไปใช้ในโรงพยาบาลหรือศูนย์มะเร็งเพื่อตรวจสอบปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่องวางแผนการรักษาตามต้องการ อย่างไรก็ตาม

ตามผู้ใช้งานจำเป็นต้องใส่ข้อมูลลำรังสีที่เป็นค่าเฉพาะของเครื่องลงในโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเพื่อให้การคำนวณมีความถูกต้องและยังจำเป็นต้องเข้าใจวิธีการคำนวณค่าต่างๆ ของโปรแกรมเพื่อให้ผู้ใช้สามารถนำโปรแกรมไปใช้คำนวณปริมาณรังสีได้อย่างมีประสิทธิภาพ

ผลการตรวจสอบประสิทธิภาพการทำงานของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นพบว่าความแตกต่างปริมาณรังสีในพื้นที่สี่เหลี่ยมจัตุรัสและสี่เหลี่ยมผืนผ้าที่คำนวณได้เทียบกับค่าปริมาณรังสีที่วัดน้อยกว่า 1.5% ยกเว้นในพื้นที่สี่เหลี่ยมผืนผ้าขนาด 5x20 cm² เมื่อเทียบกับการวัดด้วยฟิล์มซึ่งมีความแตกต่างสูงสุด เนื่องจากผลของรังสีกระเจิงที่เกิดขึ้นส่งผลให้การคำนวณแบบคลากสันเกิดความคลาดเคลื่อนเล็กน้อยโดยมีความแตกต่าง 1.60% โดยข้อกำหนดของทบวงการ

พลังงานปรมาณูระหว่างประเทศได้กำหนดไว้ 1.5% ซึ่งอาจเป็นผลมาจากการคลาดเคลื่อนจากการวัดด้วยฟิล์มวัดรังสีที่ต้องผ่านขั้นตอนการล้างฟิล์มซึ่งความดำที่แสดงถึงปริมาณรังสีที่วัดได้สามารถเปลี่ยนแปลงไปตามอุณหภูมิและความเข้มข้นของน้ำยาล้างฟิล์ม

ผลการเปรียบเทียบปริมาณรังสีของพื้นที่ลำรังสีที่คล้ายกับการใช้งานจริงที่คำนวณได้จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นพบว่าส่วนใหญ่มีความแตกต่างน้อยกว่า 2% ตามข้อกำหนดของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ ยกเว้นในพื้นที่ลำรังสี corner block ที่มีค่าความแตกต่างเท่ากับ -2.25% และพื้นที่ลำรังสี oval shaped ที่มีค่าความแตกต่างเท่ากับ 2.17% เนื่องจากพื้นที่ลำรังสีดังกล่าวมีลักษณะที่ค่อนข้างซับซ้อน ทำให้การคำนวณเพื่อหาปริมาณรังสีมีความคลาดเคลื่อนตามไปด้วย

อย่างไรก็ตามโปรแกรมที่คณะผู้วิจัยพัฒนาขึ้นยังไม่สามารถคำนวณปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีในเทคนิคการรักษาที่ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อชนิด wedge หากทำการพัฒนาโปรแกรมให้สามารถคำนวณปริมาณรังสีตลอดทั้งพื้นที่ดังกล่าวได้จะเป็นประโยชน์กับผู้ป่วยมะเร็งอย่างยิ่งเนื่องจากวิธีการฉายรังสีดังกล่าวมีปริมาณรังสีที่ไม่สม่ำเสมอตลอดพื้นที่ นอกจากนี้โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นได้ทำการทดสอบ โดยการคำนวณปริมาณรังสีในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อชนิด solid water phantom และในน้ำซึ่งเป็นวัสดุที่มีความหนาแน่นสม่ำเสมอ แต่ในร่างกายมนุษย์มีองค์ประกอบซึ่งมีความแตกต่างกัน ดังนั้นหากพัฒนาให้โปรแกรมสามารถทำการคำนวณปริมาณรังสีในวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นคล้ายกับมนุษย์จริงจะมีประโยชน์ต่อผู้ป่วยมากยิ่งขึ้นเนื่องจากทำให้ทราบปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจริงอย่างถูกต้อง

