

การประเมินปริมาณรังสีที่คำนวณจากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้จริง

นพรุจ คงสวัสดิ์ วท.บ.

กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ตำบลทะเลชุบศร อำเภอเมือง
จังหวัดลพบุรี 15000

Assessment of Calculated Radiation Dose Via In-house Program and Measured Radiation Dose

Nopparut Kongsawat, B.Sc.

Radiotherapy Department, Lopburi Cancer Hospital, Thalaechoobsorn,
Mueang, Lopburi, 15000, Thailand

Corresponding Author: Nopparut Kongsawat (E-mail: happenman@gmail.com)

(Received: 6 January, 2025; Revised: 25 June, 2025; Accepted: 10 July, 2025)

Abstract

Background: Treatment planning in radiation therapy is critical to patient recovery and complications. Therefore, the radiation delivery time must be calculated to ensure patients receive the prescribed dose as accurately as possible. The researcher developed a calculation program using Microsoft Excel in three-dimensional treatment planning for patients with pelvic region in the Radiation Oncology Unit of Lop Buri Cancer Hospital. **Objective:** To evaluate the accuracy of a radiation dose calculation program developed in-house comparing with the actual radiation dose measured using an ionization chamber in a water phantom. **Method:** This was a quasi-experimental study involving a sample of 100 3D radiation treatment plans for cancer patients. The research instruments included the in-house developed calculation program, Varian Vital Beam linear accelerator, a Farmer-type cylindrical ionization chamber (serial number 0744), radiation measuring cables, a PTW Freiberg Unidos electrometer, a Med Tech MT-DDA water phantom, and a data recording form. Data were collected by recording the calculated radiation doses from the developed program based on the treatment plans and the actual measured radiation doses for each plan between August 1, 2024, and November 30, 2024. The calculated and measured radiation dose values were analyzed using the paired t-test. **Result:** The calculated radiation doses using the developed program were close to the actual measured radiation doses at all depths and field sizes, with differences not exceeding 1 cGy. Statistical analysis using the Paired t-test revealed no significant differences at a 95% confidence level ($p\text{-value} > .05$). **Conclusion:** The actual measured doses from the monitor unit settings obtained from the in-house program were found to be comparable to the prescribed doses, with no statistically significant differences at a 95% confidence level. It can be concluded that the accuracy of the radiation dose calculations from the in-house developed program is reliable, precise, and applicable for practical use.

Keywords: Assessment of radiation dose, 3D radiation dose calculation, In-house program by Microsoft Excel

บทคัดย่อ

ภูมิหลัง: สำหรับรังสีรักษา การวางแผนการรักษาถือเป็นหัวใจสำคัญที่มีผลต่อโอกาสการหายและการเกิดภาวะแทรกซ้อน ดังนั้น การคำนวณเวลาการฉายรังสีเพื่อให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนดนั้นต้องมีความถูกต้องแม่นยำมากที่สุด ผู้ศึกษาจึงสนใจที่จะพัฒนาโปรแกรมคำนวณโดยใช้ Microsoft Excel ขึ้นเองในหน่วยงานโดยนำไปใช้กับการคำนวณเพื่อวางแผนการรักษาแบบสามมิติในผู้ป่วยที่มีขอบเขตการให้รังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานซึ่งถือเป็นส่วนใหญ่ของจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยรังสีในหน่วยงานรังสีรักษาโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี **วัตถุประสงค์:** เพื่อประเมินความถูกต้องแม่นยำของโปรแกรมคำนวณปริมาณรังสีที่ผู้ศึกษาพัฒนาขึ้นเองภายในหน่วยงาน (Microsoft Excel) โดยเปรียบเทียบกับค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดจริงโดยใช้ ionization chamber นับวัดปริมาณรังสีใน water phantom **วิธีการ:** เป็นวิจัยกึ่งทดลองโดยมีกลุ่มตัวอย่างคือแผนการฉายรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็งด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบสามมิติที่มารับบริการในโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี จำนวน 100 แผนการฉายรังสี เครื่องมือวิจัยได้แก่ โปรแกรมคำนวณที่ผู้ศึกษาพัฒนาขึ้นในหน่วยงาน (Microsoft Excel), เครื่องเร่งอนุภาคของบริษัท Varian รุ่น Vital beam, Cylindrical ionization chamber รุ่น Farmer chamber serial number 0744, สายวัดรังสี, Electrometer ของบริษัท PTW Freiberg รุ่น Unidos, water phantom ของบริษัท Med Tech รุ่น MT-DDA และแบบบันทึกข้อมูลวิจัยรวบรวมข้อมูลโดยจดบันทึกค่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากโปรแกรมคำนวณที่ผู้ศึกษาพัฒนาขึ้นจากข้อมูลแผนการฉายรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็งด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบสามมิติและค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จริงในแต่ละแผนการฉายรังสีระหว่างวันที่ 1 สิงหาคม 2567 ถึง 30 พฤศจิกายน 2567 วิเคราะห์ข้อมูลค่าปริมาณรังสีที่ได้จากทั้งการคำนวณด้วยโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นในหน่วยงาน (Microsoft Excel) กับค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จริง โดยใช้สถิติ paired t-test **ผล:** พบว่าค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นมีค่าใกล้เคียงกับค่าปริมาณรังสีที่กำหนดที่วัดได้จริงในทุก ๆ ระยะความลึกและขนาดของพื้นที่ล่ำรังสีโดยมีค่าความแตกต่างกันไม่เกิน 1 cGy ซึ่งเมื่อวิเคราะห์โดยใช้สถิติ paired t-test พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95% (p-value > .05) **สรุป:** ค่าปริมาณรังสี

