

การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนและประสบการณ์ในหน่วยงาน

Proton Therapy Machine Quality Assurance: An Institutional Experience

สรจรส อุนท์ศิริ, พันทิวา อุนท์ศิริ

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

สรจรส อุนท์ศิริ

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

1873 ถนน พระราม 4 เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

อีเมล: nuunon@yahoo.com

Sornjarod Oonsiri, Puntiva Oonsiri

*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital,
The Thai Red Cross Society, Bangkok, 10330*

Corresponding author

Sornjarod Oonsiri

*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital,
The Thai Red Cross Society, Bangkok, 10330*

1873 Rama IV Road, Pratumwan, Bangkok, 10330

E-mail: nuunon@yahoo.com

Submitted: Aug 2, 2024

Revised: Nov 12, 2024

Accepted: Nov 22, 2024

บทคัดย่อ

การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนเป็นกระบวนการสำคัญเพื่อสร้างความมั่นใจในการรักษาผู้ป่วยให้มีความถูกต้อง สามารถแบ่งออกได้เป็นการประกันคุณภาพแบบประจำวัน ประจำเดือน และประจำปี บทความนี้นำเสนอประสบการณ์ในการใช้งานของอุปกรณ์ในการทำประกันคุณภาพ ได้แก่ Sphinx Compact สำหรับการประกันคุณภาพแบบประจำวัน Logos system XRV-124 สำหรับการประกันคุณภาพแบบประจำเดือน และ MP3-PL ร่วมกับหัววัด PTW Bragg peak chamber type 34070 สำหรับการประกันคุณภาพแบบประจำปี ซึ่งเป็นประโยชน์แก่หน่วยงานที่มีการวางแผน และมีโครงการในการจัดซื้อเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนในอนาคต

คำสำคัญ: การประกันคุณภาพ, เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน, เครื่องมือประกันคุณภาพ

Abstract

Proton therapy quality assurance (QA) is an important process to ensure that the patient's treatment is accurate. There are daily, monthly, and annual QAs. This article explored experience and QA tool usage for the QA process: Sphinx Compact for daily QA, Logos system XRV-124 for monthly QA, and MP3-PL combined with PTW Bragg peak chamber type 34070 for annual QA, respectively. It could help to give the idea for the staff, which supports the new facility's planning in the future.

Keywords: Quality assurance, Proton therapy, QA tools

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 31(1): O1 - O21

บทนำ

ปัจจุบันเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนได้เข้ามามีบทบาทสำคัญในการรักษาโรคมะเร็งมากยิ่งขึ้นเนื่องจากมีคุณสมบัติที่โดดเด่นของอนุภาคโปรตอนคือ สามารถให้ปริมาณรังสีในเนื้อเยื่อสูงสุดตามความลึกของก้อนรอยโรค และปริมาณรังสีลดลงอย่างรวดเร็ว หรือที่เรียกว่า Bragg peak ทำให้อวัยวะข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีที่น้อยมาก เมื่อเทียบกับการรักษาด้วยเครื่องเร่งอนุภาคโฟตอน^[1] จึงสามารถเพิ่มคุณภาพชีวิตให้แก่ผู้ป่วย โดยการลดโอกาสการเกิดมะเร็งทุติยภูมิภายหลังการรักษาได้ อย่างไรก็ตามองค์ความรู้เกี่ยวกับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนสำหรับประเทศไทยถือว่าเป็นเรื่องค่อนข้างใหม่ โดยศูนย์โปรตอนสมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย เป็นศูนย์การฉายอนุภาคโปรตอนแห่งแรกในประเทศไทยและภูมิภาคเอเชียตะวันออกเฉียงใต้ เริ่มใช้งานตั้งแต่ปี พ.ศ. 2564 การสร้างความมั่นใจในความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ให้แก่ผู้ป่วยเป็นเรื่องสำคัญ จำเป็นต้องมีบุคลากรสหวิชาชีพร่วมกันรวบรวมข้อมูล หาแนวทาง วิธีการ เพื่อความมั่นใจในการใช้เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนทั้งด้านประสิทธิภาพและความถูกต้องเพื่อประโยชน์สูงสุดแก่ผู้ป่วย

เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนประกอบด้วยระบบควบคุมหลายส่วนเพื่อสามารถส่งลำอนุภาคออกมาได้อย่างถูกต้อง โดยรายงานจาก AAPM TG-224^[2] ได้ให้แนวทางภาพรวมในการประกันคุณภาพสำหรับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน โดยไม่ได้จำเพาะสำหรับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนชนิดใดชนิดหนึ่ง และจากประสบการณ์ในการใช้เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน รุ่น ProBEAM Compact (Varian Medical System, Palo Alto, CA) ณ ศูนย์โปรตอนสมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ผู้เขียนจึงได้รวบรวมเกี่ยวกับการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน เพื่อเป็นประโยชน์แก่ผู้สนใจในการพิจารณาเลือกเครื่องมือในการทำการ

ประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนได้อย่างเหมาะสมสำหรับหน่วยงานที่กำลังวางแผนจะติดตั้งเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนในอนาคต โดยแบ่งเป็นส่วนหลักๆ ได้แก่ เกี่ยวกับปริมาณรังสี ระบบกลไก ระบบการสร้างภาพ และระบบความปลอดภัย เป็นต้น โดยแต่ละส่วนสามารถแบ่งออกเป็นประกันคุณภาพทั้งแบบประจำวัน ประจำเดือน และประจำปี ตามลำดับ

1. ระบบเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน

เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน ยี่ห้อ Varian รุ่น ProBEAM Compact เร่งอนุภาคด้วยเครื่องเร่งอนุภาคชนิดไซโคลตรอน^[3] สามารถผลิตอนุภาคโปรตอนในช่วงพลังงาน 70-220 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ ผ่านระบบลำเลียงอนุภาคเข้าสู่หัวเครื่องฉายโดยตรงเพียงห้องเดียว ไม่มีการแยกระบบลำเลียงออกเป็นห้องย่อยๆ จึงทำให้เครื่องเร่งอนุภาคสามารถส่ง และลำเลียงอนุภาคเพื่อมาทำการรักษาผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่อง ส่วนเทคนิคการส่งลำอนุภาคเป็นแบบ Pencil beam scanning (PBS) คือใช้สนามแม่เหล็กในการเบี่ยงเบน ปรับตำแหน่ง และบังคับทิศทางของลำอนุภาคที่ออกมาทีละจุด (spot) อย่างต่อเนื่องทั้งในแนวระนาบ และจากระดับลึกที่สุดสู่ด้านผิวผู้ป่วย เพื่อให้ปริมาณรังสีครอบคลุมทั้งปริมาตรของก้อนมะเร็ง วิธีนี้สามารถลดรังสีกระเจิงจากลำรังสีปฐมภูมิ และปริมาณนิวตรอนที่เกิดภายในหัวเครื่องได้^[2]

การให้ลำอนุภาคออกมาทีละจุดอย่างต่อเนื่อง (Continuous scanning) ถูกควบคุมด้วยระบบควบคุมหลายส่วน เพื่อให้ลำอนุภาคที่ออกมานั้นมีความถูกต้อง เช่น จำนวนประจุ ระยะเวลาที่ให้อนุภาคในแต่ละตำแหน่ง ตำแหน่งของลำอนุภาค ความเร็วในการสแกน เป็นต้น ระบบของสนามแม่เหล็กเพื่อบังคับความเร็วในการสแกนลำอนุภาคเป็นส่วนสำคัญของการเกิดความคลาดเคลื่อนต่อลำอนุภาคที่ส่งออกมาซึ่งถูกควบคุมด้วยกระแสไฟฟ้าอีกทีหนึ่ง นั่นหมายความว่าหากมีการเปลี่ยนแปลงของ

กระแสไฟฟ้า อาจส่งผลต่อความถูกต้องของ Spot scanning ด้วย ดังนั้นการรับประกันคุณภาพสามารถป้องกันการเกิดความผิดพลาดของลำอนุภาคโปรตอนได้ โดยรายงานจาก AAPM TG-224^[2] ได้นำเสนอแนวทางในการรับประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแยกเป็นส่วนๆ อย่างชัดเจน ซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป โดยบทความนี้จะกล่าวครอบคลุมเฉพาะเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบ PBS เท่านั้น

2. การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบประจำวัน

ผู้ที่มีหน้าที่รับผิดชอบในการทำการประกันคุณภาพส่วนนี้ ได้แก่ นักรังสีการแพทย์ที่ผ่านการฝึกอบรม และนักฟิสิกส์การแพทย์เป็นผู้ทำการวิเคราะห์ผล แต่ถ้าหากผลการประกันคุณภาพแบบประจำวันมีค่าเกินเกณฑ์ที่กำหนดจำเป็นจะต้องมีรายงานแก่นักฟิสิกส์การแพทย์ทันที โดยการตรวจสอบหลักๆ ได้แก่ ส่วนที่เกี่ยวข้องกับปริมาณรังสี ระบบกลไก การตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วย และระบบความปลอดภัย ตารางสรุปการประกันคุณภาพแบบประจำวันสำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ PBS และเกณฑ์ยอมรับ แสดงดัง ตารางที่ 1

2.1 การวัดปริมาณรังสี

การวัดปริมาณรังสีประจำวันสามารถใช้แผ่นจำลองเนื้อเยื่อชนิดพลาสติก (Solid plastic phantom) ได้ เนื่องจากสะดวกและมีความแม่นยำต่อการจัดวางมากกว่า โดยวัสดุของ Phantom ควรให้ค่า Proton stopping power ratio ใกล้เคียงน้ำ และต้องคำนึงถึงความหนาโดยชดเชยให้เทียบเท่าน้ำด้วย

