

การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี

สู่ TrueBEAM

ด้วยวิธี Machine Performance Check (MPC)

พันทิวา อุณหศิริ

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา

ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

เครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBEAM ได้วางจำหน่ายในท้องตลาดตั้งแต่ปี ค.ศ. 2010 ภายใต้การนำของบริษัท Varian โดยได้มีการพัฒนารูปแบบโครงสร้างภายในเพื่อให้เหมาะสมกับการนำเครื่อง Linear accelerator (LINAC) มาประยุกต์ใช้ในการฉายรังสีด้วยเทคนิครังสีศัลยกรรมร่วมพิกัด (Stereotactic Radiosurgery: SRS) รังสีร่วมพิกัด (Stereotactic Radiation Therapy: SRT) หรือรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัว (Stereotactic Body Radiation Therapy: SBRT) อาทิ สามารถให้อัตราปริมาณรังสีสูงโดยไม่ต้องใช้ตัวกรอง (Flattening Filter Free: FFF) อีกทั้งระบบกลไกของเครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBEAM ทั้งหมด เป็นระบบดิจิทัล รวมถึงการพัฒนาระบบการสร้างภาพให้มีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น^[1, 2]

ในการดูแลเครื่องฉายรังสีภายหลังการตรวจสอบคุณลักษณะของเครื่องฉายรังสี เมื่อทำการติดตั้งเครื่อง (Acceptance test) และการเก็บข้อมูลเครื่องฉายรังสี TrueBEAM (Commissioning) แล้ว การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสียังคงเป็นสิ่งจำเป็นที่ต้องทำอย่างต่อเนื่องตลอดอายุการใช้งาน

วัตถุประสงค์ในการทำประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี คือ เพื่อตรวจสอบคุณลักษณะของเครื่องฉายรังสีว่าไม่เบี่ยงเบนไปจากค่าเริ่มต้น เมื่อเทียบกับคุณลักษณะของเครื่องฉายรังสี ณ วันที่ติดตั้งและเก็บข้อมูลของเครื่อง^[3] มีเอกสารตีพิมพ์ที่เกี่ยวข้องกับวิธีการในการตรวจสอบคุณสมบัติของเครื่องฉายรังสีหลายฉบับ เช่น International Electrotechnical Commission (IEC)^[4, 5] American Association of Physicist in Medicine (AAPM) หรือ American College of Medical Physics

(ACMP) โดยสามารถแบ่งกลุ่ม ประเภทของการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีได้ ดังนี้^[6]

1. คุณสมบัติด้านปริมาณรังสี (Dosimetric)
2. กลไกของเครื่องฉายรังสี (Mechanical)
3. ระบบการสร้างภาพ (Imaging system) เพื่อตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสี
4. ความปลอดภัย (Safety)

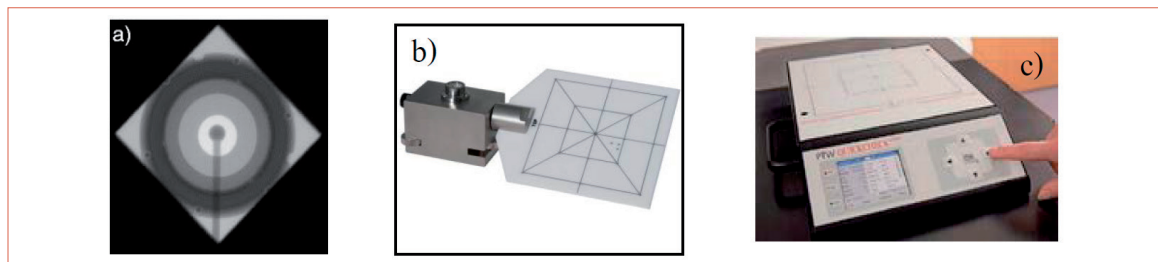
AAPM TG-1423 ได้ออกข้อกำหนดสำหรับการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีเพิ่มเติมจาก AAPM TG-40^[7] ในปี ค.ศ. 2009 โดยให้ครอบคลุมและสัมพันธ์กับการพัฒนาเทคโนโลยีของเครื่องฉายรังสี ซึ่งประกอบไปด้วยระบบการสร้างภาพ อีกทั้งให้รองรับกับเทคนิคการฉายรังสีที่มีความซับซ้อนมากยิ่งขึ้น เช่น การฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT), การฉายรังสีแบบปรับความเข้มรอบตัวผู้ป่วย (Volumetric Modulated Arc Therapy:

VMAT), รังสีศัลยกรรมร่วมพิกัต, รังสีร่วมพิกัต หรือรังสีร่วมพิกัตบริเวณลำตัว เป็นต้น โดย AAPM TG-142 กำหนดเกณฑ์ยอมรับสำหรับแต่ละพารามิเตอร์ที่ทำการตรวจสอบ ขึ้นกับลักษณะการใช้งานของเครื่องฉายรังสี เช่น การประกันคุณภาพเกี่ยวกับความถูกต้องของตำแหน่งเลเซอร์ สำหรับเครื่องฉายรังสีที่มีคุณสมบัติในการฉายรังสีด้วยเทคนิค SRS/SBRT จะต้องน้อยกว่า ± 1 มิลลิเมตร จากเดิมเกณฑ์ยอมรับสำหรับเครื่องฉายรังสีที่ไม่สามารถฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้ คือ ± 2 มิลลิเมตร สำหรับเครื่องฉายรังสีรุ่นใหม่ชนิดที่ไม่มีตัวกรอง สามารถให้รังสีในอัตราปริมาณรังสีสูง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพการฉายรังสีด้วยเทคนิค SRS/SBRT ซึ่งรูปร่างโฟลด์จะเป็นแบบระฆังคว่ำก็ยังไม่มีการอธิบายแนวทางการตรวจสอบที่ชัดเจนใน AAPM TG-142 แต่ก็ยังจำเป็นที่จะต้องทำการประกันคุณภาพโดยคงหลักการเช่นเดียวกับการประกันคุณภาพลำรังสีชนิดที่มีตัวกรองใช้ทำกันเป็นประจำ

