การตรวจสอบการคำนวณ monitor unit ของการฉายรังสี ในแผนการรักษาที่ไม่ได้ปรับความเข้ม

(Monitor unit calculation verification in radiotherapy for non-IMRT irradiation)

พันทิวา อุณห์ศิริ
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยาโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
1873 ถนน พระราม 4 เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330
อีเมล: nim_1000d@hotmail.com

Puntiwa Oonsiri
Division of Radiation Oncology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, The Thai Red Cross Society
1873 Rama IV road, Prathumwan, Bangkok, Thailand
E-mail: nim_1000d@hotmail.com

Submitted: May 8, 2020
Revised: July 9, 2020
Accepted: July 14, 2020

บทคัดย่อ

การตรวจสอบการคำนวณระยะเวลาการฉายรังสี หรือ monitor unit (MU) ของแผนการรักษาด้วยรังสี เป็นกระบวนการประกันคุณภาพที่สำคัญกระบวนการหนึ่งในการรักษาด้วยรังสี ผู้ทำหน้าที่ในการตรวจสอบการคำนวณนี้ควรเป็นนักฟิสิกส์การแพทย์ที่ไม่ได้เกี่ยวข้องกับการวางแผนการรักษานั้น ๆ ซึ่งการตรวจสอบการคำนวณสามารถทำได้ตั้งแต่วิธีอย่างง่าย ได้แก่ คำนวณมือจากตารางของค่าพารามิเตอร์และแฟคเตอร์ค่าแก้ต่าง ๆ จนกระทั่งถึงการใช้โปรแกรมคำนวณที่มีความซับซ้อนของอัลกอริทึมรวมถึงการแก้ค่าความแตกต่างของเนื้อเยื่อด้วย โดยเป็นกระบวนการที่ควรทำก่อนที่จะเริ่มการรักษาด้วยรังสีให้กับผู้ป่วยเพื่อให้มั่นใจว่าแผนการรักษานั้นมีความถูกต้องและปลอดภัย บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ความรู้และความเข้าใจ รวมทั้งเป็นแนวทางสำหรับการกำหนด action levels ของหน่วยงานในการตรวจสอบการคำนวณระยะเวลาของการฉายรังสี

คำสำคัญ: การประกันคุณภาพ, หน่วยมอนิเตอร์, การตรวจสอบการคำนวณแบบอิสระ, การฉายรังสี

Abstract

The calculation verification of irradiation time or monitor units (MU) plays an important part in radiation oncology quality assurance. The method is performed by an independent physicist

who does not involve in the planning procedure. It could be basically calculated by hand using look-up tables of parameters and correction factors or more modern processes using complex calculation algorithms and heterogeneity correction software. The calculation should be verified prior to the treatment to ensure that the dose is accurately and safely delivered. The purpose of this article is to clarify the process of MU calculation verification in radiotherapy and provide guidance for the action levels.
Keywords: quality assurance, monitor units, independent calculation verification check, radiation therapy

J Thai Assoc Radiat Oncol 2020; 26(2): O28-O37

บทนำ

เครื่องฉายรังสีโคบอลต์-60 สามารถกำหนดการให้ปริมาณรังสีรักษาผู้ป่วยได้จากระยะเวลาในการฉายรังสี ส่วนเครื่องฉายรังสีชนิดเครื่องเร่งอนุภาค (linear accelerator, Linac) จะกำหนดให้ปริมาณรังสีด้วยค่า monitor unit (MU) การประเมินเหตุความผิดพลาดของกระบวนการฉายรังสีมากกว่า 10 ปี จากหน่วยงานด้านรังสีรักษาพบว่า การตรวจสอบแผนการรักษาด้วยการตรวจสอบ MU (MU verification) เป็นกระบวนการที่มีประสิทธิภาพในการตรวจจับความผิดพลาดในการฉายรังสีได้[1,2] ดังนั้น International Commission on Radiation Protection (ICRP) รายงานที่ 112 ได้ระบุไว้อย่างชัดเจนว่า “ให้การตรวจสอบ MU เป็นหนึ่งในกระบวนการประกันคุณภาพของแผนการรักษา”[3] นอกเหนือจากการประกันคุณภาพของเครื่องฉายรังสีด้านอื่น ๆ ได้แก่ เครื่อง Linac[4,5], ระบบภาพนำวิถี[6], ระบบจุดหมุน[7] เป็นต้น ซึ่ง The American Association of Physicist in Medicine (AAPM) รายงานที่ 114[8] ได้แบ่งประเภทของ MU ออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่

1. MU ปฐมภูมิ (primary MU) หมายถึง MU ที่คำนวณได้จากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา และใช้ในการตั้งค่าเครื่องฉายรังสีเพื่อทำการรักษาผู้ป่วยจริง