2.1.1 Dose per monitor unit (D/MU)

การวัดปริมาณรังสีต่อหน่วย Monitor เป็นสิ่งจำเป็นที่ต้องทำประจำวัน เพื่อดูประสิทธิภาพของระบบหัววัดรังสีภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน รวม

ถึงตรวจสอบคุณสมบัติของลำอนุภาค และความคงที่ของ Fluence ที่ออกมา โดยเปรียบเทียบค่าที่วัดได้กับข้อมูลจากการกระบวนการ Commissioning ตำแหน่งของการวัดควรอยู่บริเวณที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีอย่างรวดเร็ว (Low-dose gradient) เช่น บริเวณกึ่งกลางของ Spread-out Bragg Peak (SOBP) หรือ Proximal region โดยกำหนดให้ MU มีค่าคงที่ เนื่องจากการวัดค่า D/MU เป็นเพียงการตรวจสอบการทำงานของระบบหัววัดภายในหัวเครื่อง จึงไม่จำเป็นต้องทำการวัดในหลายพลังงาน ในทุกวัน แต่ควรวัดปริมาณรังสีจากลำอนุภาคโปรตอนเพียง 1 พลังงาน และความลึกเดิมทุกวัน ก็เพียงพอ สามารถใช้หัววัดรังสีชนิด Parallel plate ionization chamber หรือประยุกต์ใช้เครื่องมือวัดรังสีประจำวันของโฟตอนก็ได้เช่นกัน^[6]

2.1.2 Range (ระยะพิสัย)

การเปลี่ยนแปลงปริมาณอนุภาคสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของระยะพิสัย การตรวจสอบความถูกต้องของพลังงานอนุภาคโปรตอนจำเป็นต้องตรวจสอบด้วยการวัดระยะพิสัยที่ได้จากเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนประจำวัน เกณฑ์การยอมรับอยู่ภายใน ± 1 มิลลิเมตร สำหรับ PBS จะเป็นการวัดระยะพิสัยของ Single-layer beams ทำการวัดด้วย Plane-parallel ionization chamber ใน Solid phantom ที่ความลึกระดับเดียวกับ Distal fall-off ซึ่งเป็นส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีอย่างรวดเร็ว จึงต้องระมัดระวังการ Set up อย่างมาก โดยปริมาณรังสีที่วัดได้ ณ Distal depth เทียบกับค่าที่วัดได้ ณ ความลึกอ้างอิง เช่น 3 กรัมต่อตารางเซนติเมตร หรือประยุกต์ใช้เครื่องมือวัดรังสีประจำวันของโฟตอนที่มีหัววัดรังสีวางในตำแหน่งความลึกที่ต่างกัน วิธีนี้จึงคล้ายการตรวจสอบความคงที่ของ Depth dose ของพลังงานลำอนุภาคพลังงานเดียวกัน

ตารางที่ 1 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำวันสำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ Pencil beam scanning^[2]

กรตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
Dosimetry		
- Output constancy	±3%	- สามารถวัดที่ระยะพิสัยที่แตกต่างออกไปในวันอื่นได้
- Distal verification Depth	±1 มม.	- ความแตกต่างของ distal depth dose ที่ 90% จากค่าเริ่มต้น
- Spot position	±2 /±1 มม.	- ค่าสัมบูรณ์ หรือสัมพัทธ์ ก็ได้เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น
Mechanical		
- Couch translation motion	±1 มม.	- สำคัญ และจำเป็น หากผู้ป่วยไม่ได้ทำการถ่ายภาพเพื่อเช็คตำแหน่ง ภายหลังที่มีการเลื่อนเตียงผู้ป่วย
- Laser position accuracy	±2 มม.	- ที่ตำแหน่งจุดหมุน
Imaging		
- X-ray isocenter vs Laser isocenter	±2 มม.	
- X-ray and proton beam isocenter coincidence	±1 มม.	
- Image acquisition and communication	Functional	ใช้คู่มือเดียวกับ AAPM TG-142[4], AAPM TG-179 ^[5]
CBCT		
Safety		
- Door interlock	Functional	
- Audio and visual monitor	Functional	
- Beam on indicator	Functional	
- Pause beam button	Functional	
- Emergency motion stop button	Functional	
- Collision interlocks	Functional	
- Radiation monitor	Functional	
Optional		
- Proximal depth verification	±2 มม.	- ณ ตำแหน่ง proximal depth dose ที่ 90%
- SOBP width	±2%	- ความกว้างของ proximal และ distal depth dose ที่ 90%
- Gantry angle read out accuracy	±1°	

คำย่อ: CBCT = Cone Beam Computed Tomography, SOBP = Spread-out Bragg Peak

2.1.3 Spot delivery constancy

ในหัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน ของระบบ PBS จะมีการตรวจเช็ค Spot โดยวัดออกมาเป็นปริมาณรังสี หรือ MU per spot อย่างต่อเนื่องตลอดการฉายอนุภาคโปรตอน โดยข้อมูลนี้จำเป็นต้องเก็บข้อมูลในกระบวนการ Commissioning เพื่อใส่ข้อมูลคุณสมบัติของอนุภาคที่ได้ในเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา จึงเป็นพารามิเตอร์หนึ่งที่ส่งผลต่อความถูกต้องในการรักษาผู้ป่วย ดังนั้นต้องทำการประกันคุณภาพเกี่ยวกับความคงที่ของรูปร่าง และตำแหน่ง ของ Spot เป็นประจำทุกวัน