ที่วัดได้จริงจากการตั้งค่า MU (monitor unit) ที่ได้จากโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นเองในหน่วยงานนั้นมีค่าใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่กำหนด (prescribed dose) โดยไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95% ซึ่งจากผลการศึกษานี้สรุปได้ว่า ความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นเองในหน่วยงานนั้นมีความน่าเชื่อถือ แม่นยำ และสามารถนำมาใช้งานได้จริง

คำสำคัญ: การประเมินปริมาณรังสี, การคำนวณแบบสามมิติ, โปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นด้วย Microsoft Excel

บทนำ (Introduction)

โรคมะเร็งเป็นโรคที่ร้ายแรงและเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับ 1 ของโรคไม่ติดต่อในประเทศไทย ซึ่งเป็นกันมากทั้งในเพศชายและเพศหญิง มะเร็งแต่ละชนิดจะมีการดำเนินของโรคไม่เหมือนกันดังนั้นการรักษามะเร็งแต่ละชนิดจึงมีวิธีการรักษาที่แตกต่างกันทั้งนี้ขึ้นอยู่กับอวัยวะที่เป็นมะเร็งระยะของมะเร็งสภาพร่างกาย และความเหมาะสมของผู้ป่วยมะเร็ง ปัจจุบันมีการวางแผนการรักษาอย่างเป็นระบบโดยแบ่งเป็นการรักษาหลักเพื่อกำจัดเซลล์มะเร็ง การรักษาเสริมเพื่อกำจัดเซลล์มะเร็งที่อาจยังคงหลงเหลืออยู่ภายหลังการรักษาหลัก และการรักษาแบบประคับประคองเพื่อรับมือกับความทุกข์ทรมานจากโรคหรือผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้น เพื่อให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ รังสีรักษาเป็นหนึ่งในวิธีการรักษาโรคมะเร็งโดยใช้รังสีพลังงานสูงให้แก่บริเวณร่างกายที่ต้องการให้รังสี พลังงานที่สูงดังกล่าวจะมีผลในการทำลายเซลล์ซึ่งเป็นส่วนเล็ก ๆ ของก้อนมะเร็ง ทำให้เซลล์หยุดการแบ่งตัวและตายลงในที่สุด ซึ่งขั้นตอนการใช้รังสีรักษาประกอบด้วย การเตรียมตัวผู้ป่วย (preparation) การจัดทำและการยึดตรึงผู้ป่วย (positioning and immobilization) การจำลองการรักษา (simulation) การวางแผนการรักษา (treatment planning) และการฉายรังสี (radiation delivery) โดยในขั้นตอนต่าง ๆ ที่กล่าวมานั้น การวางแผนการรักษาถือเป็นหัวใจสำคัญที่มีผลต่อโอกาสการหายและการเกิดภาวะแทรกซ้อน ซึ่งมีขั้นตอนการวางแผนและคำนวณปริมาณรังสีหลายวิธี โดยในที่นี้จะกล่าวถึงขั้นตอนวิธีการคำนวณแบบแก้ค่า (correction based algorithm)

ขั้นตอนวิธีการคำนวณแบบแก้ค่า จะใช้ข้อมูลทางฟิสิกส์ของลำรังสีที่วัดจากเครื่องฉายรังสี เช่น ข้อมูลปริมาณ