2. MU ตรวจสอบ (MU verification) หมายถึง การวัด หรือการคำนวณเพื่อยืนยันความถูกต้องของ MU ปฐมภูมิ แต่จะไม่นำมาตั้งค่าในเครื่องฉายรังสี เพื่อการรักษาให้กับผู้ป่วย โดย AAPM รายงานที่ 53[9] แสดงให้เห็นว่า MU ตรวจสอบ เป็นการตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีอย่างอิสระ (Independent verification) เพียงจุดสนใจเพียงจุดเดียวของแผนการรักษานั้น ๆ ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของการประกันคุณภาพแผนการรักษาซึ่งทำภายหลังกระบวนการการตรวจสอบแผนการรักษา (plan review) เรียบร้อยแล้ว

เดิมการคำนวณปริมาณรังสีเป็นเพียงการคำนวณด้วยมือจากสมการที่ไม่ซับซ้อน อาจจะมีการใช้คอมพิวเตอร์ช่วยเพิ่มความสะดวกบ้าง แต่การป้อนข้อมูลในการคำนวณยังคงไม่ได้เป็นแบบอัตโนมัติ ซึ่งก่อให้เกิดความผิดพลาดจากการป้อนข้อมูลที่ผิดได้ ปัจจุบันเทคนิคการฉายรังสีมีการพัฒนาและเปลี่ยนแปลงไปมาก ดังนั้น การ

ตรวจสอบการคำนวณ MU อย่างอิสระ (independent MU verification) ถือเป็นกระบวนการหนึ่งของการประกันคุณภาพการฉายรังสีที่มีความจำเป็นอย่างยิ่งเพื่อป้องกันความผิดพลาดในการฉายรังสีได้

บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อให้ความรู้และความเข้าใจ รวมทั้งเป็นแนวทางสำหรับการกำหนด action levels ของหน่วยงานในการตรวจสอบการคำนวณ monitor unit ของการฉายรังสี

1. ลักษณะทั่วไปของการตรวจสอบการคำนวณ MU

มีการให้คำนิยาม คำว่า “การตรวจสอบ MU อย่างอิสระ” หมายถึง การใช้วิธีการ (methodology) และ/หรือ โปรแกรมที่ต่างไปจากการคำนวณด้วยคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลัก บางหน่วยงานสามารถพัฒนาโปรแกรมคอมพิวเตอร์เพื่อใช้ตรวจสอบการคำนวณ MU หรืออาจจะใช้คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาระบบอื่นที่ต่างไปจากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลักก็ได้ ซึ่งชุดข้อมูลลำรังสีและชุดจำลองข้อมูลผู้ป่วย (patient model) ที่ใช้ในโปรแกรมตรวจสอบการคำนวณ MU ควรเป็นอิสระจากชุดข้อมูลสำหรับคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลัก เพื่อป้องกันความผิดพลาดที่อาจเกิดจากความผิดพลาดของข้อมูล ในกรณีที่ชุดข้อมูลของลำรังสีที่ใช้ในโปรแกรมตรวจสอบการคำนวณ MU เหมือนกับของคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลัก ชุดอัลกอริทึมที่ใช้ในการคำนวณควรต่างออกไป ปัจจุบันมีซอฟต์แวร์ที่จำหน่ายตามท้องตลาดซึ่งในแต่ละบริษัทก็จะมีรายละเอียดเกี่ยวกับอัลกอริทึมที่ใช้ในการคำนวณที่แตกต่างกัน โดยทั่วไปแล้วโปรแกรมตรวจสอบการคำนวณ MU อาจจะใช้อัลกอริทึมอย่างง่าย และมีความซับซ้อนในการคำนวณน้อยกว่าคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลัก หากหน่วยงานใดมีระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษามากกว่า 1 ระบบ AAPM รายงานที่ 114[8] แนะนำว่าควรใช้โปรแกรมตรวจสอบ MU แบบอิสระแยกต่างหาก มากกว่าการใช้ชุดข้อมูลของเครื่องหลายชุดบนระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเดียวกัน จึงเป็นที่มาของโปรแกรมตรวจสอบ MU อิสระที่วางขายตามท้องตลาดมีความหลากหลาย ตัวอย่างโปรแกรมคำนวณตรวจสอบ MU แบบอิสระที่มีวางจำหน่ายและอัลกอริทึมที่ใช้ แสดงได้ดัง**ตารางที่ 1**

ตารางที่ 1 ตัวอย่างอัลกอริทึมที่ใช้ในโปรแกรมตรวจสอบ MU ที่มีขายในท้องตลาด

ชื่อทางการค้า	อัลกอริทึม	บริษัท
Diamond	Modified Clarkson	PTW
ImSure	Modified Clarkson	Standard imaging
MUCheck	Annular Clarkson	Oncology Data Systems
RadCalc	Annular Clarkson	Lifeline Software

จากการศึกษาของ Tuazon และคณะ[10] แสดงให้เห็นว่าอัลกอริทึมชนิด Annular Clarkson จากโปรแกรม RadCalc ให้ผลการตรวจสอบการคำนวณ MU เปรียบเทียบกับคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Phillips Pinnacle^3 มีความแม่นยำ และถูกต้องมากกว่าจากโปรแกรม MUCheck, Diamond, และ Imsure ตามลำดับ

