การใช้ IsoCal ในการประเมินระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี ยี่ห้อ Varian รุ่น C-series และรุ่น TrueBeam (IsoCal evaluation for isocentric performance check of Varian linacs with C-series and TrueBeam)

พันทิวา อุณห์ศิริ
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
1873 ถนน พระราม 4 เขต ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330
อีเมล: Nim_1000d@hotmail.com

Puntiwa Oonsiri
Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thailand 10330
Email: Nim_1000d@hotmail.com

Submitted: Aug 16, 2019
Revised: Sep 25, 2019
Accepted: Oct 7, 2019

บทคัดย่อ

ปัจจุบันเครื่องฉายรังสีพร้อมด้วยระบบสร้างภาพได้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้สำหรับการตรวจสอบตำแหน่งก้อนมะเร็งในห้องฉายรังสี ทำให้การตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทำได้สะดวก และรวดเร็วขึ้น โดยระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีนี้จะประกอบด้วย 4 ส่วนคือ จุดหมุนของระบบกลไก จุดหมุนของลำรังสี จุดหมุนระบบการสร้างภาพนำวิถี และจุดหมุนระบบการสร้างภาพแบบดิจิตอลด้วยรังสีพลังงานสูง การประกันคุณภาพระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีต้องทำเป็นประจำทุกวัน ระบบ IsoCal เป็นอุปกรณ์พร้อมโปรแกรมสำเร็จรูปที่ใช้สำหรับตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสียี่ห้อ Varian ประกอบด้วย Isocal แฟนทอม คอลลิเมเตอร์เพลท และโปรแกรมสำเร็จรูป โดยสามารถตรวจสอบได้ทั้งกับเครื่องรุ่น C-series และรุ่น TrueBeam ซึ่งเป็นวิธีที่ทำได้สะดวก และให้ผลการประเมินที่ถูกต้อง

คำสำคัญ: เครื่องเร่งอนุภาค การประกันคุณภาพ จุดหมุนระบบ

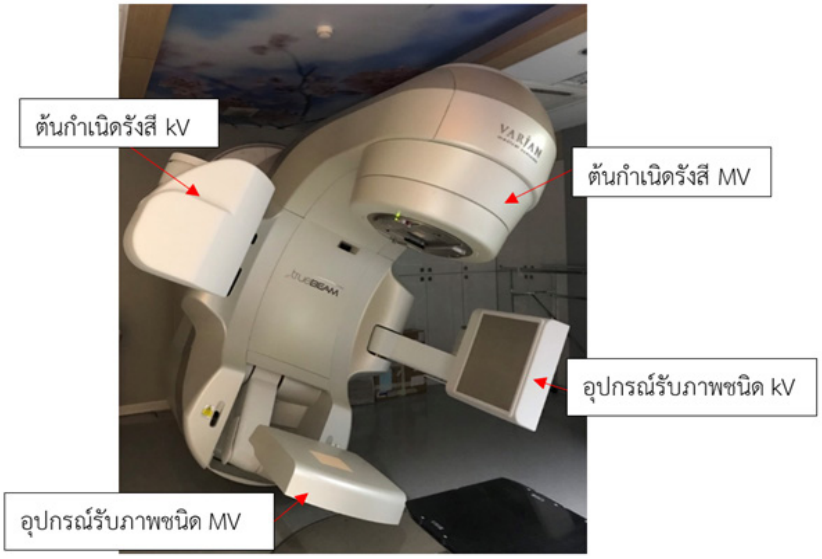
Abstract

The Varian linear accelerator integrated imaging system has developed patient's position verification relative to the treatment room. This increases convenience and efficacy during patient setup verification. This system consists of 4 isocenter types: mechanical isocenter, radiation isocenter, kV imaging isocenter, and MV imaging isocenter. The daily quality assurance must take into account the verification of coordinate coincidence. The Isocal verification system is used to evaluate the isocentric performance check of Varian linacs with C-series and TrueBeam.

There are Isocal phantom, collimator plate, and software, which are easy to use and produce an accurate result.
Keywords: Linear accelerator, quality assurance, isocenter systems

J Thai Assoc Radiat Oncol. 2019; 25(2): 19-27.