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณ ทุนอุดหนุนการวิจัยกองทุนวิจัยมหาวิทยาลัยนเรศวร ปี พ.ศ.2553 ที่ให้การสนับสนุนการวิจัยทั้งหมดและแผนกรังสีรักษา ศูนย์มหาวชิราลงกรณ์ ธิญบุรี จ.ปทุมธานี ที่สนับสนุนเครื่องมือและสถานที่ในการทำวิจัย ทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

AAPM Report 85 (2001) Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams: Report of the AAPM radiation therapy committee task group 65, Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA.

John P G (2001) Monitor unit calculations for external photon and electron beams. AAPM Annual meeting Refresher course, Utah, USA, 1-10.

Lombardi P et al (1997) Monitor unit calculation in 6 MV irregularly shaped beams-accuracy in clinical practice. BJR, 638-644.

George S et al (2000) Monitor unit calculations as part of beam commissioning for a radiation treatment planning system. Proceedings of the 22th Annual EMBS International conference, Chicago, USA, 1187-1190.

Chen Y et al (2000) Implementation of A Clarkson Summation Algorithm for Dose Verification in MLC-based IMRT. Proceedings of the 22th Annual EMBS International Conference, Chicago, USA, 1534-1537.

Haslam J J et al (2003) Comparison of dose calculated by an intensity modulated radiotherapy treatment planning system and an independent monitor unit verification program. Am. Coll. Med. Phys., 224-230.

Jingeng Z, Fang-Fang Y, Jae H K (2003) Point dose verification for intensity modulated radiosurgery using Clarkson's method. Med. Phys., 2218-2221.

Kung J. H, Chen F. H, Kuchnir F. K (2000). A monitor unit verification in intensity modulated radiotherapy as a dosimetry quality assurance. Med. Phys., 2226-2230.

Xing L et al (2000) Monitor unit calculation for intensity modulated photon field. Proceedings of the 22th Annual EMBS International conference, Chicago, USA., 173-176.

AAPM Report 72 (2001) Basic Applications of Multileaf collimators: Report of the AAPM radiation therapy committee task group 50, Medical Physics Publishing, Madison, WI, USA.

Shahine B. H., Al-Ghazi M. S. A. L. and El-Khatib E (1999) Experimental Evaluation of interface doses in the presence of air cavities compared with treatment planning algorithms. Med. Phys. 26(3), 350-355.

Khan F M (2003) The Physic of Radiation Therapy. 3rd ed. USA: Lippincott Williams & Wilkins.

Jacob V D (2005) The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists. 2nd ed. USA: Medical Physics Pub.

Sontag M R, Cunningham J R (1978) The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. *Radiology.*, 129(3), 787-794.

O'Connor J E (1957) The variation of scattered x-rays with density in an irradiated body. *Phys. Med. Biol.*, 352-369.

Ahnesjö A, Saxner M and Trepp A (1992) A pencil beam model for photon dose calculation *Med. Phys.*, 19, 263-273.

Hendee R W, Ibbott S G and Hendee G E (2005) *Radiation Therapy Physics*. 3rd ed. New Jersey: John Wiley & Sons.

International Atomic Energy Agency (2004) Technical reports series no.430: Commissioning and quality assurance of computerized planning system for radiation treatment of cancer. Vienna.

Dyk J V et al (1993) Commissioning and quality assurance of treatment planning computer. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, 26, 172-173.

Mijnheer B et al (2004) Quality assurance of treatment planning systems practical examples for non-IMRT photon beams. ESTRO.

Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al (1998) American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys.*, 25, 1773-1829.

Nathan L C et al (2005) Dosimetric accuracy of Kodak EDR2 film for IMRT verifications. *Med. Phys.*, 32(2), 539-548.

International Atomic Energy Agency (2004) Absorbed dose determination in phantom and electron beams. IAEA TRS 430, 148-154.

Chen Z et al (2002) Independent monitor unit calculation for intensity modulated radiotherapy using the MIMic multileaf collimator. *Med. Phys.*, 29(9), 2041-2051.