รังสีที่เปลี่ยนแปลงตามระยะลึก และเปลี่ยนแปลงตามระยะห่างจากจุดกึ่งกลางของลำรังสีใด ๆ ปริมาณรังสีต่าง ๆ ที่นำมาเปรียบเทียบกับปริมาณรังสี ณ จุดเปรียบเทียบ (normalization point dose) โดยทั่วไปนิยมใช้จุดที่มีปริมาณรังสีสูงสุด ซึ่งแสดงได้เป็นตารางกราฟ หรืออัตราส่วนเช่น ร้อยละของปริมาณรังสีที่เปลี่ยนแปลงตามระยะลึก (percentage depth dose; PDD) อัตราส่วนของปริมาณรังสีที่เปลี่ยนแปลงตามระยะห่างจากจุดกึ่งกลางลำรังสี (off-axis ratio; OAR) อัตราส่วนของปริมาณรังสีในตัวอย่างต่อในอากาศ (tissue-air ratio; TAR) และอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่จุดใด ๆ ต่อปริมาณรังสีสูงสุดในตัวอย่างเดียวกัน (tissue maximum ratio; TMR) โดยขั้นตอนวิธีการคำนวณปริมาณรังสีนี้ต้อง

ชดเชยด้วยค่าแก้ต่าง ๆ ดังกล่าว และปริมาณรังสีที่คำนวณได้จะต้องคิดในตัวกลางที่มีความหนาแน่นเท่ากัน ส่วนในตัวกลางที่มีความหนาแน่นไม่สม่ำเสมอ ทำให้การทะลุทะลวงของรังสีปฐมภูมิเกิดไม่สมบูรณ์ จึงเกิดรังสีกระเจิงและอิเล็กตรอนทุติยภูมิในตัวกลางที่แตกต่างกัน จะต้องใช้ค่าแก้ความหนาแน่นที่แตกต่างกันโดยวิธีต่าง ๆ เช่น Batho power law method, Equivalent TAR method, Isodose shift method

การคำนวณปริมาณรังสีจุดกลืนที่จุดสนใจในตัวกลางที่มีความหนาแน่นเท่ากันโดยเทคนิคการฉายรังสีแบบ SAD ปริมาณรังสีจุดกลืนในตัวผู้ป่วยหรือตัวอย่างที่ตำแหน่งใด ๆ จะแสดงด้วยค่าของหน่วยนับวัดรังสี (monitor unit; MU) ดังสมการ¹

$$MU = \frac{D(\text{prescription})}{TMR \cdot OAR \cdot S_p \cdot S_c \cdot \text{Tray} \cdot \text{Wedge} \cdot \left(\frac{SAD}{SSD + t_0} \right)^2 \cdot (D/\mu)_{\text{calibration}}}$$

D(prescription)	คือ ปริมาณรังสีที่ต้องการที่จุดสนใจ (Gy หรือ cGy)
TMR	คือ tissue maximum ratio
OAR	คือ off-axis ratio
S_p	คือ phantom scatter factor
S_c	คือ collimator scatter factor
(D/ μ)(calibration)	คือ ปริมาณรังสีที่จุดเปรียบเทียบกับ MU (cGy/MU)
SAD (source to Axis distance)	คือ ระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี (cm)
SSD (source to surface distance)	คือ ระยะจากต้นกำเนิดรังสีถึงผิว (cm)
t_0	คือ ระยะลึกที่ปริมาณรังสีสูงสุดของแต่ละพลังงาน (cm)
$[SSD/(SSD+t_0)]^2$	คือ inverse square correction factor

โดยการคำนวณ MU ขึ้นอยู่กับเทคนิคการวัดของอัตราปริมาณรังสีอ้างอิง (reference dose rate) = 1 cGy/MU ที่ขนาดลำปริม 10 × 10 cm² ที่ความลึกปริมาณรังสีสูงสุด (dmax) ด้วยเทคนิค SAD (100 cm) หรือด้วยเทคนิค SSD (100 cm + dmax) ถ้าเป็นการวัดด้วยเทคนิค SAD แล้วทางคลินิกใช้เทคนิคการฉายรังสีผู้ป่วยเป็น SAD เทคนิคด้วย การคำนวณ MU จะไม่ต้องการแก้ค่า inverse square law เนื่องจากระยะเดียวกัน แต่ถ้าวัดด้วยเทคนิค SSD การคำนวณ MU ต้องมีการแก้ค่า inverse square law = (SSD+dmax/SAD)² เนื่องจากระยะที่วัดอัตราปริมาณรังสีอยู่ที่ SSD+dmax แต่ฉายรังสีผู้ป่วยเทคนิค SAD ซึ่งอยู่ที่ 100 cm