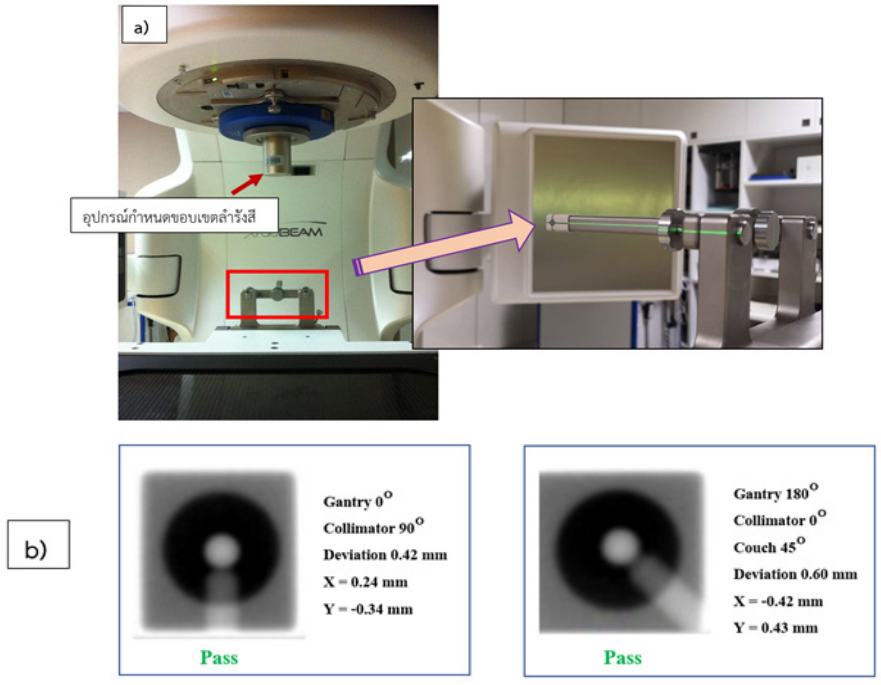
เครื่องฉายรังสีชนิดเร่งอนุภาค หรือเครื่อง Linac (linear accelerator) ปัจจุบันมีการนำระบบภาพนำวิถี (Image Guided Radiation Therapy: IGRT) เข้ามาเพื่อใช้ตรวจสอบความถูกต้องและแม่นยำของตำแหน่งการฉายรังสี ประกอบด้วย เครื่องถ่ายภาพแบบดิจิตอล (Electronic Portal Imaging Device: EPID) ที่เป็นอุปกรณ์รับภาพจากต้นกำเนิดรังสีพลังงานสูงระดับเมกะโวลต์ (MV image) และภาพที่ได้เป็นภาพ 2 มิติ ซึ่งมีจุดด้อยคือ ภาพที่ได้ไม่สามารถแยกรายละเอียดความแตกต่างระหว่างภาพกระดูกและเนื้อเยื่อได้ชัดเจน ดังนั้นจึงมีการพัฒนาระบบสร้างภาพด้วยต้นกำเนิดรังสีพลังงานระดับกิโลโวลต์ (kV image) และอุปกรณ์รับภาพวางตัวในทิศตรงกันข้ามกัน (On-board imager: OBI) ที่วางติดกับหัวแกนทรีของเครื่องฉายรังสีในแนวตั้งฉาก **(ภาพที่ 1)** ซึ่งสามารถเก็บภาพได้ทั้งแบบภาพนิ่ง 2 มิติ ภาพเคลื่อนไหวแบบ fluoroscopic หรือสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบทรงกรวย (Cone Beam Computed Tomography: CBCT) เพื่อให้ได้ภาพ 3 มิติ โดยสามารถสร้างภาพเหมือนทางรังสีวินิจฉัยในขณะที่ผู้ป่วยนอนอยู่ในท่าของการฉายรังสี บนเตียงฉายรังสี และให้คุณภาพของภาพที่ดีกว่าภาพจากต้นกำเนิดรังสีชนิด MV โดยสามารถแยกรายละเอียดความแตกต่างระหว่างเนื้อเยื่อกับกระดูกได้ดีกว่า[1, 2] จึงนิยมนำมาใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการฉายรังสี ก่อนที่จะทำการฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วย ดังนั้นเครื่องฉายรังสีพร้อมระบบภาพนำวิถีนี้จะมีระบบจุดหมุน ประกอบด้วย 4 ส่วนคือ จุดหมุนของ



ภาพที่ 1 แสดงเครื่องเร่งอนุภาค Linear accelerator พร้อมระบบภาพนำวิถี

ระบบกลไก (mechanical isocenter) จุดหมุนของลำรังสี (radiation treatment isocenter) จุดกึ่งกลางระบบการสร้างภาพนำวิถี (kV imaging isocenter) และจุดกึ่งกลางระบบการสร้างภาพแบบดิจิตอล (MV imaging isocenter) ระบบจุดหมุนทั้งหมดควรมีจุดหมุนร่วมอยู่ในตำแหน่งเดียวกัน โดย AAPM TG-142[3] และ AAPM TG-179[4] ได้กำหนดเกณฑ์ยอมรับสำหรับจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสีทั่วไปอยู่ภายใน ±2 มิลลิเมตร ในขณะที่เครื่องฉายรังสีที่สามารถฉายรังสีด้วยเทคนิครังสีศัลยกรรมร่วมพิกัด (Stereotactic Radiosurgery: SRS) รังสีร่วมพิกัด (Stereotactic Radiation Therapy: SRT) หรือรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัว (Stereotactic Body Radiation Therapy: SBRT) อยู่ภายใน ±1 มิลลิเมตร[3]