นอกจากเกี่ยวกับข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณแล้ว AAPM รายงานที่ 114[8] ยังแนะนำเกี่ยวกับการส่งผ่านข้อมูลผู้ป่วยจากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเพื่อใช้ใน

การตรวจสอบการคำนวณ MU คือ ควรเป็นระบบส่งผ่านข้อมูลโดยตรง หรือผ่านระบบบันทึกและตรวจสอบ (record and verify system) เพื่อป้องกันการเกิดความผิดพลาดในการป้อนข้อมูลด้วยมือ อีกทั้งการส่งผ่านข้อมูลควรได้รับการตรวจสอบจนมั่นใจแล้วว่าส่งผ่านข้อมูลได้อย่างถูกต้อง และไม่ก่อให้เกิดความผิดพลาดเพิ่มเติม

2. การเก็บข้อมูลและการประกันคุณภาพสำหรับระบบตรวจสอบการคำนวณ MU

โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำหรับตรวจสอบการคำนวณ MU ที่ใช้ในงานทางคลินิกกับผู้ป่วย จะต้องทำการเก็บข้อมูลลำรังสี รวมถึงต้องทำการประกันคุณภาพเพื่อให้มั่นใจว่าเป็นระบบการคำนวณที่มีความถูกต้อง ปลอดภัย และมีประสิทธิภาพเช่นเดียวกับการตรวจสอบความถูกต้องในการคำนวณของคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาก่อนนำมาใช้งาน ซึ่งรายละเอียดข้อมูลที่ต้องเก็บอาจจะแตกต่างกันออกไปในแต่ละบริษัท โดยวิธีการประกันคุณภาพก่อนการใช้งานสามารถประยุกต์ได้จาก AAPM รายงานที่ 53[9] และ International Atomic Energy Agency Technical Report Series (IAEA TRS) รายงานที่ 430[11] นอกจากนั้นแล้วผลการตรวจสอบการคำนวณ MU ที่ได้ ควรเทียบกับการวัดและระบบการคำนวณที่ทราบความถูกต้องที่แน่นอนด้วยอีกทางหนึ่ง เช่น ข้อมูลของหน่วยงานที่ผ่านการตรวจสอบ หรือวัดจากหน่วยงานห้องปฏิบัติการมาตรฐานภายนอก เป็นต้น

ระบบตรวจสอบการคำนวณ MU ต้องตรวจสอบการทำงานที่ไม่สัมพันธ์กับปริมาณรังสีด้วย เช่น การกำหนดค่าส่วนประกอบของเครื่อง (geometry configuration) รวมถึงการส่งผ่านข้อมูลจากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลักไปยังระบบตรวจสอบการคำนวณ MU เป็นต้น

3. วิธีการตรวจสอบ MU

การคำนวณค่า MU ปฐมภูมิจากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาได้มาจากพื้นฐานการคำนึงถึงขนาดของลำรังสี และรูปร่างของผู้ป่วย (patient geometry) โดยเฉพาะระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษารุ่นใหม่ได้คำนึงถึงรังสีกระเจิงในตัวผู้ป่วยตามลักษณะรูปร่างของลำรังสี รังสีกระเจิงที่เปลี่ยนแปลงตามเค้าโครงลำตัวผู้ป่วย (contour) รวมถึงผลอันเนื่องจากความแตกต่างของเนื้อเยื่อภายในร่างกาย ในขณะที่การคำนวณของระบบตรวจสอบการคำนวณ MU ไม่ได้คำนึงเกี่ยวกับรายละเอียดส่วนนี้ ดังนั้นจึงเป็นที่มาของความแตกต่างระหว่างค่า MU ปฐมภูมิที่คำนวณได้จากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา และจากระบบตรวจสอบการคำนวณ MU ซึ่งผู้ใช้งานควรเข้าใจในรายละเอียด เพื่อกำหนดเกณฑ์การยอมรับเกี่ยวกับการประกันคุณภาพแผนการรักษาเกี่ยวกับการตรวจสอบการคำนวณ MU

การตรวจสอบการคำนวณ MU สามารถประเมินโดยกำหนดให้ MU เท่ากัน ทั้งระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลัก และระบบตรวจสอบการคำนวณ MU เพื่อหาความแตกต่างของปริมาณรังสีในจุดเดียวกัน หรือกำหนดให้ปริมาณรังสีเท่ากันของทั้งสองระบบเพื่อดูความแตกต่างของ MU ที่คำนวณได้ แต่ต้องยึดพารามิเตอร์ให้เหมือนตามคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลัก

การตรวจสอบการคำนวณ MU สามารถแบ่งได้เป็น 3 ประเภท ดังนี้

ก.) การตรวจสอบซ้ำด้วยมือ (Manual method) เป็นการใช้ค่าพารามิเตอร์จากตารางที่สมบูรณ์ของข้อมูลพื้นฐานรังสีสำหรับการคำนวณ MU ตัวอย่างข้อมูลที่ใช้ในการคำนวณรังสีระยะไกล ได้แก่ อัตราปริมาณรังสีอ้างอิง (reference dose rate), output ratios, ค่าแก้การดูดกลืนของอุปกรณ์ประกอบ (accessory attenuation factors), off-axis ratios และการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีตามความลึกในเนื้อเยื่อ (depth dose) เป็นต้น โดยสมการคำนวณพื้นฐานสำหรับการคำนวณ MU ด้วยเทคนิค source to surface distance (SSD) แสดงได้ดัง**สมการที่ 1** และเทคนิค source to axis distance (SAD) แสดงได้ดัง**สมการที่ 2** สามารถดูรายละเอียดเพิ่มเติมได้จากเอกสาร

อ้างอิง[8,12] นอกจากนี้ข้อมูลเหล่านี้สามารถบรรจุอยู่ในโปรแกรม Excel บนระบบคอมพิวเตอร์ได้ เพื่อความสะดวกในการใช้งาน อย่างไรก็ตามจำเป็นอย่างยิ่งที่จะต้องมีการป้องกันการเปลี่ยนแปลงข้อมูลโดยผู้ที่ไม่เกี่ยวข้อง และมีการตรวจเช็คความถูกต้องของข้อมูลอยู่เสมอ

$$MU = \frac{D \cdot 100\%}{D_0' \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_{d_0}) \cdot PDD_N(d, r_{d_0}, SSD) \cdot OAR(d,x) \cdot TF \cdot WF(d,r,x) \cdot CF} \cdot \left(\frac{SSD + d_0}{SSD_0 + d_0}\right)^2 \quad (1)$$

$$MU = \frac{D}{D_0' \cdot S_c(r_c) \cdot S_p(r_d) \cdot TPR(d, r_d) \cdot OAR(d,x) \cdot TF \cdot WF(d,r,x) \cdot CF} \cdot \left(\frac{SAD}{SSD_0 + d_0}\right)^2 \quad (2)$$

เมื่อ D คือ prescription dose

D_0' คือ output calibration โดยทั่วไปแล้วจะเท่ากับ 1 cGy/MU ที่ความลึก (depth) และขอบเขตลำรังสี (field size) อ้างอิง

S_c คือ collimator scatter factor เป็นอัตราปริมาณรังสีในอากาศตามขนาดของลำรังสีที่เปิดด้วย collimator ขนาดใด ๆ ต่อลำรังสีที่เปิดด้วย collimator ขนาดอ้างอิง

S_p คือ phantom scatter factor เป็นอัตราปริมาณรังสีในเนื้อเยื่อตามขนาดของลำรังสีที่เปิดด้วย collimator ขนาดใด ๆ ต่อลำรังสีที่เปิดด้วย collimator ขนาดอ้างอิง ณ ความลึกเดียวกัน

PDD คือ percentage depth dose เป็นอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่ความลึกใด ๆ ต่อที่ความลึกอ้างอิง เมื่อกำหนดให้ SSD และขนาดลำรังสีเท่ากัน

OAR คือ off-axis ratio เป็นอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่ห่างไปจาก central axis ต่อปริมาณรังสีที่ central axis

TF คือ tray factor ซึ่งเป็นค่าแก้เนื่องจากการลดทอนของปริมาณรังสีเมื่อผ่าน tray ออกมา

WF คือ wedge factor เป็นค่าแก้เนื่องจากการลดทอนของปริมาณรังสีเมื่อผ่าน wedge ออกมา

CF คือ inhomogeneity correction factor หาได้จากอัตราส่วนของปริมาณรังสีใน heterogeneous medium ต่อปริมาณรังสีใน homogeneous medium ณ จุดเดียวกัน

TPR คือ tissue phantom ratio เป็นอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่ความลึกใด ๆ ต่อที่ความลึกอ้างอิง เมื่อกำหนดให้ SAD และขนาดลำรังสีเท่ากัน

ข.) การตรวจสอบด้วยโปรแกรมคอมพิวเตอร์ (Computer-based programs) การตรวจสอบการคำนวณ MU โดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์มักได้จากการดูตารางข้อมูลเช่นเดียวกับการคำนวณด้วยมือดังกล่าวมาแล้วก่อนหน้านี้ แต่มีความซับซ้อนเพิ่มมากขึ้น คือ มีการใช้อัลกอริทึมที่แตกต่างออกไป เช่น pencil beam หรือ convolution/super position เป็นต้น ซึ่งข้อมูลทั้งหมดได้มาจากการจำลองเหตุการณ์ด้วยสมการทางคณิตศาสตร์ ซึ่งการตรวจสอบการคำนวณ MU จำเป็นต้องตรวจสอบความถูกต้องของสมการด้วย โดยเฉพาะในขั้นตอนการเก็บข้อมูล ควรตรวจสอบความต่อเนื่องของชุดข้อมูล เพื่อยืนยันความถูกต้องของอัลกอริทึมที่นำมาใช้งาน