ดังนั้น การคำนวณเวลาการฉายรังสี (treatment time) เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนดนั้นต้องมีความถูกต้องแม่นยำมากที่สุด² ในการคำนวณปริมาณรังสีนั้นแต่เดิมผู้คำนวณทำการคำนวณด้วยมือโดยจะต้องใช้ข้อมูลจากการเขียนกราฟที่ต้องใช้ความละเอียดของสายตาผู้คำนวณเป็นอย่างมาก หรือตารางแสดงค่าปัจจัยที่ส่งผลต่อปริมาณรังสี (output factors) ซึ่งเป็นค่าที่ไม่จำเพาะเจาะจงต่อข้อมูลการรักษาจริงจากนั้นนำมาหาค่าแก้เพื่อคำนวณเวลาในการฉายรังสีออกมาในหน่วย MU (monitor unit) ซึ่งขั้นตอนดังกล่าวมีความยุ่งยากและใช้ความละเอียดรอบคอบสูงมาก ดังนั้นผู้ศึกษาจึงสนใจที่จะพัฒนาโปรแกรมคำนวณ

ขึ้นเองในหน่วยงานด้วย Microsoft Excel โดยนำไปใช้คำนวณเพื่อวางแผนการรักษาแบบสามมิติ แล้วนำไปเปรียบเทียบกับค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดจริงโดยใช้ ionization chamber นับวัดปริมาณรังสีใน water phantom โดยเลือกใช้ข้อมูลการรักษาของผู้ป่วยที่มีขอบเขตการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน (pelvis) ซึ่งถือเป็นส่วนใหญ่ของจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยรังสีในหน่วยงานรังสีรักษาโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ด้วยเครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Vital beam ที่ผู้ศึกษาปฏิบัติงานอยู่ ดังนั้นการศึกษาเพื่อประเมินความถูกต้องของโปรแกรมคำนวณปริมาณรังสีจึงเลือกศึกษาจากข้อมูลของกลุ่มตัวอย่างดังกล่าวเพื่อให้สะดวกและสอดคล้องกับการปฏิบัติงานจริง

สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์ และคณะ³ ศึกษาความถูกต้องของโปรแกรมคำนวณหน่วยนับวัดรังสีสำหรับการฉายรังสีสองมิติ ที่สามารถใช้งานร่วมกับระบบสารสนเทศรังสีรักษาและเพิ่มประสิทธิภาพงานคำนวณหน่วยนับวัดรังสี ของภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ โดยมีกลุ่มตัวอย่างเพื่อทำการวิจัย 30 แผนการรักษาโดยเก็บข้อมูลย้อนหลังในแผนการรักษาผู้ป่วยจำนวน 30 แผนการรักษาโดยการประเมินความถูกต้องจากการทวนสอบผลการคำนวณของโปรแกรมโดยใช้แนวปฏิบัติของทบวงการพลังงานปรมาณูเพื่อสันติระหว่างประเทศ (IAEA) ตามเอกสาร IAEA TECDOC 1540 ซึ่งเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่คำนวณได้กับปริมาณรังสีที่วัดได้ในน้ำโดยใช้หัววัด ionization chamber สรุปได้ว่าโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นสามารถคำนวณค่าหน่วยนับวัดรังสีได้ถูกต้องและรวดเร็ว สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในงานคำนวณหน่วยนับวัดรังสีในการฉายรังสีผู้ป่วยแบบสองมิติได้

นันท์วัฒน์ อุติ⁴ ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ได้ศึกษาเกี่ยวกับการพัฒนาโปรแกรมการตรวจสอบปริมาณรังสีในลำรังสีสำหรับงานรังสีรักษา ระยะไกล โดยได้พัฒนาโปรแกรม คอมพิวเตอร์เพื่อตรวจสอบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ก่อนการรักษาจริง ผลการตรวจสอบประสิทธิภาพในการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเปรียบเทียบกับ การวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนแอมป์และฟิล์ม วัดรังสีในพื้นที่สี่เหลี่ยมจัตุรัสและสี่เหลี่ยมผืนผ้ามีค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์

ความแตกต่างของปริมาณรังสีเท่ากับ $-0.41, 1.28$ และ $0.11, 1.25$ ตามลำดับ ในขณะที่ผลเปรียบเทียบปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีคล้ายกับการใช้งานจริงประกอบด้วยพื้นที่ลำรังสีชนิด asymmetric field และ shaped field พบว่า ค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างที่คำนวณได้ จากโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเทียบกับการวัดมีค่าเท่ากับ $-0.16, 1.07$ และ $-0.35, 1.32$ ตามลำดับ จากผลการดำเนินการเปรียบเทียบพบว่าค่าเฉลี่ยเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างน้อยกว่าข้อกำหนดของทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ

วัตถุและวิธีการ (Materials and Methods)