ในทางปฏิบัติการตรวจสอบความคงที่ของ Spot ในการส่งผ่านลำอนุภาค ได้แก่ การตรวจสอบขนาด และตำแหน่ง ของแต่ละ Spot โดยตรง อุปกรณ์ที่สามารถใช้ได้ เช่น ฟิล์ม, Ionization chamber array, Strip chamber หรือ Lynx^[7] เป็นต้น การตรวจสอบแต่ละ Spot ครอบคลุมแบบรูปแบบตำแหน่งของ Spot ให้มีระยะห่างเพื่อดูแต่ละ Spot แยกออกจากได้กันอย่างเพียงพอ โดยรูปแบบของการตรวจสอบครอบคลุมประกอบด้วย Spot ที่อยู่บริเวณกึ่งกลาง ขอบ และมุม ของเครื่องมือวัด ซึ่งอาจจะประกอบด้วยพลังงานที่แตกต่างกัน โดยทำการประเมินตำแหน่ง ณ จุดกึ่งกลางของแต่ละ Spot เปรียบเทียบกันในแต่ละตำแหน่ง ลักษณะของแต่ละ Spot จะเป็นรูป Gaussian สามารถประเมินด้วยค่าซิกมา (σ) เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น (Base-line) สำหรับพลังงาน 70 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ σ มีค่าประมาณ 5 มิลลิเมตร และมีค่าลดลง เมื่อพลังงานเพิ่มขึ้น เกณฑ์ยอมรับความต่างของ σ จากค่าเริ่มต้นไม่เกินร้อยละ 10 ในขณะเดียวกัน Lateral penumbra ณ ระดับความเข้มรังสีระหว่างร้อยละ 80 ถึง 20 ควรมีค่าต่ำกว่า 1 มิลลิเมตร

2.2 การตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วย

2.2.1 เติง

ความถูกต้องของตำแหน่งผู้ป่วยในการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอนมีความสำคัญมาก เนื่องจากระยะพิสัยของลำอนุภาคสามารถเปลี่ยนแปลงได้ง่ายขึ้นกับลักษณะทางกายภาพของผู้ป่วย ดังนั้นเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนมักใช้ระบบแขนกลในการแก้ค่าตำแหน่งผู้ป่วยทั้งในแนวการเลื่อน และการหมุน การตรวจสอบความถูกต้องของเติงจำเป็นต้องทำทุกวัน หากกระบวนการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยด้วยการสร้างภาพและเลื่อนตำแหน่งผู้ป่วยไม่มีการเช็คด้วยระบบสร้างภาพอีกครั้ง แต่ถ้ามมีการตรวจเช็คตำแหน่งผู้ป่วยด้วยระบบสร้างภาพอีกครั้งภายหลังการเลื่อนตำแหน่ง อาจจะยับยั้งการประกันคุณภาพของเติงห่างออกเป็นแบบรายสัปดาห์ได้

2.2.2 เลเซอร์

เนื่องจากเลเซอร์ใช้ในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยจึงต้องทำการตรวจเช็คทุกวัน สามารถใช้ QA Phantom ที่มี Marker ภายใน เช่น QUASARTM , Iso Cube daily QA phantom หรืออาจจะใช้ Mechanical devices ที่บริษัทให้มาเมื่อทำ Commissioning ก็ได้วิธีทำได้ง่ายคือ จัดตำแหน่ง Phantom ด้วยเลเซอร์ จากนั้นทำการสร้างภาพแล้วหาตำแหน่ง Fiducial marker เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเลเซอร์ หรือวิธีที่ง่ายและรวดเร็วที่สุดคือการจุดแนวเส้นเลเซอร์ที่ผนังห้อง แต่ต้องระวังในกรณีที่เครื่องเร่งอนุภาคเป็นแบบหัวเครื่องสามารถหมุนได้ และตัวเลเซอร์ไม่ได้ยึดติดอยู่ที่ผนังห้อง แต่จะติดอยู่กับแกนทรี ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อความคลาดเคลื่อนของค่าที่ได้จากการตรวจสอบในแต่ละวัน