ค.) การตรวจสอบด้วยการวัด (measurement method) การวัดปริมาณรังสี ณ จุดใด ๆ ถือได้ว่าเป็นหนึ่งในการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณ MU ได้เช่นกัน โดยเฉพาะการวางแผนการรักษาชนิดที่ไม่มีการปรับแต่งลำรังสี (non-modulated fields) หรืออาจใช้การวัดเพื่อตรวจสอบความถูกต้องในกรณีที่ผลความแตกต่างของการคำนวณ MU ปฐมภูมิ และ MU ตรวจ

สอบมากเกินกว่าเกณฑ์การยอมรับ รวมถึงใช้การวัดเพื่อตรวจสอบปริมาณรังสีจริงในผู้ป่วยสำหรับการฉายรังสีครั้งแรกด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบพิเศษ เช่น การฉายรังสีทั่วลำตัว หรือการฉายอิเล็กตรอนทั่วลำตัว เป็นต้น อย่างไรก็ตาม ข้อควรคำนึงถึงในการวัดเพื่อตรวจสอบ MU ได้แก่

- การเลียนแบบการวัดให้เหมือนรูปร่างของผู้ป่วยจริงเป็นไปได้ยาก โดยเฉพาะเกี่ยวกับความไม่สม่ำเสมอของพื้นผิวผู้ป่วย (non-flash surface)
- การวัดใช้เวลานานมากกว่าการตรวจสอบการคำนวณซ้ำด้วยมือ หรือโปรแกรมคอมพิวเตอร์
- การวางแผนการรักษาอย่างง่าย สามารถทำการวัดได้ง่าย และสะดวก เพื่อช่วยตรวจสอบการคำนวณด้วยมือได้เช่นกัน

4. แผนการปฏิบัติการ (Action level)

โดยปกติแล้วเกณฑ์ยอมรับความถูกต้องรวมทุกกระบวนการของการฉายรังสีต้องอยู่ภายในร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่กำหนด[13] ดังนั้นหนึ่งในเป้าหมายของการตรวจสอบการคำนวณ MU คือ เพื่อให้มั่นใจว่าอย่างน้อยมีจุดใดจุดหนึ่งของแผนการรักษานั้น ๆ เป็นไปตามเป้าหมายที่กำหนด อย่างไรก็ตามยังขาดการรายงานข้อมูลเกี่ยวกับการกำหนดเกณฑ์ยอมรับความถูกต้องระหว่างการคำนวณ MU ปฐมภูมิ และ MU ตรวจสอบสำหรับการวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาแบบ 3 มิติ (image-based 3D planning system)[14] ดังนั้น AAPM รายงานที่ 114[8] ได้กำหนด action level ของการตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษาที่เกี่ยวกับการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับแผนการรักษาอย่างง่ายให้อยู่ภายใน ±2% ซึ่งเป็นไปในทิศทางเดียวกับ AAPM รายงานที่ 53[9] และเป็นจุดเริ่มต้นในการกำหนด action level ให้ยืดยุ่นมากขึ้นตามความเหมาะสมกับความซับซ้อนของแผนการรักษา โดย **ตารางที่ 2 และ 3** แสดง action level สำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณแผนการรักษาซึ่งแนะนำจาก AAPM รายงานที่ 114[8] ในกรณีที่ไม่มีความแตกต่าง (homogeneous conditions) และมีความแตกต่างของเนื้อเยื่อ (heterogeneous conditions) ตามลำดับ

ตารางที่ 2 เกณฑ์การยอมรับสำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณแผนการรักษากรณีที่ไม่มีความแตกต่างของเนื้อเยื่อ[8]

Primary calculation geometry	Similar calculation algorithms			Different calculation algorithms		
	Same patient geometry (%)	Approx. patient geometry (%)	Uniform cube phantom approx. (%)	Same patient geometry (%)	Approx. patient geometry (%)	Uniform cube phantom approx. (%)
Minimal field shaping	2	2.5	3	2.5	3	3
Substantial field shaping and/or contour change	2.5	3	4	3	3.5	4
Wedge fields, off axis	2	2.5	3	3.5	4	5

ตารางที่ 3 เกณฑ์การยอมรับสำหรับการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณแผนการรักษากรณีที่มีความแตกต่างของเนื้อเยื่อ[8]

Primary calculation geometry	Similar calculation algorithms		Different calculation algorithms	
	Same patient geometry (%)	Approx. patient geometry (%)	Same patient geometry (%)	Approx. patient geometry (%)
Large field	2	3	2.5	3.5
Wedge fields, off axis	2	3	3.5	4.5
Small field and/or low-density heterogeneity	3	3.5	4	5

จากตารางที่ 2 และ 3 เห็นได้ว่า action level สามารถแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มหลัก ๆ คือ กรณีที่ไม่มี และมีความแตกต่างความแตกต่างของเนื้อเยื่อ ถ้าการคำนวณ MU ปฐมภูมิมีการแก้ค่าความแตกต่างของเนื้อเยื่อร่วมด้วย ดังนั้นระบบตรวจสอบการคำนวณ MU ควรต้องมีการแก้ค่าในส่วนนี้ด้วยเช่นกัน เพื่อลด uncertainty ที่เกิดจากระบบการคำนวณทั้งสอง