เครื่องฉายรังสีสมัยใหม่มีระบบภาพนำวิถี (Image Guided Radiation Therapy: IGRT) เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งในการฉายรังสี ประกอบด้วย เครื่องถ่ายภาพแบบดิจิทัล (Electronic Portal Imaging Device: EPID) และระบบสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบทรงกรวย (Cone Beam Computed Tomography: CBCT) ซึ่งติดกับหัวแกนทรีเพื่อสร้างภาพทางรังสีวินิจฉัยในขณะผู้ป่วยนอนอยู่ในท่าของการฉายรังสี บนเตียงฉายรังสี โดยกระบวนการเก็บและสร้างภาพที่ได้จากระบบ IGRT อาจจะเป็นภาพ 2 มิติหรือ 3 มิติ เพื่อใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการฉายรังสี ก่อนที่จะทำการฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วย

การประกันคุณภาพเกี่ยวกับจุดหมุนร่วมกันของระบบสร้างภาพและของเครื่องฉายรังสี จึงเป็นส่วนหนึ่งที่สำคัญในการประกันคุณภาพ โดยเฉพาะเครื่องฉายรังสีที่มีคุณสมบัติในการฉายรังสีด้วยเทคนิค SRS/SRT และ SBRT เนื่องจากเป็นการรักษาด้วยรังสีที่ให้ปริมาณรังสีที่สูงกว่าการฉายรังสีแบบปกติทั่วไป ซึ่ง AAPM TG-179^[8] ได้กำหนดเกณฑ์ยอมรับสำหรับจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสีที่สามารถฉายรังสีด้วยเทคนิค SRS/SBRT อยู่ภายใน ± 1 มิลลิเมตร จากเดิมปกติ ± 2 มิลลิเมตร สำหรับเครื่องฉายรังสีที่ไม่มีคุณสมบัติในการฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้ นอกจากนั้น อุปกรณ์เสริมทุกชิ้นส่วนจะต้องทำการตรวจสอบประสิทธิภาพทั้งความแม่นยำของกลไกของเครื่อง รวมถึงคุณสมบัติของปริมาณรังสีทุกพลังงานที่มีใช้ โดยการประกันคุณภาพในแต่ละส่วนก็จะมีอุปกรณ์ประกอบเพื่อใช้ในการตรวจสอบที่แตกต่างกัน แสดงดังรูปที่ 1 เช่น (a) Winston-Lutz test ใช้ในการตรวจสอบจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสี หรือ (b) Isocentric beam checker [Radiation Products Design, Inc.] ใช้ในการตรวจสอบ Radiation and light field congruence, collimator isocentric, collimator field size accuracy, laser alignment, gantry isocentric สำหรับอุปกรณ์ตรวจสอบความถูกต้องและแม่นยำของปริมาณรังสี ได้แก่ (c) ชุดเครื่องวัดรังสีประจำวัน เช่น Daily QA [Sun Nuclear, Melbourne, FL] หรือ PTW QUICKCHECK [PTW, Germany] เป็นต้น

จากที่กล่าวมาทั้งหมดจะเห็นได้ว่ากระบวนการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีประกอบด้วยหลายส่วน และกระบวนการประกันคุณภาพเป็นกระบวนการที่สำคัญขาดไม่ได้ ดังนั้นกระบวนการและวิธีการในการประกันคุณภาพของเครื่องฉายรังสีนั้นสามารถปรับได้ขึ้นอยู่กับความเหมาะสมของ



รูปที่ 1 แสดง ตัวอย่างอุปกรณ์สำหรับการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี
 a) ภาพการตรวจสอบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีด้วย Winston-Lutz test^[6]
 b) Isocentric beam checker^[9]
 c) PTW QUICK CHECK สำหรับวัดรังสีประจำวัน^[10]

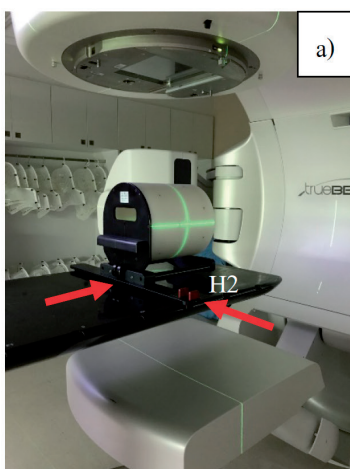
แต่ละสถาบัน ถึงแม้วิธีการ เครื่องมือที่ใช้ อาจจะต่างกัน แต่ยังคงวัตถุประสงค์ในการประกันคุณภาพเหมือนกัน คือ คุณลักษณะเครื่องฉายรังสีไม่เบี่ยงเบนไปจากค่าเริ่มต้น เครื่องมือที่นำมาใช้ในการประกันคุณภาพต้องคำนึงถึงความสะดวก ใช้งานง่าย มีความถูกต้องและแม่นยำในการประเมินผล