2.2.3 ระบบการสร้างภาพ

ระบบการสร้างภาพเพื่อใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนทำการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอน อาจเป็นภาพ 2 มิติ หรือทั้งปริมาตร จำเป็นต้องตรวจสอบระบบจุดหมุนร่วมกันของระบบการสร้างภาพ และเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน วิธีการตรวจสอบอย่างง่ายคือการถ่ายภาพ QA phantom แล้วตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเลเซอร์ หรือ Cross-wires ซึ่งปรากฏบน Detector panels หรือซอฟต์แวร์การเปรียบเทียบภาพ อาจทำการเปรียบเทียบข้อมูลภาพกับภาพตั้งต้นที่ทำการเก็บข้อมูลไว้ ณ ตอน Commissioning ได้ อย่างไรก็ตาม รายละเอียดในการตรวจสอบเกี่ยวกับระบบสร้างภาพยังคงเป็นไปตามแนวทางเดียวกับเครื่องเร่งอนุภาคโฟตอน ตามรายงาน AAPM TG-142^[4] และ AAPM TG-179^[5] โดยจำเป็นต้องตรวจสอบระบบภาพนำวิถี (Cone Beam Computed Tomography: CBCT) ร่วมด้วย

3. การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำสัปดาห์

เป็นการตรวจสอบระบบของเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนส่วนที่ส่งผลกระทบต่อทางคลินิกน้อยหากเกิดความคลาดเคลื่อนเมื่อเทียบกับรายการตรวจสอบแบบประจำวัน แต่โอกาสเกิดความคลาดเคลื่อนได้มากกว่ารายการตรวจ

สอบแบบประจำเดือน ส่วนนี้รวมถึงการวิเคราะห์ผลของการประกันคุณภาพแบบประจำวัน พิจารณาความคลาดเคลื่อนของระบบหรือความไม่คงที่ของผลการประกันคุณภาพประจำวัน ซึ่งหน้าที่ความรับผิดชอบส่วนนี้จะเป็นของผู้ช่วยนักฟิสิกส์การแพทย์ แต่ต้องรายงานผลต่อนักฟิสิกส์การแพทย์ผู้ผ่านการรับรองตามลำดับ รายการประกันคุณภาพประจำสัปดาห์ แสดงดังตารางที่ 2

การรักษาโรคที่อยู่บริเวณต้นของระบบ PBS จำเป็นต้องยืด Range shifters เข้าไปติดกับ Snout และ Snout จะต้องยื่นออกมาให้ชิดกับตัวผู้ป่วยมากที่สุดเพื่อลดปริมาณรังสีกระเจิงในอากาศ และลดขนาดของ Penumbra คือระยะระหว่างผิวผู้ป่วยถึง Snout อาจจะใช้แคบเพียง 2 เซนติเมตร ดังนั้น การตรวจสอบระยะการยืดหดของ Snout จำเป็นต้องวัดระยะห่างระหว่างปลายยืดสุดของ Snout กับจุดหมุนด้วยไม้บรรทัด หรือตลับเมตร

4. การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำเดือน

เป็นการประกันคุณภาพในส่วนที่มีโอกาสน้อยที่อาจเกิดความคลาดเคลื่อนในระยะเวลานาน นักฟิสิกส์การแพทย์ผู้ผ่านการรับรองเป็นผู้รับผิดชอบในการทำการประกันคุณภาพ รายการประกันคุณภาพประจำเดือน แสดงดังตารางที่ 3

ตารางที่ 2 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำสัปดาห์ สำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ pencil beam scanning^[2]

การตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
- Gantry angle	$\pm 1^\circ$	
- Snout extension	± 1 มม.	
- Couch position accuracy (option)	± 1 มม./ $\pm 1^\circ$	แนวเลื่อน/ หมุน

ตารางที่ 3 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำเดือน สำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ Pencil beam scanning^[2]

การตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
Dosimetry		
- Output constancy	±2%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Field symmetry	±1%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Field flatness	±2%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Range	±1 มม.	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Spot size	±10%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ
Mechanical		
- Gantry isocentricity	≤ 2 มม.	- เส้นผ่านศูนย์กลางวงกลม
- Couch isocentricity	≤ 2 มม.	- เส้นผ่านศูนย์กลางวงกลม
- Couch translation accuracy	≤ 1 มม.	- ทุกแนวแกน
- Couch rotation accuracy	1°	
- Couch trueness	≤ 1 มม.	- แนวตั้ง
- Snout trueness	≤ 1 มม.	
Safety		
- Emergency motion buttons	Functional	- ทั้งในห้องและนอกห้อง
- Exposure from long-term activation	< 0.02 mSv/hr ที่ผิว	- ทำถี่มากขึ้นหากค่าวัดสูง
Imaging (if applicable)		
- Image quality		- AAPM TG-142 ^[4] , AAPM TG-179 ^[5]
- Respiratory gating		- AAPM TG-76 ^[8] and AAPM TG-142 ^[4]

4.1 การวัดปริมาณรังสี

Scanning magnet ภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน และ Spot size ส่งผลโดยตรงต่อคุณภาพลำรังสี ดังนั้นความคงที่ของขนาดและรูปร่างของ Spot จึงมีความสำคัญ ซึ่งภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนจะมีหัววัดเพื่อตรวจสอบ ตำแหน่ง รูปร่าง และความเข้มของ