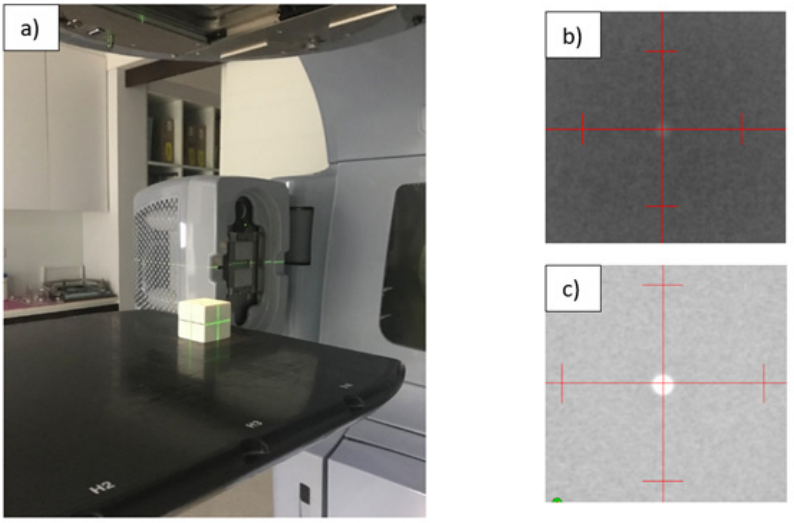
นอกจากการประกันคุณภาพเกี่ยวกับระบบกลไกของเครื่องฉายรังสีแล้ว การประกันคุณภาพระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีเป็นอีกกระบวนการที่สำคัญ ต้องทำอย่างต่อเนื่องและสม่ำเสมอ เนื่องจากความคลาดเคลื่อนของระบบจุดหมุนสามารถส่งผลต่อความครอบคลุมของปริมาณรังสีต่อก้อนมะเร็ง และความน่าจะเป็นในการควบคุมโรคลดลงได้[5] การตรวจสอบจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสีสามารถทำได้หลายวิธี เช่น Winston-Lutz test[6] เป็นวิธีที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย ซึ่งประยุกต์มาจากการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยด้วยเทคนิครังสีศัลยกรรมร่วมพิกัด ประกอบด้วยแท่งอุปกรณ์ โดยภายในด้านปลายแท่งจะฝังโลหะไว้ (metallic BB) ขนาด 6.5 มิลลิเมตร เพียงเม็ดเดียว[7] ในการใช้งานต้องยึดอุปกรณ์นี้เข้ากับด้านปลายของเตียงฉายรังสี จัดให้โลหะปลายแท่งอยู่ที่จุดหมุนของเครื่องฉายรังสี โดยการใช้เลเซอร์ผนังห้อง (room laser) หรือเส้นลวดกากบาท (cross hair) บนหน้าคอลลิเมเตอร์เป็นตำแหน่งอ้างอิง ซึ่งถือว่าเลเซอร์ที่ผนังห้องฉายรังสี หรือเส้นลวดกากบาท ได้ผ่านการประกันคุณภาพมาเรียบร้อยแล้วอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ไม่เกิน ±1 มิลลิเมตร[3] **(ภาพที่ 2)** ใช้ cone สำหรับการฉายรังสีด้วย



ภาพที่ 2 แสดง การตรวจสอบจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี Winston-Lutz test
a) จัดตำแหน่งของอุปกรณ์ Winston-Lutz test
b) ภาพถ่ายเม็ดโลหะที่ตำแหน่งปลายแท่งอุปกรณ์ โดยซ้อนทับลงบนขอบเขตลำรังสี ณ มุมแกนทรีต่างๆ

เทคนิครังสีศัลยกรรมร่วมพิกัดเป็นอุปกรณ์ในการกำหนดขอบเขตของลำรังสี ซึ่งจะติดอยู่กับแกนทรีของเครื่องฉายรังสี จากนั้นทำการเก็บข้อมูลภาพด้วยอุปกรณ์รับภาพทั้งชนิด MV และ kV โดยตรวจสอบที่มุมแกนทรีหลักๆ คือ 0, 90, 180 และ 270 องศา และอาจจะมีการบิดเตียงร่วมด้วย ตามลำดับ[8] วิธีนี้สามารถตรวจระบบจุดหมุนได้ทั้ง 4 ระบบ ดังกล่าวมาแล้วข้างต้น เนื่องจากการตรวจสอบระบบจุดหมุนด้วยวิธีนี้เป็นวิธีที่ละเอียด ใช้เวลาในการตรวจสอบค่อนข้างนาน ประมาณ 2 ชั่วโมง จึงไม่เหมาะแก่การใช้เป็นเป็นวิธีตรวจสอบระบบจุดหมุนแบบประจำวัน[4] เหมาะกับการตรวจสอบภายหลังการซ่อมบำรุง หรือมีการยกระดับ (upgrade) ชิ้นส่วนอะไหล่ที่ต้องการความถูกต้องแม่นยำเป็นพิเศษ รวมทั้งการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีก่อนการฉายรังสีด้วยเทคนิคการให้ปริมาณรังสีต่อครั้งสูง (hypofractionation) เป็นต้น