เครื่องฉายรังสียี่ห้อ Varian รุ่น TrueBEAM (Varian Medical System. Inc., Palo Alto, CA) ได้มีฟังก์ชันที่เรียกว่า Machine Performance Check (MPC) เพิ่มขึ้น เพื่อให้ผู้ใช้สามารถทำการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีได้สะดวกมากยิ่งขึ้น ผู้ใช้สามารถเข้าฟังก์ชันการทำงานนี้ได้จากหน้าเมนูหลักบนคอมพิวเตอร์ควบคุมเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ซึ่งการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีด้วย MPC ประกอบด้วย ชุดอุปกรณ์ ได้แก่ IsoCal phantom และซอฟต์แวร์เพื่อใช้ในการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี และระบบภาพนำวิถี โดยสามารถตรวจสอบได้ทั้งด้านกลไกของเครื่อง การวัดปริมาณรังสี และความถูกต้องของระบบการสร้างภาพ โดยอาศัยข้อมูลภาพที่ได้จากกระบวนการสร้างภาพทั้งจากต้นกำเนิดรังสีชนิด MV และ KV นำมาวิเคราะห์ผล ซึ่งกระบวนการตรวจสอบทั้งหมดจะเป็นการทำแบบอัตโนมัติ กระบวนการเก็บภาพวิเคราะห์ผล สามารถทำได้อย่างสะดวก และรวดเร็ว

IsoCal phantom คืออุปกรณ์ที่ใช้ในการประกันคุณภาพรูปร่างทรงกระบอกกลวง ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางและความยาวเท่ากับ 23 เซนติเมตร โดยจะมีเม็ด tungsten-carbide

ขนาด 4 มิลลิเมตร ฝังอยู่ทั้งหมด 16 ตำแหน่ง เพื่อใช้ในการสร้างภาพและวิเคราะห์ผล โดย IsoCal phantom จะถูกวางบนแท่นซึ่งสามารถล๊อคเข้ากับเตียงฉายรังสีชนิด carbon fiber ของเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ที่ตำแหน่ง H2 ได้พอดี แสดงดังรูปที่ 2a ก่อนเริ่มทำการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC จะต้องจัดให้ IsoCal phantom อยู่ที่จุดศูนย์กลางของเครื่องฉายรังสี โดยใช้แสงเลเซอร์เป็นตัวกำหนดตำแหน่ง

เมื่อผู้ใช้งานเข้าสู่โหมด MPC แสดงดังรูปที่ 2b ระบบจะทำงานโดยเคลื่อนเตียงฉายรังสี และอุปกรณ์รับภาพออกมาอยู่ในตำแหน่งพร้อมเก็บภาพ อุปกรณ์รับภาพทั้งชนิด kV และ MV จะอยู่ในตำแหน่งที่ห่างจากต้นกำเนิดรังสีเป็นระยะ 150 เซนติเมตร จะทำการเก็บข้อมูลภาพทั้งหมด 39 ภาพ แบ่งเป็นภาพ IsoCal phantom จากต้นกำเนิดรังสีชนิด kV จำนวน 12 ภาพ อีก 27 ภาพ เป็นภาพจากต้นกำเนิดรังสีชนิด MV (เก็บภาพ IsoCal phantom จำนวน 20 ภาพ และ ไม่ใช่ IsoCal phantom จำนวน 7 ภาพ) ภาพทั้งหมดจะถูกนำไปประมวลผล และแสดงผลการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีในแต่ละพารามิเตอร์ทันที ผู้ใช้งานยังสามารถดูผลการประเมิน และส่งออกข้อมูล พร้อมรายงานผลในภายหลังก็ได้ อย่างไรก็ตาม ความถูกต้องของการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC เป็นเพียงการเปรียบเทียบกับค่าตั้งต้น ณ วันที่ทำการสอบเทียบ (calibrate) MPC เท่านั้น ได้มีงานวิจัยจาก Clivio และคณะ^[6] ที่ยืนยันความถูกต้องของการ



รูปที่ 2 แสดง การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TreBEAM

- การจัดวาง Isocal phantom บนเตียงฉายรังสีชนิด carbon fiber
- หน้าต่างการทำงานในโหมด MPC

ประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี MPC เทียบกับวิธีที่ใช้ อุปกรณ์แบบต่างๆ ที่ใช้เป็นประจำ การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC สามารถตรวจสอบคุณลักษณะเครื่องฉายรังสีในพารามิเตอร์ต่างๆ ดังนี้

1. Geometric check

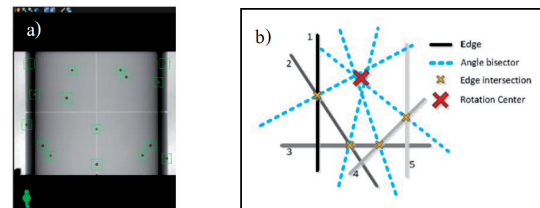
เป็นการประเมินคุณสมบัติที่สำคัญของเครื่องฉายรังสี TrueBEAM เกี่ยวกับแนวแกน ตำแหน่ง และขนาดจุดหมุนของเครื่องฉาย รวมทั้งการเบี่ยงเบนของจุดกึ่งกลางของอุปกรณ์รับภาพเทียบกับจุดหมุนเครื่องฉายรังสี โดยสามารถแบ่งได้ดังนี้

1.1 จุดหมุนของเครื่องฉายรังสี (Isocenter)

ระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ซึ่งมีทั้งระบบการสร้างภาพนำวิถี และระบบการสร้างภาพแบบดิจิทัลติดอยู่กับแกนทรีของเครื่องฉายรังสี จะประกอบด้วย 4 ส่วน คือ จุดหมุนของระบบกลไก (mechanical isocenter) จุดหมุนของลำรังสี (radiation treatment isocenter) จุดหมุนระบบการสร้างภาพนำวิถี (kV imaging isocenter) และจุดหมุนระบบการสร้างภาพแบบดิจิทัล (MV imaging isocenter)^[11] การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC จะหาจุดหมุนของระบบกลไกจากการเก็บภาพของ IsoCal phantom ที่แกนทรีมุม 0, 45, 90, 135, 180, 225, 270 และ 315 องศา ซึ่งเป็นตัวแทนของการหมุนแกนทรีรอบเครื่องฉายรังสี ระบบจะหาตำแหน่งของจุดหมุนของระบบกลไกเครื่องฉายรังสีจากตำแหน่งของเม็ด tungsten-carbide ทั้งหมด 16 ตำแหน่ง แสดงดังรูปที่ 3a ส่วนจุดหมุนของลำรังสีด้วยการประกันคุณภาพด้วยวิธี MPC ได้จากการเก็บภาพแบบที่ไม่มี IsoCal phantom ที่ collimator มุม 270, 315, 0, 45, และ 90 องศา จุดกึ่งกลางเฉลี่ยของเส้นแบ่งครึ่งมุม (Angle bisector) ของจุดตัดขอบลำรังสี (Edge intersection) ของคู่มุม collimator ที่ถัดกัน ทั้ง 4 เส้น ที่ปรากฏบนอุปกรณ์รับภาพ จากการหมุน collimator ทั้ง 5 มุม ถือว่าเป็นจุดหมุนของลำรังสี แสดงดังรูปที่ 3b

- ขนาดของจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีหาได้จากระยะห่างที่มากที่สุดระหว่างจุดหมุนของระบบกลไก และจุดหมุนของลำรังสี
- การเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพทั้งของ KV และ MV สามารถหาได้จากระยะห่างมากที่สุดระหว่างจุดกึ่งกลาง

ของอุปกรณ์รับภาพ กับจุดหมุนของระบบกลไกเครื่องฉายรังสี โดยค่าเบี่ยงเบนนี้สามารถทำการแก้ค่าได้โดยการทำ Isocal calibration^[11] ซึ่งเครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBEAM สามารถแก้ค่าการเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพให้ถูกต้องได้ในระหว่างการเก็บภาพ



รูปที่ 3 แสดง a) การหาจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีจากตำแหน่งของเม็ด tungsten-carbide
b) การหาแนวแกนกลางของลำรังสีจากเส้นแบ่งครึ่งมุมของ collimator ทั้ง 5 มุม

จากการศึกษาของ Barnes M^[12] ได้ตรวจสอบการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีเกี่ยวกับขนาดจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี และการเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพ ด้วยวิธี Winston-Lutz test โดยใช้โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเองในการวิเคราะห์ผล (In-house developed) เปรียบเทียบกับวิธี MPC พบว่า ผลการตรวจสอบขนาดจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี และการเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพจากทั้ง 2 วิธี ให้ผลที่ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

1.2 Collimation

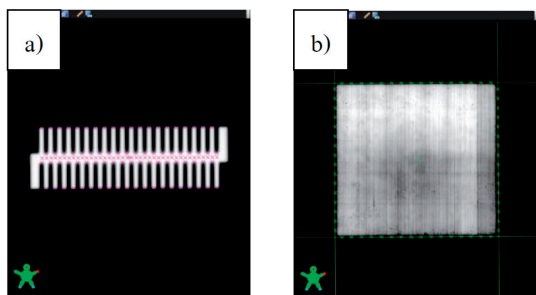
การตรวจสอบความถูกต้องของระบบ collimation จะทำการเก็บภาพที่มุมแกนทรี 0 องศา การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC สามารถตรวจเช็คความคลาดเคลื่อนจากการหมุน collimator ได้ ซึ่งระบบ collimation ประกอบด้วย

1.2.1 การเบี่ยงเบนของซี่ก้างลำรังสี (Multi-leaves collimator: MLC offset) สามารถหาได้โดยการสร้างภาพของ MLC จากการเปิดขอบเขตลำรังสีด้วย MLC ให้กว้างมากที่สุดเท่าที่อุปกรณ์รับภาพสามารถเก็บภาพได้ เนื่องจากขนาดที่อุปกรณ์รับภาพขนาด 40x30 ตารางเซนติเมตร ที่ระยะ 150 เซนติเมตร ดังนั้น MLC รุ่น Millennium-120 MLC จำนวนทั้งหมด 40 คู่ (ขนาดซี่ละ 5 มิลลิเมตร) ที่อยู่บริเวณตรงกลาง จะสามารถตรวจสอบได้พอดี ภาพ static comb-like

pattern แสดงดังรูปที่ 4a สามารถเห็นบนอุปกรณ์รับภาพจะนำมาใช้หาการเบี่ยงเบนของซี่ก้านลำรังสี โดยการวัดระยะจากปลายสุดของ MLC แต่ละซี่ จนถึงแนวกึ่งกลาง MLC ของ MLC แต่ละคู่

1.2.2 การเบี่ยงเบนของอุปกรณ์บังคับลำรังสี (Jaws offset) ตรวจสอบโดยการเปิดลำรังสีขนาด 18x18 ตารางเซนติเมตร ซึ่งจะเป็นขนาดลำรังสีขนาดที่กว้างที่สุดที่อุปกรณ์รับภาพสามารถรับได้ที่ระยะ 150 เซนติเมตร คือ 27x27 ตารางเซนติเมตร แสดงดังรูปที่ 4b โดยกากบาทและแนวเส้นตรงแสดงถึงขอบเขตของอุปกรณ์บังคับลำรังสีที่เครื่องฉายรังสีเปิด ส่วนกากบาทตรงกลางแสดงถึงจุดศูนย์กลางการหมุนของลำรังสี โดยระบบจะทำการวัดระยะจากขอบของอุปกรณ์บังคับลำรังสีถึงจุดศูนย์กลางการหมุนของลำรังสีเปรียบเทียบกับกันทั้ง 4 ด้าน คือ X1, X2, Y1 และ Y2