Spot ดังนั้นจึงต้องตรวจสอบการทำงานของหัววัดนี้ว่าสามารถทำงานได้ตามปกติ การเลือกใช้เครื่องมือวัดที่เหมาะสมสามารถลดภาระงานของเจ้าหน้าที่ได้ เช่น การใช้ Ionization chamber array แบบ 2 มิติ ตรวจสอบ Flatness และ Symmetry ของลำอนุภาคที่มีขนาดใหญ่ สามารถทำร่วมกันพร้อมกับการประกัน

คุณภาพ D/MU ณ มุมแกนทรีหนึ่งๆ อีกทั้งสามารถประเมินความสม่ำเสมอของลำอนุภาคนาขนาดใหญโดยใช้การวิเคราะห์ดัชนีแกมมา (Gamma index analysis)^[9]

4.1.1 Dose per monitor unit (D/MU)

นอกจากการวัด D/MU ในการประกันคุณภาพแบบประจำวันแล้ว สำหรับการประกันคุณภาพประจำเดือนจำเป็นต้องใช้ระบบเครื่องมือวัดชนิดที่แตกต่างออกไป เช่น หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน และ Electrometer ปกติแล้วภายในหัวเครื่องมือระบบการวัดปริมาณรังสีซึ่งอาศัยการตอบสนองของ Optic^[10] โดยมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อแกนทรีหมุนไปที่มุมต่างๆ เนื่องจากความคงที่ของ Fluence มีผลต่อโดยตรงต่อการชดเชยปริมาณรังสีที่ออกมาให้ความถูกต้อง ดังนั้นจึงควรทำการประกันคุณภาพ D/MU ที่แกนทรีมุมอื่นด้วย ทั้งนี้ขึ้นกับระยะการหมุนของแกนทรีที่เครื่องสามารถทำได้วิธีการอย่างง่าย คือ การวัดปริมาณรังสี ณ กึ่งกลางลำอนุภาคพื้นที่ขนาดใหญ่และความลึกคงที่ ณ มุมแกนทรีต่างๆ เช่น ทุกๆ 60° หรือ 90° เป็นต้น

4.1.2 Flatness and symmetry of broad fields

Flatness and symmetry จำเป็นต้องเช็คที่มุมแกนทรีต่างๆ กัน เพื่อตรวจสอบความเสถียรของ Beam optics เนื่องจาก Scanned spot size, Scan pattern, จุดเริ่ม และจุดสิ้นสุดของการสแกน ต่างส่งผลต่อค่า Flatness และ Symmetry อาจส่งผลให้ค่า Symmetry มากกว่า 1% แต่ต้องน้อยกว่า 2% สำหรับการวัดในแต่ละครั้ง

4.2 Mechanical (ระบบกลไก)

4.2.1 จุดหมุนร่วมของแกนทรีและเตียง

จุดหมุนร่วมของแกนทรีและเตียงต้องทำการประกันคุณภาพ เพราะส่งผลต่อความถูกต้องของปริมาณรังสีที่รอยโรคได้รับจากการเปลี่ยนแปลงของระยะ

พิสัย และตำแหน่งของลำอนุภาคได้ ที่สำคัญน้ำหนักของหัวเครื่องที่มีน้ำหนักมาก ตำแหน่งของจุดหมุนจึงขึ้นกับมุมแกนทรีด้วย การประเมินผลความคงที่ของระยะเส้นผ่านศูนย์กลางของจุดหมุนควรเทียบกับข้อมูล Commissioning การตรวจสอบจุดหมุนร่วมกันของเตียงและแกนทรีสามารถใช้เทคนิค Star-shot หรือเครื่องมืออื่นๆ ที่ออกแบบมาเพื่อตรวจสอบ อีกทั้ง CBCT isocenter^[11] ก็สามารถนำมาประยุกต์ใช้เพื่อตรวจสอบจุดหมุนร่วมกันของระบบต่างๆ ได้เช่นกัน

4.2.2 การหมุนเตียง การเลื่อนเตียง และความถูกต้องของเตียงในแนวดิ่ง

การอ่านค่ามุมของเตียงต้องมีความถูกต้องอยู่ภายใน 1° โดยควรตรวจสอบให้ครอบคลุมระยะเตียงที่หมุนได้ นอกจากการประกันคุณภาพประจำวัน ความถูกต้องในการเลื่อนเตียงให้ทำครอบคลุมระยะเตียงที่ใช้ในการจัดทำผู้ป่วย เช่น ± 10 เซนติเมตร การประกันคุณภาพประจำเดือนควรทำที่ระยะที่เตียงสามารถเลื่อนได้มากที่สุดร่วมด้วย เพราะการประกันคุณภาพประจำวันอาจจะไม่สามารถตรวจพบความผิดปกติในการเลื่อนเตียงที่ระยะสั้นๆ ได้ เกณฑ์การยอมรับความถูกต้องในการเลื่อนเตียง คือ ± 1 มิลลิเมตร^[12] นอกจากนี้จำเป็นต้องทำการประกันคุณภาพของการเลื่อนระยะเตียงในแนวดิ่งด้วย