การวิจัยนี้เป็นการศึกษาวิจัยแบบกึ่งทดลอง (quasi-experiment) โดยการเก็บข้อมูลย้อนหลัง (retrospective) และได้ผ่านการรับรองจากจริยธรรมวิจัยของโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี แล้วเมื่อวันที่ 15 สิงหาคม 2567 เลขที่ REC 037/67 โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินความถูกต้องแม่นยำของโปรแกรมคำนวณปริมาณรังสีที่ผู้ศึกษาพัฒนาขึ้นเองภายในหน่วยงาน (Microsoft Excel)⁵ โดยเปรียบเทียบจากค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดจริงโดยใช้ ionization chamber นับวัดปริมาณรังสีใน water phantom จากกลุ่มตัวอย่างคือแผนการรักษารังสีผู้ป่วยโรคมะเร็งด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบสามมิติที่มารับบริการในโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีจำนวน 100 แผนการรักษารังสี คัดเลือกด้วยวิธีการสุ่มอย่างง่ายจากแผนการรักษาด้วยเทคนิค 3DCRT โดยมีเกณฑ์การคัดเลือกคือแผนการรักษาบริเวณอุ้งเชิงกราน (pelvis) และเกณฑ์การคัดออกคือแผนการรักษาบริเวณอุ้งเชิงกรานที่ไม่ใช่เทคนิค 3DCRT จากสูตรคำนวณขนาดตัวอย่างสำหรับการเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าเฉลี่ยระหว่างประชากรสองกลุ่มที่ไม่เป็นอิสระต่อกัน โดยใช้ข้อมูลจากงานวิจัยของ นันท์วัฒน์ อุติ ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ได้ศึกษาเกี่ยวกับการพัฒนาโปรแกรมการตรวจสอบปริมาณรังสีในลำรังสีสำหรับงานรังสีรักษา ระยะไกล โดยได้พัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อตรวจสอบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ก่อนการรักษาจริง

สูตรคำนวณ

$$n = \frac{(z_\alpha + z_\beta)^2 \sigma^2}{(\mu_d)^2}$$

แทนค่าสัญลักษณ์

แทนค่าสูตรคำนวณ

$$z_\alpha = 1.96$$

$$z_\beta = 0.84$$

$$\mu_d = 0.089$$

$$\sigma = 0.100519$$

$$n = \frac{(1.96 + 0.84)^2 0.100519^2}{(0.089)^2}$$

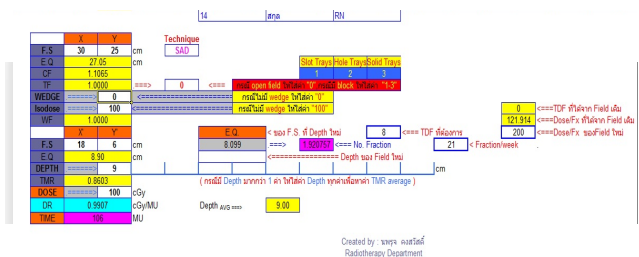
$$n = 100$$

โดย

n	คือ ขนาดตัวอย่างที่ต้องการ	หน่วยคือ จำนวนคน/จำนวนหน่วยวัด
z_α	คือ ค่า Z ที่สอดคล้องกับระดับนัยสำคัญ (alpha, α)	ไม่มีหน่วย
z_β	คือ ค่า Z ที่สอดคล้องกับพลังการทดสอบ (power = $1-\beta$)	ไม่มีหน่วย
σ	คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความแตกต่าง	หน่วยเดียวกับตัวแปรที่ศึกษา
μ_d	คือ ผลต่างเฉลี่ยที่คาดหวังระหว่างสองกลุ่ม	หน่วยเดียวกับตัวแปรที่ศึกษา

ระหว่างวันที่ 1 สิงหาคม 2567 ถึง 30 พฤศจิกายน 2567 และได้ผ่านการอนุมัติจริยธรรมวิจัยของโรงพยาบาลแล้ว เมื่อวันที่ 15 สิงหาคม 2567 วัสดุและอุปกรณ์คือ โปรแกรมคำนวณที่ผู้ศึกษาพัฒนาขึ้นในหน่วยงาน (Microsoft Excel) ซึ่งเป็นโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นจากตรรกะการคำนวณ และความสามารถในการจัดการฐานข้อมูลที่มีอยู่ในตัวโปรแกรม Microsoft Excel โดยทำการป้อนข้อมูลที่มีผลต่อค่าปริมาณรังสีของเครื่องฉายรังสี (physical data) ไว้ในฐานข้อมูลของ Microsoft Excel⁶ พร้อมทั้งแปลงสูตรการคำนวณค่าปริมาณรังสีที่เป็นสากลให้อยู่ในรูปแบบที่ตัวโปรแกรมเข้าใจ เพื่อการประมวลผลภายหลังการป้อนค่าต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องในการคำนวณ (parameter) โดยโปรแกรมจะคำนวณออกมาในรูปของเวลาในการฉายรังสี (MU; monitor unit), เครื่องเร่งอนุภาคของบริษัท Varian รุ่น Vital beam เป็นเครื่องเร่งอนุภาคที่สามารถผลิตโฟตอน (photon) ได้ 4 พลังงานคือ 6MV, 10MV, 6FFF และ 10FFF รวมถึงสามารถผลิตอนุภาคอิเล็กตรอนได้อีก 5 พลังงานคือ 6MeV, 9MeV, 12MeV, 16MeV และ 20MeV โดยเปิดลำรังสีได้ตั้งแต่ $0 \times 0 \text{ cm}^2$ ถึง $40 \times 40 \text{ cm}^2$ และเปิดได้ทั้งแบบ symmetric field และ asymmetric field โดยมีระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึง isocenter เท่ากับ 100 cm, Cylindrical ionization chamber รุ่น Farmer chamber serial number 0744 เป็น ionization chamber ที่มี measuring volume ประมาณ