1.2.3 ความคลาดเคลื่อนของการหมุน (Rotation offset) แนวขอบของ MLC สามารถใช้หา ความคลาดเคลื่อนมากที่สุดเนื่องจากการหมุน collimator เทียบกับค่าที่ตั้งไว้



รูปที่ 4 แสดง a) ภาพ static comb-like pattern เพื่อนำมาใช้หาการเบี่ยงเบนของซี่ก้านลำรังสี
b) ขนาดลำรังสีเพื่อหาการเบี่ยงเบนของอุปกรณ์บังคับลำรังสี

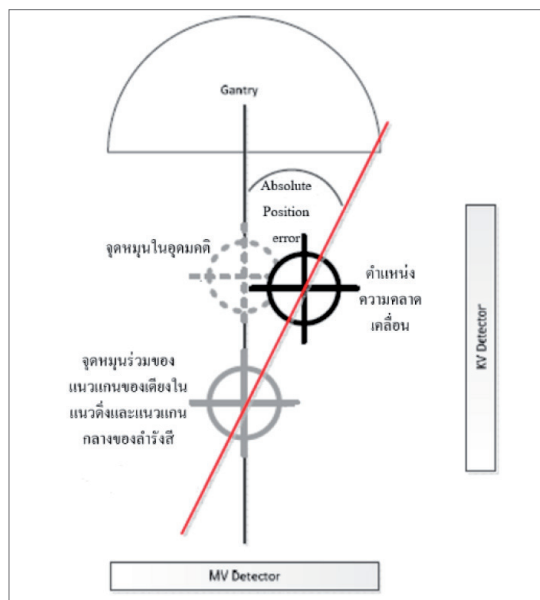
จากการศึกษาของ Clivio A6 ได้ทำการตรวจสอบความถูกต้องของ MLC โดยการใช่วิธีแบบการเคลื่อนที่ของ MLC ที่เรียกว่า picket fence test เปรียบเทียบกับวิธี MPC พบว่าการเคลื่อนที่ของ MLC คลาดเคลื่อนไม่เกิน 0.5 มิลลิเมตร จากทั้ง 2 วิธี สำหรับการตรวจสอบการเบี่ยงเบนของอุปกรณ์บังคับลำรังสี เมื่อเปรียบเทียบกับวิธี MPC และการวัดด้วย PTW StarCheck (PTW, Freiburg, Germany) พบว่า วิธี MPC แสดงผลการเบี่ยงเบนของอุปกรณ์บังคับลำรังสีด้าน Y1 เท่ากับ -1 มิลลิเมตร และด้าน Y2 เท่ากับ +0.9 มิลลิเมตร ซึ่งการวัด

ด้วย PTW StarCheck ตรวจไม่พบความเบี่ยงเบนของอุปกรณ์บังคับลำรังสี ทั้งนี้เนื่องจากอุปกรณ์วัดรังสี PTW StarCheck มีความละเอียดของหัววัดรังสีเท่ากับ 3 มิลลิเมตร ซึ่งไม่ละเอียดเพียงพอที่จะตรวจจับความคลาดเคลื่อนของการวัด

1.3 แกนรี (Gantry) ประกอบด้วย

1.3.1 Absolute คือความถูกต้องของมุมแกนรีแบบสมบูรณ์ โดยดูจากแนวแกนของเตียงในแนวตั้งที่สอดคล้องกับแนวแกนกลางของลำรังสีที่มุมแกนรี 0 องศา ซึ่งการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC ทำการวิเคราะห์จากภาพ Isocal phantom ที่ถ่ายภาพด้วยต้นกำเนิดรังสีชนิด MV และ kV โดยการปรับระดับความสูงของเตียงที่แตกต่างกัน MPC หาความคลาดเคลื่อนของมุมแกนรีแบบ สมบูรณ์จากการคำนวณระยะเวกเตอร์ของ phantom ที่คลาดเคลื่อนจากจุดหมุนของแนวแกนลำรังสีในแนวด้านข้างและแนวตั้ง และคำนวณกลับเป็นมุมด้วยสมการ arctan แสดงดังรูปที่ 5

1.3.2 Relative คือความคลาดเคลื่อนของการหมุนแกนรีจากภาพ Isocal phantom ด้วย MV เทียบกับการหมุนแกนรีจริงที่มุม 0, 45, 90, 135, 180, 225, 270 และ 315 องศา



รูปที่ 5 แสดง การหา absolute gantry shift6

1.4 เติง (Couch)

การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC วัดความถูกต้องของตำแหน่งเตียงโดยการเคลื่อนเตียงไปตามแนวแกนต่างๆ ตามระยะที่ทราบแน่นอน เทียบกับตำแหน่งอ้างอิง โดยใช้ภาพ Isocal phantom จากอุปกรณ์รับภาพชนิด MV และ kV

- 1.4.1 Lateral: ดูความถูกต้องของเตียงในแนวด้านข้างเป็นระยะ 5 เซนติเมตร
- 1.4.2 Longitudinal: ดูความถูกต้องของเตียงในแนวตามยาวเป็นระยะ 5 เซนติเมตร
- 1.4.3 Vertical: ดูความถูกต้องของเตียงในแนวตั้งเป็นระยะ 15 เซนติเมตร
- 1.4.4 Rotation: ดูระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางการหมุนของเตียง เทียบกับจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี

เนื่องจากการตรวจสอบความถูกต้องของเตียงฉายรังสีโดยทั่ว จะทำการอ่านระยะค่าเตียงที่เลื่อนไป (couch shift) ตามระยะที่ทราบค่าแน่นอนในแนวด้านข้าง แนวตามยาว และในแนวตั้ง โดยอ่านค่าจากตำแหน่งเลขหรือที่ปรากฏเห็นบนตัวเมตร หรือไม้บรรทัดเป็นตัวเลขระยะทางที่เตียงเลื่อนไป ซึ่งความละเอียดของการวัดด้วยตัวเมตรหรือไม้บรรทัดจะหยาบกว่าการวัดด้วยวิธี MPC คือ 0.5 มิลลิเมตร ส่วนความละเอียดของวิธี MPC เท่ากับ 0.01 มิลลิเมตร ได้มีการศึกษาของ Barnes M12 แสดงให้เห็นว่าการตรวจสอบความถูกต้องของเตียงฉายรังสีด้วยวิธีวัดด้วยตัวเมตร และวิธี MPC ให้ผลการวัดที่ต่างกันอย่างมากมีนัยสำคัญ โดยวิธี MPC จะมีความไว (sensitive) ในการวัดระยะเตียงมากกว่า ซึ่งเหมาะสำหรับนำมาใช้ในการประกันคุณภาพเตียงของเครื่องฉายรังสีแบบประจำวัน

2. การวัดปริมาณรังสี (Dosimetry check)

ถึงแม้ว่าการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC ไม่ได้ใช้อุปกรณ์อื่นมาเป็นตัวช่วยในการวัดรังสี แต่ระบบจะทำการวิเคราะห์ผลบนพื้นฐานของการใช้ค่าตั้งต้นเป็นค่าอ้างอิงในการเปรียบเทียบ โดยค่าตั้งต้นนี้ควรตรวจสอบความถูกต้องด้วยอุปกรณ์วัดรังสีอื่นก่อน โดยการตรวจสอบการวัดปริมาณรังสีด้วยการประกันคุณภาพด้วยวิธี MPC ประกอบด้วย

2.1 ความคงที่ของลำรังสี (Beam constancy check)

การตรวจสอบความคงที่ของลำรังสีด้วยวิธี MPC โดยเปิดลำรังสีขนาด 18×18 ตารางเซนติเมตร แกนทริมม 0 องศา โดยจะทำการวิเคราะห์ผลบริเวณกึ่งกลางอุปกรณ์รับภาพ (ROI ขนาด 13.3×13.3 ตารางเซนติเมตร) ซึ่งเปรียบเทียบค่าที่วัดได้ในแต่ละวันกับค่าตั้งต้นของแต่ละพลังงานที่มีใช้ในเครื่องฉายรังสี TrueBEAM

2.2 Beam output

การเปลี่ยนแปลงของ beam output ด้วยวิธี MPC หาได้จากค่าเฉลี่ยร้อยละของความแปรปรวนในการตอบสนองของหัววัดรังสีบริเวณกึ่งกลางของอุปกรณ์รับภาพ โดยการศึกษาของ Barnes M12 แสดงให้เห็นว่า การวัด beam output ด้วยวิธี MPC เปรียบเทียบกับการวัด beam output ด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนในเซชันแบบฟาเมอร์ (Farmer ionization chamber) ในระยะเวลา 5 เดือน พบว่า ความแตกต่างมากที่สุด ของการวัดจาก 2 วิธี เท่ากับ 0.6%

2.3 Beam uniformity

ความสม่ำเสมอของลำรังสีของการประกันคุณภาพด้วยวิธี MPC ใช้วิธีหาสัดส่วนของสัญญาณต่ำสุดและสูงสุดบริเวณกึ่งกลางอุปกรณ์รับภาพ เทียบกับค่าตั้งต้น ซึ่งไม่ใช่เป็นการดูความสมมาตร (beam symmetry) ของโปรไฟล์ในแนวแกนกลางลำรังสีเหมือนการประกันคุณภาพรังสีที่ใช้ประจำ Barnes M12 ได้เปรียบเทียบการวัดความสม่ำเสมอของลำรังสีด้วยวิธี MPC และความสมมาตรของลำรังสีทั้งในแนวแกนกลางลำรังสีตามยาว (Inplane) และแกนกลางลำรังสีแนวขวาง (Crossplane) ด้วยอุปกรณ์วัดรังสีที่แตกต่างกัน ได้แก่ QA3 (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, USA), Sun Nuclear IC Profiler (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, FL, USA) และ in-house EPID พบว่าผลการวัดจากอุปกรณ์ทั้งหมดให้ผลที่สอดคล้องกัน

2.4 ความคลาดเคลื่อนของจุดกึ่งกลางลำรังสี (Beam center shift)

ดูตำแหน่งความคลาดเคลื่อนของจุดกึ่งกลางลำรังสีเทียบกับค่าตั้งต้นโดยการเปิดลำรังสีจากอุปกรณ์บังคับลำรังสี ซึ่งจุดกึ่งกลางลำรังสีหาได้จากขอบของอุปกรณ์บังคับลำรังสีที่ปรากฏบนภาพ

ข้อจำกัดของการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBEAM ด้วยวิธี MPC

1. การประกันคุณภาพของเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC ใช้รูปแบบของ MLC แบบเดียวคือ comb-like pattern รวมทั้งขนาดของลำรังสี และตำแหน่งที่ทำการตรวจสอบคือ ที่ตำแหน่งจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี ด้วยลำรังสีขนาด 18x18 ตารางเซนติเมตร เท่านั้น ถ้ามีการตรวจสอบที่ระยะต่างกันก็จะเป็นการตรวจสอบ linearity ของ MLC และ ตำแหน่งของอุปกรณ์บังคับลำรังสีด้วย ซึ่งจะทำให้การตรวจสอบด้าน geometry จะสมบูรณ์มากขึ้น

2. การตรวจสอบความสม่ำเสมอของลำรังสีด้วยการประกันคุณภาพวิธี MPC เป็นการดูความสม่ำเสมอของลำรังสีโดยภาพรวม ไม่สามารถบอกตำแหน่ง หรือแนวแกนของความไม่สม่ำเสมอของลำรังสีได้ ซึ่งแตกต่างจากวิธีตรวจสอบโดยปกติ ซึ่งเป็นการประเมินความสม่ำเสมอของลำรังสีในจากกราฟโฟรไฟล์เพื่อดูความสม่ำเสมอ และความสมมาตร (Flatness and Symmetry) ในแนวแกนกลางของลำรังสี ดังนั้นถ้าผลการวัดความสม่ำเสมอของลำรังสีด้วยการประกันคุณภาพวิธี MPC เกินเกณฑ์ที่ยอมรับ จำเป็นจะต้องทำการตรวจสอบด้วยวิธีอื่นที่เหมาะสมต่อไป^[13]

3. การตรวจสอบปริมาณรังสีด้วยการประกันคุณภาพแบบวิธี MPC ไม่ใช่ค่าปริมาณรังสีจริงของเครื่องฉายรังสี เป็นเพียงการตรวจสอบค่าที่วัดได้เปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงตั้งต้น เช่นเดียวกับการใช้เครื่องวัดรังสีประจำวันอื่นๆ ดังนั้น ถ้าจะให้ค่าที่วัดได้สอดคล้องกับค่าปริมาณรังสีจริงของเครื่องฉายรังสี จะต้องทำการกำหนดค่าตั้งต้นภายหลังการวัดและสอบเทียบปริมาณรังสีของเครื่องฉายรังสีเรียบร้อยแล้ว

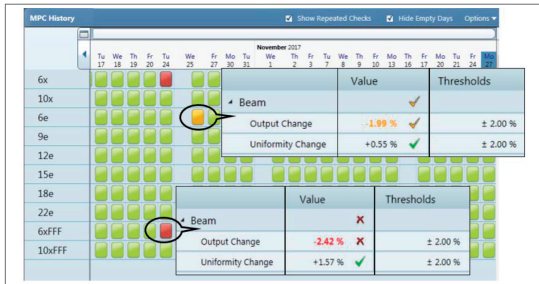
4. ยังไม่มีการศึกษาเกี่ยวกับการใส่พารามิเตอร์ความคลาดเคลื่อนที่ทราบค่าเข้าไป แล้วทดสอบว่า MPC สามารถตรวจจับและหาความคลาดเคลื่อนได้อย่างถูกต้อง ซึ่งคงต้องทำการศึกษาต่อไป

อย่างไรก็ตาม การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC สามารถทำได้ง่าย สะดวก และรวดเร็ว ใช้เวลาในการจัดอุปกรณ์ เก็บข้อมูลและวิเคราะห์ผลของแต่ละพลังงานเฉลี่ย 5.6 ± 0.5 นาที6 ซึ่งเป็นการตรวจสอบระบบทั้งหมดของเครื่อง TrueBEAM รวมถึงระบบการสร้างภาพด้วย เมื่อเทียบกับการประกันคุณภาพด้วยวิธีที่ทำประจำ การตรวจสอบคุณสมบัติแต่ละพารามิเตอร์จำเป็นต้องใช้อุปกรณ์ หรือเครื่องมือในการวัดที่แตกต่างกัน รวมถึงการจัดตำแหน่งของอุปกรณ์เพื่อทำการตรวจสอบบางพารามิเตอร์อาจ

จะต้องใช้เวลาพอสมควร อีกทั้งปริมาณผู้ป่วยที่เข้ารับบริการจำนวนมากต่อวัน ช่วงเวลาพักเครื่องเพื่อให้ทันกับพิธีการแพทย์ทำการประกันคุณภาพเครื่องมือจึงมีจำกัด ดังนั้นอาจจะต้องแบ่งการประกันคุณภาพออกเป็นส่วนๆ และทำต่อเนื่องหลายๆ วัน จนกระทั่งครบทุกพารามิเตอร์ แต่การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC สามารถทำการตรวจสอบระบบทั้งหมดได้ในเวลาที่จำกัด และสามารถทำได้บ่อยครั้ง มีหลายการศึกษา6, 12,13 ได้ทำการเปรียบเทียบผลการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM กับวิธีที่นิยมใช้กันประจำ โดยผลแสดงให้เห็นว่าประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC ให้ผลการประกันคุณภาพที่สอดคล้องกับวิธีอื่นๆ ที่ทำเป็นประจำ อย่างไรก็ตามวิธีการ ความถี่ในการทำการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีนั้นขึ้นอยู่กับดุลยพินิจของแต่ละหน่วยงาน การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC ไม่ได้มีวัตถุประสงค์เพื่อนำมาใช้แทนการประกันคุณภาพที่ใช้อยู่ประจำ ทั้งนี้ทั้งนั้นจึงขึ้นอยู่กับแต่ละหน่วยงานว่าจะนำ MPC มาประยุกต์ใช้ในการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM หรือไม่อย่างไร