การใช้ Varian cubic phantom (VC)[4] เป็นอีกวิธีหนึ่งที่นิยมใช้ในการตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี ซึ่งมีลักษณะเป็นรูปทรงลูกบาศก์ ขนาด 5 ลูกบาศก์เซนติเมตร และมีเม็ดโลหะขนาด 2 มิลลิเมตร ฝังอยู่ที่กึ่งกลางลูกบาศก์ ในการตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีจะจัดให้ VC phantom วางอยู่ในตำแหน่งที่สัมพันธ์กับจุดหมุนของลำรังสีของเครื่องฉายรังสี **(ภาพที่ 3)** โดยใช้เลเซอร์ในห้องฉายรังสี หรือเส้นลวดกากบาท เป็นตัวแทนตำแหน่งของจุดหมุนของลำรังสีอ้างอิง เช่นเดียวกับวิธี Winston-Lutz test จากนั้นทำการเก็บและสร้างภาพด้วยอุปกรณ์รับภาพ ทั้งชนิด MV และ kV เพื่อประเมินเกี่ยวกับระบบจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสีต่อไป โดยจากการศึกษาของ Bissonnette และคณะ[9] ได้ตรวจสอบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี พร้อมด้วยอุปกรณ์รับภาพ โดยใช้ Varian cubic phantom พบว่า จุดหมุนของลำรังสีซ้อนทับกับจุดกึ่งกลางของ



ภาพที่ 3 แสดง การตรวจสอบจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสีด้วย Varian cubic-phantom

a) การจัดตำแหน่งอุปกรณ์ Varian cubic phantom โดยใช้เลเซอร์ในห้องฉายรังสี (room laser) เป็นตัวแทนตำแหน่งของลำรังสี

b) ภาพของเม็ดโลหะที่ฝังตัวอยู่บริเวณกึ่งกลาง Varian cubic phantom ที่ได้จากต้นกำเนิดรังสีและอุปกรณ์รับภาพชนิด MV เพื่อใช้ประเมินความคลาดเคลื่อนของอุปกรณ์รับภาพเทียบกับจุดหมุนของลำรังสี

c) ภาพของเม็ดโลหะที่ฝังตัวอยู่บริเวณกึ่งกลาง Varian cubic phantom ที่ได้จากต้นกำเนิดรังสีและอุปกรณ์รับภาพชนิด kV เพื่อใช้ประเมินความคลาดเคลื่อนของอุปกรณ์รับภาพเทียบกับจุดหมุนของลำรังสี

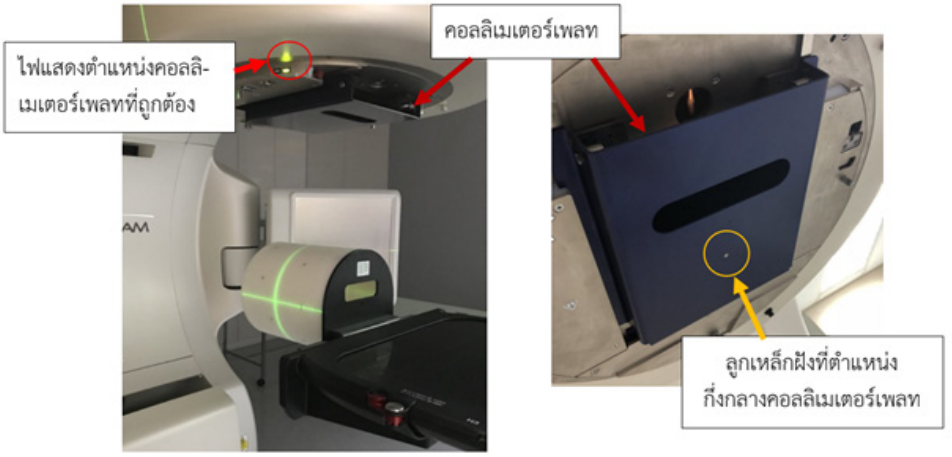
อุปกรณ์รับภาพ ทั้งชนิด MV และ kV อยู่ภายใน 2 มิลลิเมตร

โดยวิธีที่กล่าวมาข้างต้นนั้นเป็นการประเมินผลจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสีด้วยการดูด้วยสายตาหรือการวัดระยะตำแหน่งของเม็ดโลหะ เทียบกับจุดกึ่งกลางของอุปกรณ์รับภาพ ณ แกนทรีมุมต่างๆ ซึ่งเป็นวิธีการประเมินที่ยุ่งยาก ซับซ้อน มีความไม่แน่นอน (uncertainty) ในการประเมินผล อีกทั้งขึ้นอยู่กับประสบการณ์ผู้ประเมินเป็นหลัก