ในกรณีที่แผนการรักษานั้นกำหนดให้ปริมาณรังสีต่ำและ MU น้อย เกณฑ์ร้อยละความแตกต่างของการคำนวณจากตารางที่ 2 และ 3 จึงไม่เหมาะสม เนื่องจากแผนการรักษาที่ให้ MU น้อย ส่งผลให้ความต่างของ MU เพียงเล็กน้อยกลายเป็นค่าร้อยละความแตกต่างที่มีค่าสูง ดังนั้น AAPM รายงานที่ 114[8] จึงแนะนำให้การตรวจสอบการคำนวณ MU และ MU ปฐมภูมิที่ได้ควรแตกต่างกันไม่เกิน 3 MU หรือปริมาณรังสีในจุดที่สนใจต่างกันไม่เกิน 3 cGy แทนการพิจารณาจากร้อยละความแตกต่าง อย่างไรก็ตาม action level นี้เป็นเพียงข้อแนะนำ ไม่ได้เป็นข้อกำหนดบังคับสำหรับสถาบันการรักษาด้วยรังสี ซึ่งนักฟิสิกส์การแพทย์ประจำหน่วยงานควรเป็นผู้ประเมินค่าที่สามารถยอมรับได้ของหน่วยงานตนเอง

เนื่องจาก AAPM รายงานที่ 114[8] นี้เป็นการออกรายงานเพื่อแนะนำเกี่ยวกับการตรวจสอบ MU สำหรับการฉายรังสีด้วยเทคนิคพื้นฐาน โดยไม่ครอบคลุมถึงการฉายรังสีปรับความเข้ม กล่าวคือ เน้นเฉพาะการวางแผนการรักษาแบบพื้นฐาน (conventional) แต่สำหรับเทคนิค field in field (FIF) บางสถาบันยังไม่ถือว่าเป็นการฉายรังสีปรับความเข้ม เพราะเป็นการวางแผนการรักษาแบบไปข้างหน้า (forward planning) ดังนั้นการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิค FIF จึงต้องทำการตรวจสอบการคำนวณ MU ด้วยเช่นกัน แต่จำเป็นต้องเพิ่มจุดในการเปรียบเทียบการคำนวณ MU เพื่อให้เพียงพอในการประเมินผลที่ครอบคลุมทุก sub-field ซึ่งในแต่ละสถาบันจะกำหนดเกณฑ์ยอมรับเป็นจำนวน sub-field ที่ผ่านเกณฑ์จากจำนวน sub-field ทั้งหมดก็ได้

หากผลการตรวจสอบ MU เกินเกณฑ์ยอมรับที่กำหนด สิ่งที่นักฟิสิกส์การแพทย์ผู้ตรวจสอบสามารถทำได้ คือ ตรวจสอบค่าต่าง ๆ ที่ใช้การคำนวณอีกครั้ง ดังนี้

- พารามิเตอร์ที่ใช้ในการตรวจสอบการคำนวณ MU
- ปริมาณรังสีที่กำหนดในการตรวจสอบการคำนวณ MU ตรงตามแผนการรักษาที่วางไว้
- การแก้ค่าอุปกรณ์ดูดกลืนรังสี เช่น wedge ซึ่งจะส่งผลให้เกิดความแตกต่างของ MU ตรวจสอบและ MU ปฐมภูมิสูงมากกว่าการลืมแก้ค่า bolus หรือ block tray
- จุดที่ใช้ในการเปรียบเทียบการคำนวณ MU เนื่องจาก

การเลือกจุดภายในบริเวณลำรังสีเพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงเพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีมีความสำคัญ ซึ่งส่งผลโดยตรงต่อความถูกต้องของผลการคำนวณ อีกทั้งส่งผลต่อการกำหนดเกณฑ์การยอมรับ โดยปกติจุดที่กำหนดให้เป็นจุดอ้างอิงในการเปรียบเทียบ MU ปฐมภูมิ และ MU ตรวจสอบ ควรเป็นไปตาม ICRU แนะนำ[15,16] ส่วนการเปรียบเทียบปริมาณรังสีในจุดที่ไม่เกิดความสมดุลย์ของการถ่ายเทพลังงานของอนุภาค (charge particle disequilibrium) จะก่อให้เกิดความผิดพลาดมากขึ้น จึงควรหลีกเลี่ยงบริเวณนี้เป็นจุดเปรียบเทียบในการตรวจสอบการคำนวณ MU เช่น จุดที่อยู่ใกล้กับขอบของลำรังสี หรือจุดที่ใกล้กับรอยต่อของเนื้อเยื่อ เป็นต้น