4.2.3 Snout longitudinal accuracy

Snout เป็นส่วนที่มีน้ำหนักยื่นออกมาจากหัวเครื่องเร่งอนุภาค จึงจำเป็นต้องทำประกันคุณภาพประจำเดือนเช่นเดียวกับที่กล่าวมาข้างต้น ในหัวข้อการประกันคุณภาพประจำสัปดาห์

4.2.4 Coincidence of x-ray, Light field, and Proton radiation field

เนื่องจาก AAPM TG-224^[2] ไม่ได้กำหนดวิธีการทำประกันคุณภาพของ Light field และ Proton radiation field ไว้ตายตัว เนื่องจาก Radiation source

(effective source position) ไม่ได้อยู่ที่เดิมตลอด แต่จะปรับเปลี่ยนไปตาม ขนาดของลำอนุภาค และตำแหน่งของ Snout อย่างไรก็ตาม ในการใช้งานทางคลินิกสามารถ ออกแบบการตรวจสอบ Light field และ Proton radiation field ให้เหมาะสมได้

สำหรับ X-ray และ Proton field ต้องทำการประกันคุณภาพแบบประจำเดือน เพราะการสร้างภาพด้วย X-ray นำมาใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วย ขอบของ X-ray และ Proton field ต้องสัมพันธ์กัน อย่างไรก็ตาม พึงระลึกไว้เสมอว่า X-ray source และ Proton source จะมีความแตกต่างกันอยู่ โดยยอมรับความแตกต่างของ X-ray และ Proton field ไม่เกิน 1 มิลลิเมตร

5. การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปี

การประกันคุณภาพแบบประจำปีจำเป็นต้องใช้เวลา มากกว่าการทำการประกันคุณภาพแบบประจำเดือน โดยทำการตรวจสอบระบบกลไกทั้งหมด ระบบการสร้างภาพ ระบบความปลอดภัยและการแจ้งเตือน และการสอบเทียบความถูกต้องของปริมาณรังสี ซึ่งแตกต่างกันในแต่ละบริษัทผู้ผลิตเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน รายการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปี แสดงดังตารางที่ 4 อย่างไรก็ตามแต่ละสถาบันสามารถประยุกต์ให้เข้ากับบทบาทของเครื่องเร่งอนุภาค อุปกรณ์ และเครื่องมือในการทำ QA ได้

5.1 การวัดปริมาณรังสี

5.1.1 D/MU constancy

ตามรายงาน AAPM TG 224^[2] ได้แนะนำให้ใช้คู่มือ IAEA TRS-398^[13] ในการสอบเทียบปริมาณรังสีแบบประจำปี และอุปกรณ์เครื่องวัดรังสีจะต้องทำการสอบเทียบจากสถาบันสอบเทียบมาตรฐาน Accredited Dosimetry Calibration Laboratory (ADCL) ซึ่งหัววัดรังสีที่ใช้ในการประกันคุณภาพแบบประจำวัน และแบบประจำเดือนจะต้องทำการสอบเทียบ

กับหัววัดรังสีอ้างอิงเช่นกัน สิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึงในการวัดอนุภาคโปรตอนชนิด Spot scanning คือ เรื่อง Recombination effect และ Dose rate effect ดังนั้น หัววัดรังสีที่ใช้จะต้องทำการแก้ค่า Recombination effect เมื่อใช้ Dose rate แตกต่าง ๆ กัน

ค่า Out put ของระบบ PBS ขึ้นกับ Beam flux, Beam position, และพลังงาน ดังนั้นจึงต้องทำการสอบเทียบปริมาณรังสีที่ออกมา อีกทั้งข้อมูลต่างๆ ได้แก่ Depth-dose, Pencil beam lateral width, Range shift factor, และ Relative output factor ซึ่งตรวจสอบเทียบกับข้อมูล ณ ตอน Commissioning

สำหรับ Flatness, symmetry และ D/MU ควรทำที่มุมแกนทรีอื่นที่ถี่ขึ้น นอกเหนือจากที่ทำในกระบวนการประกันคุณภาพแบบประจำเดือน เช่น ทุกๆ มุม 45 องศา เป็นต้น โดย รายงาน AAPM TG 224^[2] แนะนำให้ทำอย่างน้อย 4 มุม สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนชนิดที่หมุนแกนทรีได้รอบ 360° หรือ อย่างน้อย 3 มุม สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนชนิดที่หมุนแกนทรีได้เพียง 180°

5.1.2 ระยะพิสัย

ระยะพิสัยของแต่ละ Spot หรือแบบลำอนุภาคขนาดใหญ่ รวมถึง Off-axis ณ มุมแกนทรีต่างๆ ถูกรวมไว้ในประกันคุณภาพแบบประจำปี โดยระยะพิสัยดูได้จากการวัดความลึกของ Depth-dose ณ 90% ในน้ำ เนื่องจากระบบของ PBS ให้อนุภาคออกมาทีละชั้น จึงทำให้การวัด Depth-dose หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันเพียงตัวเดียวนั้นทำให้ใช้เวลาค่อนข้างมาก ดังนั้นจึงมีเครื่องมือวัดรังสีชนิดที่มีหัววัดหลายๆ ตัว ถูกลำนำมาใช้ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงาน และทำให้การทำงานมีความสะดวกยิ่งขึ้น^[14,15]