ระบบ IsoCal

ระบบ IsoCal คือชุดอุปกรณ์พร้อมโปรแกรมสำเร็จภาพที่ใช้สำหรับตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสียี่ห้อ Varian (Varian Medical System. Inc., Palo Alto, CA) ประกอบด้วย Isocal phantom[10], collimator plate และโปรแกรมสำเร็จรูป โดยสามารถใช้ตรวจสอบระบบจุดหมุนได้ทั้งกับเครื่องรุ่น C-series และรุ่น TrueBeam ซึ่งเป็นวิธีที่ทำได้สะดวก และให้ผลการประเมินที่ถูกต้อง ไม่ขึ้นกับประสบการณ์ของผู้ทำ สามารถแสดงการวิเคราะห์ผลเป็นตัวเลขที่ชัดเจน Gao และคณะ[11] ได้ทำการประเมินความถูกต้องและความแม่นยำของระบบ IsoCal ในการตรวจสอบความถูกต้องของอุปกรณ์รับภาพทั้งชนิด kV และ MV สำหรับเครื่องฉายรังสียี่ห้อ Varian รุ่น C-series จำนวนทั้งหมด 5 เครื่อง เปรียบเทียบกับการตรวจสอบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีทั้ง 4 ระบบ (จุดหมุนของระบบกลไก จุดหมุนของลำรังสี จุดกึ่งกลางระบบการสร้างภาพนำวิถี และจุดกึ่งกลางระบบการสร้างภาพแบบดิจิตอล) ด้วยวิธี Winston-Lutz test และ Varian cubic phantom โดยผลการวิจัย พบว่า การตรวจสอบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี Winston-Lutz test ให้ค่าที่สอดคล้องกับการตรวจสอบระบบจุดหมุนเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี IsoCal ในขณะที่การตรวจสอบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี Varian cubic phantom ให้ค่าที่ไม่ถูกต้องเท่ากับวิธี Winston-Lutz test ผลการวิจัยได้สรุปว่า การตรวจสอบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี Isocal มีความถูกต้องแม่นยำ สามารถใช้ในการประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีพร้อมอุปกรณ์รับภาพทั้งชนิด kV และ MV

อุปกรณ์ที่ใช้ในการตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีด้วยระบบ IsoCal ประกอบด้วย แฟนทอม (phantom) คอลลิเมเตอร์เพลท (collimator plate) และแอพพลิเคชั่นซอฟต์แวร์ (application software) **(ภาพที่ 4)** โดยแฟนทอมจะมีรูปร่างเป็นทรงกระบอกกลวง ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง และความยาวเท่ากับ 23 เซนติเมตร โดยมีเม็ด tungsten-carbide ขนาด 4 มิลลิเมตร ฝังอยู่ทั้งหมด 16 ตำแหน่ง เพื่อใช้ในการสร้าง



ภาพที่ 4 แสดง การจัดอุปกรณ์เพื่อการตรวจสอบระบบจุดหมุนร่วมกันของเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี IsoCal

ภาพและวิเคราะห์ผล โดย IsoCal phantom จะถูกวางบนแท่นซึ่งสามารถล็อคเข้ากับเตียงฉายรังสีชนิด carbon fiber ของเครื่องฉายรังสี ยี่ห้อ Varian ทั้งเครื่องรุ่น C-series และรุ่น TrueBeam ที่ตำแหน่งปลายเตียงได้พอดี ก่อนเริ่มทำการตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีจะต้องจัดให้ IsoCal phantom อยู่ที่จุดศูนย์กลางของเครื่องฉายรังสี โดยใช้แสงเลเซอร์เป็นตัวกำหนดตำแหน่ง ซึ่งถือว่าเลเซอร์ที่ผนังห้องฉายรังสีได้ผ่านการประกันคุณภาพมาเรียบร้อยแล้วอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ไม่เกิน ±1 มิลลิเมตร[4] ส่วนคอลลิเมเตอร์เพลท คือแผ่นอะลูมิเนียมที่มีลูกเหล็กขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 2 มิลลิเมตร ฝังอยู่ตรงกลาง ซึ่งจะต้องนำไปเสียบไว้ที่หน้าคอลลิเมเตอร์ของต้นกำเนิดรังสีชนิด MV โดยจะมีระบบกลไกซึ่งเป็นสปริง และสัญญาณไฟที่แกนทรี แสดงตำแหน่งของการเสียบคอลลิเมเตอร์เพลทที่ถูกต้อง เพื่อให้มั่นใจว่าคอลลิเมเตอร์เพลทนี้จะไม่ขยับเมื่อคอลลิเมเตอร์หรือแกนทรีของเครื่องฉายรังสีหมุนในขณะทำการเก็บข้อมูลภาพสำหรับนำมาใช้ในการวิเคราะห์ผล สุดท้ายคือแอพพลิเคชั่นซอฟต์แวร์ที่ทำงานบนหน้าจอของระบบตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนทำการฉายรังสี โดยข้อมูลภาพของแฟนอม และคอลลิแมเตอร์เพลทที่ได้ในรูปแบบ Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) ไฟล์ จะใช้ในการหาตำแหน่งของจุดหมุนของลำรังสี ที่สัมพันธ์กับตำแหน่งกึ่งกลางของอุปกรณ์รับภาพทั้งชนิด MV และ kV ที่มุมแกนทรีใดๆ

กระบวนการในการตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี IsoCal จะทำการเก็บข้อมูลภาพตามลำดับ ดังนี้