0.6 cm^3 ผลิตจาก PMMA และ Graphite ซึ่งมีผนังหนา 0.335 mm PMMA และ 0.09 mm Graphite และมี area density เท่ากับ 56.5 mg/cm^2 , สายวัดรังสี, Electrometer ของบริษัท PTW Freiberg รุ่น Unidos, Water phantom⁷ เป็น water phantom ของบริษัท Med Tech รุ่น MT-DDA serial number 599 ซึ่งมีขนาด $32.3 \times 39.9 \times 39 \text{ cm}^3$ โดยมีวิธีการศึกษาคือคำนวณหาค่า MU (monitor unit) ที่ใช้ในการฉายรังสีให้กับผู้ป่วยให้ได้ปริมาณรังสีตามแผนการรักษาที่กำหนดโดยรังสีแพทย์ จากโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นในหน่วยงาน (Microsoft Excel) โดยใช้ข้อมูลคือ field size และ depth ต่าง ๆ จากการวางแผนการรักษาจริง⁸ ในผู้ป่วยแต่ละราย



รูปที่ 1 แสดงการคำนวณค่า MU จากโปรแกรมคำนวณ Microsoft excel

ที่มา : กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมະเร็งawบุรี

แล้วนำค่า MU ที่คำนวณได้มาใช้เป็นค่าสำหรับตั้งเวลาในการฉายรังสีใน water phantom แล้วนับวัดค่าประจุที่ออกมาโดยใช้ ionization chamber และอ่านค่าจาก electrometer



รูปที่ 2 แสดงการวัดค่าปริมาณรังสีจริงใน water phantom โดยอ่านค่าประจุจากเครื่อง electrometer ที่มา : กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งอุดร

จากนั้นนำค่าประจุที่นับวัดได้ มาคำนวณค่าปริมาณรังสีที่เนื้อเยื่อ (tissue) ได้รับจากสูตร Absorbed dose = $M_Q \cdot N_{D,W} \cdot k_{Q,Q_0}$ โดยค่า $N_{D,W}$ ของ detector (Cylindrical ionization chamber รุ่น Farmer chamber serial number 0744)

ตารางที่ 1 แสดงตัวอย่าง 15 ตัวอย่าง(จากทั้งหมด 100)ของปริมาณรังสีที่ได้จากโปรแกรมคำนวณและปริมาณรังสีที่วัดได้จริง

ลำดับ	Field size (cm ²)	Depth (cm)	MU ที่คำนวณได้	ปริมาณรังสีที่ได้จากโปรแกรมคำนวณ (cGy)	ปริมาณรังสีที่วัดได้จริง (cGy)
1	18 × 15	8.5	51	45	45.07
2	18 × 22	7.5	49	45	45.17
3	19 × 21	9.5	51	45	44.97
4	19 × 19	7.5	49	45	45.07
5	16 × 16	10	53	45	45.44
6	14 × 19	8.5	97	90	90.30
7	17 × 19	11	102	90	89.99
8	16 × 19.5	9.5	98	90	89.57
9	16 × 18.5	8.5	96	90	89.52
10	16 × 18	8	96	90	89.30
11	11 × 12	8	110	100	99.95
12	16 × 18	7.5	103	100	100.59
13	17 × 18	8.5	105	100	101.54
14	16 × 19	8	105	100	101.54
15	16.5 × 18	9	109	100	99.64

MU = Monitor Unit

มีค่า 5.217 cGy/nC ซึ่งกำหนดให้ M_Q คือค่าประจุที่อ่านได้จากเครื่อง Electrometer PTW Freiberg รุ่น Unidos มีหน่วยเป็น nC และ k_{Q,Q_0} คือค่า beam quality correction factor จากนั้นประเมินความถูกต้องของโปรแกรมคำนวณโดยนำค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากโปรแกรมคำนวณไปเปรียบเทียบกับค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จริงจาก ionization chamber ที่นับวัดใน water phantom ด้วยสถิติวิเคราะห์ paired t-test