- ความแตกต่างของรูปร่างผู้ป่วย (patient geometry) ระหว่างการคำนวณ MU ปฐมภูมิ และ MU ตรวจสอบ เช่น การคำนวณสำหรับแผนการรักษามะเร็งเต้านมที่มีทิศทางการเข้าของลำรังสีในแนวทแยงลำตัวผู้ป่วยในทิศทางตรงกันข้าม (two opposing tangential fields) โดยโปรแกรมตรวจสอบ MU ได้ใช้การคำนวณในแฟนทอมทรงลูกบาศก์ที่ไม่มีความแตกต่างจากเนื้อเยื่อ จะทำให้ผลการคำนวณได้เป็นแบบ overestimate เนื่องจากมีรังสีกระเจิงมากกว่าเมื่อเทียบกับการคำนวณในแนวทแยงลำตัวผู้ป่วยจากระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลัก ซึ่งใช้ข้อมูลภาพผู้ป่วยจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในการคำนวณ[8]

- การแก้ค่าความแตกต่างของเนื้อเยื่อ ซึ่งเป็นปัจจัยหนึ่งที่สำคัญที่นักฟิสิกส์ต้องคำนึงถึงและเข้าใจเกี่ยวกับข้อจำกัดนี้สำหรับการคำนวณ MU ปฐมภูมิ และการตรวจสอบการคำนวณ MU ของระบบที่ใช้ในหน่วยงาน เพราะส่งผลต่อการกำหนด action level ที่ใช้ในทางคลินิก โดยเฉพาะเรื่องของกระบวนการจำลองการเคลื่อนที่ของรังสีผ่านตัวกลาง (radiation transport modeling) ของระบบการคำนวณทั้งสอง

5. ผู้รับผิดชอบในการตรวจสอบ MU

AAPM รายงานที่ 114[8] กำหนดให้การตรวจสอบ MU ควรเป็นหน้าที่ของนักฟิสิกส์การแพทย์หรือผู้อยู่ภายใต้การควบคุมของนักฟิสิกส์การแพทย์ โดยจะต้องไม่เป็นผู้ที่มีส่วนเกี่ยวข้องกับการคำนวณแผนการรักษานั้นมาก่อน ในทางปฏิบัติผู้ทำการวางแผนการรักษาสามารถเป็นผู้ส่งข้อมูลแผนการรักษานั้นเข้าสู่โปรแกรมตรวจสอบ MU อิสระได้ แต่การประเมินผลต้องทำโดยนักฟิสิกส์การแพทย์หรือผู้อยู่ภายใต้การควบคุมของนักฟิสิกส์การแพทย์อิสระที่ไม่เกี่ยวข้องกับการวางแผนการรักษานั้น ๆ

จาก AAPM รายงานที่ 40[17] ได้กำหนดให้การตรวจสอบ MU เป็นองค์ประกอบหนึ่งของการประกันคุณภาพแผนการรักษา ซึ่งทำโดยนักฟิสิกส์การแพทย์ เพื่อให้มั่นใจว่าแผนการรักษานั้นมีความถูกต้อง โดยผู้ทำการตรวจสอบการคำนวณ MU จำเป็นต้องตรวจสอบความถูกต้องของพารามิเตอร์ที่ใช้ในการคำนวณ MU ให้เป็นไปตามที่รังสีแพทย์ได้กำหนดไว้ ซึ่ง AAPM รายงานที่ 114[8] ได้แนะนำให้การตรวจสอบการคำนวณ MU ควรจะเสร็จสิ้นก่อนที่จะเริ่มทำการรักษาให้กับผู้ป่วยในครั้งแรก ในกรณีที่ไม่สามารถทำได้ ก็ให้การตรวจสอบการคำนวณ MU ทำตามภายหลังให้เร็วที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ โดยต้องไม่ฉายรังสีให้กับผู้ป่วยแล้วเกินกว่าร้อยละ 10 ของปริมาณรังสีที่รังสีแพทย์กำหนด[17] ในแต่ละหน่วยงานควรกำหนดเกณฑ์เวลา สำหรับการตรวจสอบการคำนวณ MU ภายหลังการรักษาได้เริ่มไปก่อนแล้วให้เหมาะสม เพื่อมั่นใจว่าการรักษาเป็นไปอย่างถูกต้อง

6. ข้อจำกัดของการตรวจสอบ MU

6.1 การตรวจสอบ MU ไม่ใช่การตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณที่แสดงผลในรูปของเส้นกระจายปริมาณรังสี (isodose distribution) เป็นเพียงการตรวจสอบการคำนวณ MU ณ จุดใดจุดหนึ่งของก้อนมะเร็ง เพื่อเปรียบเทียบกับการคำนวณจากคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาหลัก ซึ่งจุดนั้นอาจจะหมายถึงจุดศูนย์กลางการหมุน (isocenter) หรือจุดกำหนดปริมาณรังสี (prescription point) เป็นต้น ถึงแม้ว่าขณะนี้จะมีโปรแกรมการตรวจสอบแผนการรักษาของผู้ป่วยแบบอิสระ (independent software) วางจำหน่ายตามท้องตลาดมากขึ้น โดยสามารถนำข้อมูลการเคลื่อนที่ของ