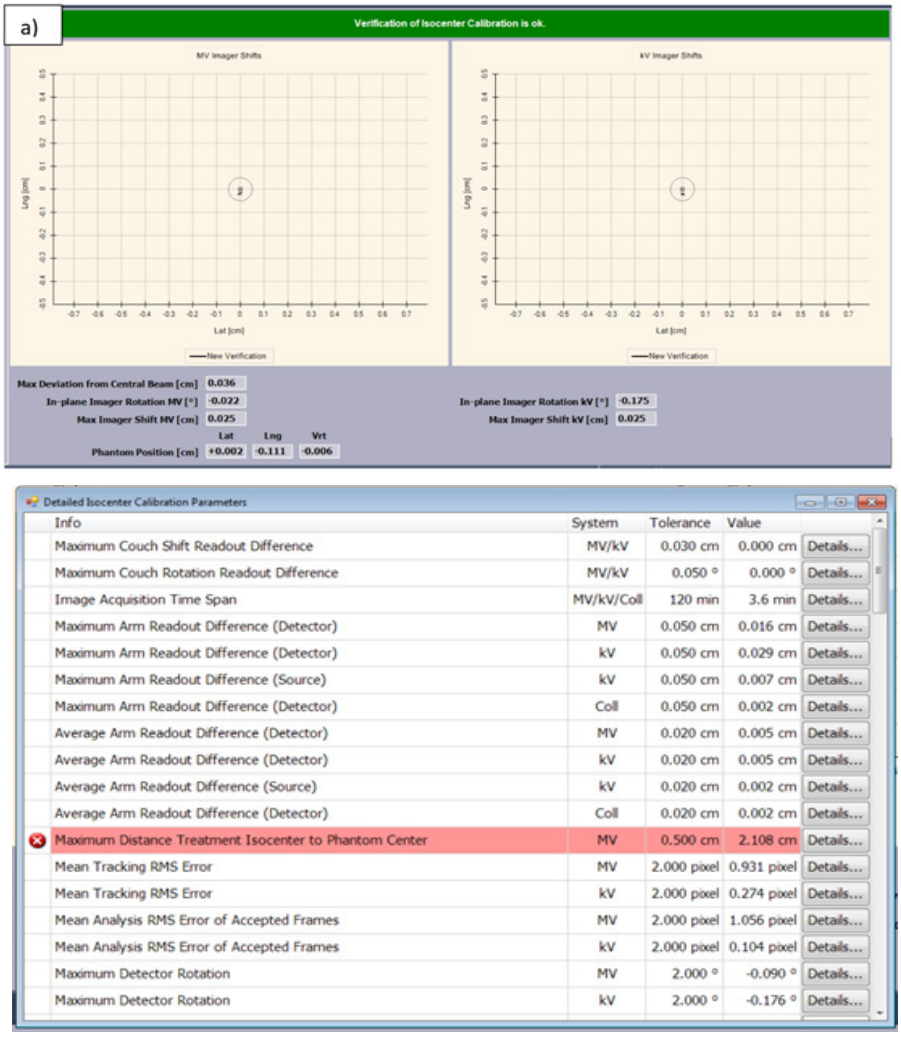
1. แฟนทอม และคอลลิเมเตอร์เพลท ด้วยอุปกรณ์รับภาพชนิด MV ที่มุมแกนทรี 0 องศา และคอลลิเมเตอร์มุม 195, 270, 0 และ 90 องศา ตามลำดับ

2. แฟนทอม และคอลลิเมเตอร์เพลท ด้วยอุปกรณ์รับภาพชนิด MV ที่มุมแกนทรี 225, 270, 315, 0, 45, 90, 135 และ 180 องศา โดยคอลลิเมเตอร์อยู่กับที่คือ มุม 0 องศา

3. แฟนทอม ด้วยอุปกรณ์รับภาพชนิด kV ที่ตำแหน่งเดียวกับข้อ 2 โดยไม่มีการขยับตำแหน่งของแฟนทอม

ข้อมูลภาพที่ได้ทั้งหมดจะถูกโหลดเข้าสู่ IsoCal แอพพลิเคชั่นซอฟต์แวร์ โดยข้อมูลภาพแฟนทอมจากอุปกรณ์รับภาพชนิด MV จะใช้ในการประมวลผลหาตำแหน่งของจุดหมุนของลำรังสี (radiation isocenter) ที่แท้จริง เมื่อซอฟต์แวร์ทราบตำแหน่งที่แน่นอนของตำแหน่งของจุดหมุนของลำรังสีแล้ว จึงสามารถคำนวณหาตำแหน่งความคลาดเคลื่อน (offset) ของอุปกรณ์รับภาพ เทียบกับตำแหน่งของจุดหมุนของลำรังสี ณ มุมแกนทรีใดๆ ได้ โดยผลที่ได้จากการตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีจะแสดงค่าเป็นตัวเลขที่ชัดเจน **(ภาพที่ 5)** พารามิเตอร์หลักๆ เกี่ยวกับระบบจุดหมุนที่แสดงบนหน้าจอ ได้แก่ ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของจุดกึ่งกลางลำรังสี ค่าเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพชนิด MV ค่าเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพชนิด kV รวมถึงตำแหน่งของแฟนทอม เป็นต้น นอกจากนั้นซึ่งผู้ใช้งานสามารถเข้าไปดูรายละเอียดของค่าที่วัดได้ เทียบกับเกณฑ์การยอมรับที่กำหนดไว้ ถ้าหากค่าที่วัดได้เกินเกณฑ์การยอมรับที่กำหนดไว้ หน้าจอจะแสดงสัญลักษณ์เตือน เพื่อให้ผู้ใช้งานเข้าไปดูรายละเอียดในพารามิเตอร์นั้นๆ ทันที