ผล (Result)

การศึกษาปริมาณรังสีที่วัดได้จากการนำค่า MU ที่ผ่านการคำนวณจากโปรแกรมคำนวณ Microsoft Excel ที่พัฒนาขึ้นเองภายในหน่วยงาน มาใช้ตั้งเวลาในการฉายรังสีให้ได้ปริมาณรังสีตามที่กำหนดในแผนการรักษาที่ถูกกำหนดโดยรังสีแพทย์ โดยใช้ข้อมูล field size และ depth⁹ ที่เลือกใช้ในการศึกษานั้นเป็นค่าที่พบบ่อยในการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน ซึ่งมีจำนวนมากในผู้ป่วยที่มาทำการรักษาด้วยการฉายรังสี แสดงผลได้ดังตารางที่ 1

จากตารางที่ 1 ซึ่งใช้ค่าเวลาในการฉายรังสี (MU) จากการคำนวณด้วยโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นในหน่วยงาน (Microsoft Excel) และเมื่อกำหนดให้ปริมาณรังสีที่ต้องการให้ได้รับตามแผนการรักษาคือ 45 cGy พบว่า

ที่ field size ขนาด 18 × 15 cm, depth 8.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 45.07 cGy

ที่ field size ขนาด 18 × 22 cm, depth 7.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 45.17 cGy

ที่ field size ขนาด 19 × 21 cm, depth 9.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 44.97 cGy

ที่ field size ขนาด 19 × 19 cm, depth 7.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 45.07 cGy

ที่ field size ขนาด 16 × 16 cm, depth 10 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 45.44 cGy

เมื่อกำหนดให้ปริมาณรังสีที่ต้องการให้ได้รับตามแผนการรักษา คือ 90 cGy พบว่า

ที่ field size ขนาด 14 × 19 cm, depth 8.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 90.30 cGy

ที่ field size ขนาด 17 × 19 cm, depth 11 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 89.99 cGy

ที่ field size ขนาด 16 × 19.5 cm, depth 9.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 89.57 cGy

ที่ field size ขนาด 16 × 18.5 cm, depth 8.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 89.52 cGy

ที่ field size ขนาด 16×18 cm, depth 8 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 89.30 cGy

และเมื่อกำหนดให้ปริมาณรังสีที่ต้องการให้ได้รับตามแผนการรักษา คือ 100 cGy พบว่า

ที่ field size ขนาด 11 × 12 cm, depth 8 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 99.95 cGy

ที่ field size ขนาด 16 × 18 cm, depth 7.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 100.59 cGy

ที่ field size ขนาด 17 × 18 cm, depth 8.5 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 101.54 cGy

ที่ field size ขนาด 16 × 19 cm, depth 8 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 101.54 cGy

ที่ field size ขนาด 16.5 × 18 cm, depth 9 cm

วัดปริมาณรังสีได้ 99.64 cGy

ตารางที่ 2 แสดงการเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่ได้จากโปรแกรมคำนวณและปริมาณรังสีที่วัดได้จริง

Dose	N	Mean	SD	t	p-value
ปริมาณรังสีที่ได้จากโปรแกรมคำนวณ	0.171	100	0.104	-1.051	.705
ปริมาณรังสีที่วัดได้จริง	0.176	100	0.115		

จากการศึกษาเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วยโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นในหน่วยงาน (Microsoft Excel) กับค่าปริมาณรังสีที่กำหนด¹⁰⁻¹¹ โดยใช้สถิติ paired t-test พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95% ($t = -1.0508$, $p \text{ value} > .05$) ดังตารางที่ 2

วิจารณ์ (Discussion)

จากผลการศึกษาพบว่าค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จริงจากการตั้งค่า MU ที่ได้จากโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นเองในหน่วยงาน (Microsoft Excel) นั้นมีค่าใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่กำหนดในทุก ๆ ขนาดขอบเขตลำรังสีและที่ความลึก

ต่าง ๆ กัน ทั้งนี้ขึ้นอยู่กับข้อมูลต่าง ๆ ที่ถูกป้อนไว้ในฐานข้อมูลจะต้องมีมากเพียงพอที่โปรแกรมจะใช้ในการคำนวณด้วย หากชุดข้อมูลไม่เพียงพอหรือช่วงของข้อมูลที่มีนั้นไม่ละเอียดพอหรือห่างกันมากเกินไปอาจส่งผลให้โปรแกรมคำนวณค่าออกมาได้ต่างจากที่ควรจะเป็น และในการวัดปริมาณรังสีจริงจากค่า MU ที่ได้จากโปรแกรมคำนวณนั้นมีการวัดเพียงครั้งเดียวซึ่งอาจทำให้ความแม่นยำของค่าประจุที่นับวัดได้นั้นมีความไม่แน่นอนได้มาก รวมถึงขั้นตอนในการป้อนข้อมูลในโปรแกรมคำนวณที่อาจเกิด human error ได้เช่นกัน