ชี่กำบังลำรังสี (Multileaf collimator: MLC) จาก log files เพื่อตรวจสอบการคำนวณดูเป็นเส้นการกระจายของปริมาณรังสี[18,19] แต่ยังไม่มีรายงานเกี่ยวกับข้อกำหนดการใช้งานออกมาอย่างเป็นทางการ บทความครั้งนี้จึงไม่ได้กล่าวครอบคลุมถึงส่วนนั้น

6.2 ตรวจสอบการคำนวณ MU นี้ ถือว่าเป็นส่วนหนึ่งของการตรวจสอบแผนการรักษาโดยนักฟิสิกส์การแพทย์เท่านั้น ไม่สามารถทดแทนการกระบวนการตรวจสอบแผนการรักษาทั้งหมดได้ เพราะไม่ได้มีการส่งผ่านข้อมูลไปยังเครื่องฉายรังสี และกรณีที่ใช้การตรวจสอบการคำนวณ MU ด้วยระบบโปรแกรมคอมพิวเตอร์ก็ไม่ได้มีการวัดปริมาณรังสีโดยตรง

สรุป

การตรวจสอบการคำนวณ MU เป็นหนึ่งในการประกันคุณภาพของแผนการรักษาโดยนักฟิสิกส์การแพทย์ เพื่อให้มั่นใจว่าได้ทำการรักษาให้ปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วยถูกต้อง และตรงตามแผนการรักษาที่วางไว้ ซึ่งเป็นกระบวนหนึ่งที่มีประสิทธิภาพในการตรวจจับความผิดพลาดในการฉายรังสีได้ ในอุดมคติควรทำก่อนการฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วยจะเริ่มขึ้น อย่างไรก็ตามถือว่าการตรวจสอบการคำนวณ MU เป็นเพียงองค์ประกอบหนึ่งของการประกันคุณภาพแผนการรักษา ไม่สามารถใช้ทดแทนการตรวจสอบแผนการรักษาทั้งหมดได้

เอกสารอ้างอิง

1. Yeung TK, Bortolotto K, Cosby S, Hoar M, Lederer E. Quality assurance in radiotherapy: evaluation of errors and incidents recorded over a 10 year period. Radiother Oncol. 2005;74:283-91.
2. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys. 2018;45:e53-e83.
3. ICRP I. Preventing accidental exposures from new external beam radiation therapy technologies, ICRP 112. Ann ICRP 2009;39.
4. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators a. Med Phys. 2009;36: 4197-212.
5. พันทิวา อุณห์ศิริ. การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBEAM ด้วยวิธี Machine Performance Check (MPC). J Thai Assoc Radiat Oncol. 2018;24:45-52.
6. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, Langen KM, Lovelock DM, Miften M, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. Med Phys. 2012;39:1946-63.
7. พันทิวา อุณห์ศิริ. การใช้ IsoCal ในการประเมินระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสียี่ห้อ Varian รุ่น C-series และ รุ่น TrueBeam. J Thai Assoc Radiat Oncol. 2019;25:19-27.
8. Stern RL, Heaton R, Fraser MW, Goddu SM, Kirby TH, Lam KL, et al. Verification of monitor unit calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: report of AAPM Task Group 114. Med Phys. 2011;38:504-30.
9. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. AAPM

Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med Phys. 1998;25:1773-829.
10. Tuazon B, Narayanasamy G, Papanikolaou N, Kirby N, Mavroidis P, Stathakis S. Evaluation and comparison of second-check monitor unit calculation software with Pinnacle3 treatment planning system. Phys Medica. 2018;45:186-91.
11. Jamema S, Upreti R, Sharma S, Deshpande D. Commissioning and comprehensive quality assurance of commercial 3D treatment planning system using IAEA Technical Report Series—430. Australas Phys Eng S. 2008;31:207-15.
12. Khan FM, Gibbons J, Mihailidis D, Alkhatib H. Khan's Lectures: Handbook of the physics of radiation therapy: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
13. Radiology ACo. Practice guideline for 3D external beam radiation planning and conformal therapy. 2011.
14. Kay I, Meyer T. Verifying monitor unit calculations for tangential whole-breast fields in three-dimensional planning. J Appl Clin Med Phys. 2008;9:47-53.
15. International Commission on Radiation Units. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy: ICRU Report No. 50. 1993.
16. International Commission on Radiation Units. Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy: ICRU Report No. 62. 1999
17. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group 40. Med Phys. 1994;21:581-.
18. Vazquez-Quino LA, Huerta-Hernandez CI, Rangaraj D. Clinical experience with machine log file software for volumetric-modulated arc therapy techniques. Proc (Bayl Univ Med Cent). 2017;30:276-279.
19. Au IWL, Ciurlionis L, Campbell N, Goodwin D. Validation of the Mobius system for patient-specific quality assurance using introduced intentional errors. Australas Phys Eng S. 2017;40:181-9.