ในการประยุกต์เพื่อใช้งานทางคลีนิคในกระบวนการฉายรังสี ระบบตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยก่อนทำการฉายรังสีจะนำตำแหน่งความคลาดเคลื่อนของอุปกรณ์รับภาพ เทียบกับตำแหน่งของจุดหมุนของลำรังสี ณ มุมแกนทรีใดๆ นี้ มาแก้ค่าในภาพที่ได้จากอุปกรณ์รับภาพชนิด MV หรือ kV โดยอัตโนมัติ แล้วจึงจะแสดงผลความคลาดเคลื่อนในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยเป็นค่าในการขยับเตียงผู้ป่วยไปในแนว ซ้าย-ขวา หน้า-หลัง และบน-ล่าง ตามลำดับ ซึ่งค่าตำแหน่งเตียงที่แสดง จะเป็นค่าที่ชดเชยความคลาดเคลื่อนของจุดหมุนของลำรังสี และอุปกรณ์รับภาพเรียบร้อยแล้ว จากนั้นจึงทำการขยับเตียงผู้ป่วยเพื่อเลื่อนผู้ป่วยไปในตำแหน่งที่ตรงกับแผนการรักษาด้วยรังสีที่วางไว้ แล้วจึงจะทำการฉายรังสีต่อไป



ภาพที่ 5 แสดง a) หน้าจอแสดงผลการวิเคราะห์ตำแหน่งระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีด้วยวิธี IsoCal
b) ตัวอย่าง หน้าจอแสดงรายละเอียดผลของการวิเคราะห์ตำแหน่งของจุดหมุน และความคลาดเคลื่อนของอุปกรณ์รับภาพเทียบกับจุดหมุนของลำรังสี

จากประสบการณ์การนำ IsoCal มาใช้ในการประเมินระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี ณ สาขา รังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย ด้วยเครื่องฉายรังสีรุ่น C-series จำนวน 3 เครื่อง และรุ่น TrueBeam จำนวน 2 เครื่อง พบว่าระบบ Isocal สามารถวิเคราะห์และแสดงผลออกมาจากหน้าจอเป็นตัวเลขที่ชัดเจน ง่าย และสะดวกต่อการใช้งาน เพื่อให้เป็นไปตามข้อกำหนดของ AAPM TG-179 คือ การตรวจสอบการซ้อนทับกันของระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีต้องทำเป็นประจำทุกวัน[4] โดยผลการตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีทั้งหมด พบว่าค่าเบี่ยงเบนของจุดกึ่งกลางลำรังสีสูงสุดอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับของ IsoCal แอพพลิเคชั่นซอฟต์แวร์ คือ 1 มิลลิเมตร สำหรับค่าเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพชนิด MV และค่าเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพชนิด kV อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับของ IsoCal แอพพลิเคชั่นซอฟต์แวร์ คือ 0.5 มิลลิเมตร

จึงสามารถมั่นใจได้ว่าระบบการตรวจเช็คตำแหน่งผู้ป่วยก่อนทำการฉายรังสี เป็นไปด้วยความถูกต้อง เนื่องจากค่าเกณฑ์การยอมรับของ IsoCal แอพพลิเคชั่นซอฟต์แวร์นั้นมีค่าที่ต่ำกว่าเกณฑ์การยอมรับตาม AAPM TG-142[3]

ข้อดี และข้อเสีย ในการใช้ IsoCal เพื่อประเมินระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี

1. ระบบปฏิบัติการรองรับโปรแกรม (platform) IsoCal ของเครื่องรุ่น C-series และ TrueBeam ไม่เหมือนกันคือ ระบบ C-series จะคำนวณหาค่าเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพชนิด MV หรือค่าเบี่ยงเบนของอุปกรณ์รับภาพชนิด kV แล้วนำค่าที่ได้มาชดเชยความคลาดเคลื่อนของจุดหมุนของลำรังสี และอุปกรณ์รับภาพในภาพการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยด้วยอุปกรณ์รับภาพชนิดนั้นๆ ภายหลังการเก็บข้อมูลภาพของผู้ป่วย ดังนั้น ถ้าค่าการตรวจสอบของระบบจุดหมุน และอุปกรณ์รับภาพเกินเกณฑ์การยอมรับ จำเป็นที่จะต้องทำการแก้ไขระบบกลไกของอุปกรณ์รับภาพโดยวิศวกรประจำบริษัทก่อน ในขณะที่เครื่องรุ่น TrueBeam ระบบปฏิบัติการรองรับโปรแกรมสามารถปรับแก้ค่าความคลาดเคลื่อนของระบบกลไกเครื่องฉายรังสี คือ ระบบแขนกลสามารถปรับตำแหน่งอุปกรณ์รับภาพให้สัมพันธ์กับมุมการหมุน ณ มุมแกนทรีใดๆ ในขณะรับภาพได้อย่างอัตโนมัติ[10]