ดังนั้นหากหน่วยงานรังสีรักษาจะใช้ software ที่ช่วยในการคำนวณปริมาณรังสีแทนการคำนวณด้วยมือเพื่อเป็นการลดความผิดพลาดที่เกิดจากมนุษย์ (human error)

แล้วโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นเองในหน่วยงาน (Microsoft Excel) นี้จะสามารถนำมาใช้ช่วยพัฒนางานการคำนวณปริมาณรังสีได้อย่างถูกต้องและมีประสิทธิภาพยิ่งขึ้นแต่มีข้อพึงระวังคือ ข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณในฐานะข้อมูลของโปรแกรมจะต้องมีความละเอียดและมีมากเพียงพอให้ครอบคลุมในทุก ๆ ระยะความลึก และขนาดของลำรังสีที่ใช้ในการฉายรังสีให้กับผู้ป่วยด้วย รวมถึงขั้นตอนการวัดปริมาณรังสีจากค่า MU ที่คำนวณได้จากโปรแกรมนั้นควรมีการวัดซ้ำมากกว่าหนึ่งครั้ง เพื่อลดความไม่แน่นอนของผลการวัดปริมาณรังสีให้น้อยลง ตลอดจนออกแบบให้โปรแกรมมีช่องการ input ข้อมูลที่น้อย สะดวก และใช้งานง่ายเพื่อลด human error

ปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งโดยวิธีการฉายรังสีนั้นมีการพัฒนาอย่างรวดเร็ว โดยมีจุดประสงค์เพื่อให้ปริมาณรังสีสูงสุดที่ก้อนมะเร็ง และเนื้อเยื่อปกติโดยรอบได้รับรังสีในปริมาณต่ำที่สุดเพื่อลดผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้นระหว่างและภายหลังการฉายรังสี ทำให้มีเทคนิคการฉายรังสีแบบ

ปรับความเข้มที่จะจำกัดลำรังสีให้ครอบคลุมและมีรูปร่างจำเพาะกับบริเวณก้อนมะเร็งมากขึ้น จึงควรมีการพัฒนาโปรแกรมคำนวณในงานรังสีรักษาจากโปรแกรม Microsoft Excel ให้สามารถใช้ได้กับเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มด้วย

สรุป (Conclusion)

จากการประเมินผลการศึกษาพบว่า ค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จริงจากการตั้งค่า MU ที่ได้จากโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นเองในหน่วยงาน (Microsoft Excel) นั้นพบว่ามีค่าใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่กำหนด (prescribed dose) โดยไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับความเชื่อมั่น 95% ซึ่งจากผลการศึกษานี้สรุปได้ว่า ความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากโปรแกรมคำนวณที่พัฒนาขึ้นเองในหน่วยงาน (Microsoft Excel) นั้นมีความถูกต้อง แม่นยำและสามารถนำมาใช้งานได้จริง

เอกสารอ้างอิง (References)

1. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 2nd ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1994. Chapter 10, Monitor Unit Calculations; p. 355.
2. Martin JH, Evans EA, Anderson FJ. Accuracy in radiotherapy. Radiology 1960;75(4):552-7.
3. Wannawilairat S, Thippayapanya D, Tharawijitkul E. Accuracy evaluation of a radiation dose unit calculation program for two-dimensional radiotherapy compatible with radiation therapy information systems to improve calculation efficiency. Chiang Mai: Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University; 2010.
4. Udee N. Development of a software program for monitoring radiation dose in the treatment beam for teletherapy. Phitsanulok: Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University; 2013.
5. Courter G, Marquis A. Mastering Microsoft Excel 2002. New Delhi: BPB Publications; 2001.
6. Gaeng P. Excel for Science and Technology. Minneapolis: Abacus; 1993.
7. Svensson GK. Quality assurance in external beam radiation therapy. Radiographics 1989;9(1):169-82.
8. Hendee WR, Ibbott GS, Hendee EG. Radiation therapy physics. 3rd ed. Hoboken : Wiley-Liss; 2005.
9. Cohen M. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. General introduction. Br J Radiol 1972;11: (Suppl 11):8-17.
10. Johns HE, Cunningham JR. The Physics of Radiology. 3rd ed. Springfield: Charles C Thomas; 1969.
11. Holm NW, Berry RJ. Manual on Radiation Dosimetry. New York: Marcel Dekker; 1970.