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ได้ทำการติดตั้งเครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBEAM จำนวน 2 เครื่อง มาเป็นระยะเวลา 3 ปี และได้นำเอาวิธีการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีด้วย MPC มาประยุกต์ใช้ในการตรวจสอบเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ซึ่งสามารถทำการประกันคุณภาพได้ทั้งลำรังสีชนิดที่มีตัวกรอง และไม่มีตัวกรองที่โพตอนพลังงาน 6 MV, 6 MV-FFF, 10 MV และ 10 MV-FFF ซึ่งพลังงานโพตอนจะสามารถตรวจสอบได้ทั้งคุณสมบัติด้าน geometry และด้านปริมาณรังสี ส่วนลำอิเล็กตรอน พลังงานที่มีใช้ คือ 6, 9, 12, 15, 18 และ 22 MeV จะสามารถทำการตรวจสอบได้เฉพาะคุณสมบัติด้านปริมาณรังสีเท่านั้น โดยทุกครั้งที่ทำทดสอบเทียบปริมาณรังสีของเครื่อง TrueBEAM ก็จะทำ MPC ต่อทันที เพื่อเป็นการเก็บข้อมูล ณ วันนั้น เป็นค่าอ้างอิงเพื่อใช้เปรียบเทียบกับการวัดครั้งถัดไป ถ้าหากผลการวัดปริมาณรังสีเกินเกณฑ์ที่ยอมรับ $\pm 2\%$ หน้าจอแสดงการวิเคราะห์ผลในวันนั้นๆ จะเปลี่ยนจากสีเขียวเป็นสีแดง ซึ่งจะแสดงให้เห็นผู้ใช้งานทราบทันทีว่ามีบางพารามิเตอร์ของการตรวจสอบให้ผลเกินเกณฑ์การยอมรับ และผู้ใช้งานสามารถคลิกเข้าไปดูรายละเอียดของผลการวัดในวันนั้นๆ ได้ แต่ถ้าผลการวัดปริมาณรังสีอยู่ระหว่าง $\pm 1.5\%$ แต่ยังไม่เกิน $\pm 2\%$ หน้าจอแสดงผลการวิเคราะห์จะแสดงสัญลักษณ์จากสีเขียวเป็นสีเหลือง เพื่อให้ผู้ใช้งานเฝ้าระวัง ทำการวางแผนหรือหาสาเหตุ และแก้ไขปัญหาต่อไป ตัวอย่างหน้าจอแสดงผลการ

ประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM ด้วยวิธี MPC แสดง
ดังรูปที่ 6



รูปที่ 6 แสดง สรุปผลการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสี
TrueBEAM ด้วยวิธี MPC

กล่าวโดยสรุป การนำเอา MPC มาใช้ในการประกัน
คุณภาพเครื่องฉายรังสี TrueBEAM เป็นวิธีที่สะดวก สามารถ
ทำได้ง่าย และมีประสิทธิภาพโดยสามารถใช้ตรวจสอบ
คุณสมบัติทั้งด้าน geometry และคุณสมบัติด้านปริมาณรังสี
ได้ในเวลาเดียวกัน อย่างไรก็ตาม MPC ไม่ใช่อุปกรณ์ หรือชุด
เครื่องมือที่สามารถนำมาใช้ทดแทนการประกันคุณภาพเครื่อง
ฉายรังสีที่ทำเป็นประจำได้ ซึ่งทางบริษัทผู้ผลิตรายังคงแนะนำให้
หน่วยงานต้องทำการประกันคุณภาพตามแนวทางที่เป็นที่
ยอมรับเช่นเดิม

เอกสารอ้างอิง

1. TrueBEAM [On line] [cited 2017 November 23], Available from: <https://www.varian.com/oncology/products/treatment-delivery/truebeam-radiotherapy-system>
2. Chang Z, Wu Q, Adamson J, Ren L, Bowsher J, Yan H, et al. Commissioning and dosimetric characteristic of TrueBEAM system: Composite data of three TrueBEAM machines. Med. Phys. 2012; 39: 6981-7019
3. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin F-F, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerator. Med. Phys. 2009; 36: 4197-212.
4. International Electrotechnical Commission Publication 976. Medical electron accelerator-functional performance characteristics.1989.
5. International Electrotechnical Commission Publication 977. Medical electron accelerators in the range 1 MeV-50 MeV- guideline for functional performance characteristics. 1989.
6. Clivio A, Vanetti E, Rose S, Nicolini G, Belosi M, Cozzi L, et al. Evaluation of the Machine Performance Check application for TrueBEAM Linac. Radiation Oncology. 2015; 10: 97.
7. 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: 581-618.
8. Bissonette JP, Balter P, Dong L, Langen KM, Lovelock DM, Miften M, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: report the AAPM TG-179. Med Phys. 2012; 39: 1946-63.
9. Isocentric Beam Checker [On line][cited 2017 October 31], Available from: <https://www.rpdinc.com/isocentric-beam-checker-1-3866.html>
10. PTW QUICK CHECK [On line][cited 2017 October 31], Available from: <http://www.medsuro.nl/radiotherapie/linac-qa>
11. Gao S, Du W, Balter P, Munro P, Jeung A. Evaluation of IsoCal geometric calibration system for Varian Linac equipped with on-board imager and electronic portal imaging device imaging system. J Appl Clin Med Phys. 2014; 15: 164-81.
12. Barnes M and Greer P. Evaluation of the truebeam machine performance check (MPC) geometric checks for daily IGRT geometric accuracy quality assurance. J Appl Clin Med Phys. 2017; 18: 200-206.
13. Greer P and Barnes M. Evaluation of the truebeam machine performance check (MPC) beam constancy checks for flattened and flattening filter- free (FFF) photon beams. J Appl Clin Med Phys. 2017; 18: 139-150.