2. การใช้เลเซอร์ซึ่งเป็นตัวแทนของจุดกึ่งกลางของลำรังสีในการจัดตำแหน่งของ IsoCal phantom โดยการประเมินระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี ด้วยวิธี IsoCal สามารถบอกตำแหน่งของแฟนทอมได้ ทั้งแนวแกน X, Y และ Z เป็นแบบเวคเตอร์ เทียบกับจุดหมุนของลำรังสี ดังนั้นจึงสามารถใช้ตำแหน่งที่ถูกต้องของ IsoCal phantom เป็นตำแหน่งอ้างอิงเพื่อใช้ในการปรับตำแหน่งเลเซอร์ห้องฉายรังสีได้

3. เนื่องจากการใช้ IsoCal ในการประเมินระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสียี่ห้อ Varian สามารถรองรับทั้งเครื่องรุ่น C-series และรุ่น TrueBeam โดยความแตกต่างของเครื่องทั้งสองรุ่น ได้แก่ ระบบควบคุมเครื่องฉายรังสีรุ่น C-series จะเป็นแบบแอนะล็อก ดังนั้นในการใช้งาน Isocal เพื่อประเมินเกี่ยวกับระบบจุดหมุนจะมีความยุ่งยากซับซ้อนมากกว่าเครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBeam ซึ่งการทำงานเป็นระบบดิจิทัลควบคุมด้วยคอมพิวเตอร์ ในการตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี รุ่น C-series จะใช้เวลาประมาณ 30 นาที โดยไฟล์ข้อมูลภาพที่ได้จากการเก็บภาพด้วยอุปกรณ์รับภาพชนิด MV และ kV ผู้ใช้สามารถบันทึกลงในกล่องเอกสารแยกบนหน้าจอแสดงผล และสามารถนำข้อมูลกลับมาวิเคราะห์ผลซ้ำใหม่ได้ ในขณะที่การตรวจสอบระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสี รุ่น TrueBeam จะใช้เวลาประมาณ 5 นาที ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเกี่ยวกับระบบจุดหมุนของเครื่อง TrueBeam จะถูกบันทึกลงในระบบเครือข่ายแต่ไม่ได้แยกกล่องเอกสารออกมาให้ผู้ใช้สามารถนำผลกลับมาวิเคราะห์ใหม่ได้ ดังนั้นถ้าหากผู้ใช้งานต้องการดูผลการตรวจสอบระบบจุดหมุนเครื่องฉายรังสีด้วยเครื่อง TrueBeam แบบต่อเนื่องในระยะยาว จำเป็นที่จะต้องทำการบันทึกผลแยกออกมาต่างหาก

สรุป วิธี IsoCal สามารถนำมาใช้ประเมินความถูกต้องของระบบจุดหมุนเครื่องฉายรังสีพร้อมระบบภาพนำวิถี ยี่ห้อ Varian ได้ทั้งรุ่น C-series และรุ่น TrueBeam ซึ่งเป็นวิธีที่ง่าย สะดวก และให้ผลการวิเคราะห์ที่ถูกต้องและน่าเชื่อถือ

กิตติกรรมประกาศ

บทความนี้เสร็จสมบูรณ์ได้ด้วยการสนับสนุนข้อมูลบางส่วนจากกลุ่มวิศวกรประจำบริษัท Varian Medical ประเทศไทย จำกัด ขอขอบพระคุณมา ณ โอกาสนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Balter JM, Antonuk LE. Quality assurance for kilo-and megavoltage in-room imaging and localization for off-and online setup error correction. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008;71:S48-S52.
2. Schewe JE, Lam KL, Balter JM, Ten Haken RK. A room– based diagnostic imaging system for measurement of patient setup. Med Phys. 1998;25:2385-7.
3. 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.
4. 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.
5. Moragues-Femenia S, Calvo-Ortega J, Pozo-Massó M, Casals-Farran J. EP-1781: Dosimetric impact of CBCT isocenter misaligment on target dose coverage in cranial SRS. Radiother Oncol. 2016; 119:S835.
6. Lutz W, Winston KR, Maleki N. A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1988;14:373-81.
7. Du W, Gao S, Jiang W, Kudchadker RJ. Independent evaluation of the effectiveness of IsoCal in improving image center accuracy on Varian TrueBeam and Clinac machines. J Appl Clin Med Phys. 2018;19:483-90.
8. Rowshanfarzad P, Sabet M, O'connor DJ, Greer PB. Isocenter verification for linac–based stereotactic radiation therapy: review of principles and techniques. J Appl Clin Med Phys. 2011;12:185-95.
9. Bissonnette J-P, Moseley D, White E, Sharpe M, Purdie T, Jaffray DA. Quality assurance for the geometric accuracy of cone-beam CT guidance in radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008;71:S57-S61.
10. พันทิวา อุหณ์ศิริ. การประกันคุณภาพเครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBEAM ด้วยวิธี Machine Performance Check (MPC). J Thai Assoc Radiat Oncol. 2018;24:45-52.
11. Gao S, Du W, Balter P, Munro P, Jeung A. Evaluation of IsoCal geometric calibration system for Varian linacs equipped with on– board imager and electronic portal imaging device imaging systems. J Appl Clin Med Phys. 2014;15:164-81.