ความสม่ำเสมอของ Range สามารถดูจาก Profiles ในทิศตั้งฉากกับ Beam ที่ตำแหน่งของ Distal fall-off ซึ่งสามารถดูได้จากลำอนุภาคขนาดใหญ่แบบ Single layer เกณฑ์ยอมรับได้ คือ ± 0.5 มิลลิเมตร จากค่าเริ่มต้น

ตารางที่ 4 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปีสำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ Pencil beam scanning^[2]

การตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
Dosimetry		
- Standard Output calibration	±2%	- IAEA TRS-398
- Range verification	±1 มม.	- วัดที่ 90% depth dose
- Depth doses verification	±2%	- ความต่างสูงสุด ณ ความลึกใด ๆ
- Lateral profile penumbra	±2 มม.	- ที่ 80-20% ณ ความลึกต่างกัน
- Range uniformity	±0.5 มม.	
- Field symmetry	±1%	- วัดที่แกนทรีมุมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Field flatness	±2%	- วัดที่แกนทรีมุมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Spot position	1 มม./0.5 มม.	- ดูเป็นค่าสัมบูรณ์/สัมพัทธ์
- Spot size	±10%	- วัดที่แกนทรีมุมต่าง ๆ
- Uniformity of spot shapes	2% & 2 มม.	- แกนทรีมุมต่าง ๆ
- Inverse square correction	±1%	- จากตำแหน่ง effective source
Monitor chambers		
- Linearity	±1%	
- Reproducibility	±2%	
- Min./Max. dose/spot	Functional	- เป็นไปตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด
- Range shifter factors	±2%	
- Relative output factors	±2%	
- Verification of daily QA equipment	±1% or ±1 มม.	- เปรียบเทียบค่ากับเครื่องมือที่สอบเทียบจาก ADCL
- Cross calibration field chambers		- เปรียบเทียบกับค่าสอบเทียบจาก ADCL
Imaging system functionally		
- Image system performance and dose CBCT	±2%	- AAPM TG-142 ^[4] , AAPM TG-179 ^[5]
Safety		
- Collision protection interlock tests	Functional	
- Dead man switch		- ที่ pendant
- Radiation warning sign	Functional	
- Door interlock	Functional	

กรตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
- Beam pause	Functional	
- Room beam stop	Functional	- ช้างในและช้างนอกห้อง
- Facility beam stop	Functional	- ช้างในและช้างนอกห้อง
- Beam delivery indicator	Functional	- ช้างในและช้างนอกห้อง
- Radiation monitors	Functional	
- Audio and visual monitoring	Functional	
- Gantry rotation sensor	Functional	
- Room clearance push button	Functional	

คำย่อ: ADCL = Accredited Dosimetry Calibration Laboratory

5.1.3 Integral depth-dose (IDD) distribution

IDD คือ ผลรวมของปริมาณรังสีที่ความลึกต่างๆ จาก spot ของลำอนุภาค โดยปกติจะใช้หัววัดรังสีชนิดไอออนในเซชันที่มีขนาดใหญ่ เช่น Bragg peak chamber ทำการวัด IDD ในน้ำ^[16] นอกจากจะทำการตรวจสอบประจำปีแล้ว สามารถทำเพิ่มเติมในกรณีที่มีการซ่อมอะไหล่ในส่วนที่เกี่ยวข้องกับระบบลำเลียงอนุภาคที่ส่งผลต่อ Spot distribution หรือกรณีที่ผลของการวัดปริมาณรังสีเทียบกับค่าที่คำนวณได้จากเครื่องวางแผนการรักษา มีค่าแตกต่างกันมาก

นอกจากนี้ จำเป็นจะต้องเช็คความคงที่ของการให้ลำอนุภาคในลักษณะ 3 มิติ แบบประจำปีด้วย ซึ่งเครื่องมือวัดรังสีแบบ 3 มิติ ยังไม่มีวางจำหน่ายในท้องตลาด ดังนั้น สามารถทำการวัดปริมาณรังสีของลำอนุภาคขนาดใหญ่ด้วยเครื่องมือวัดรังสีชนิด 2 มิติ ที่ความลึกต่างๆ กัน แล้วเปรียบเทียบกับค่าที่ได้เมื่อทำ Commissioning

5.1.4 Spot angular-spatial distribution and lateral dose profiles

Spot profiles มีความสำคัญ และส่งผลต่อปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนเช่นเดียวกับ IDD ดังนั้นจึงต้องตรวจสอบรูปร่างของ Profiles ว่าเหมือนเดิมกับข้อมูลที่ใช้ในเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา นอกจากการประกันคุณภาพประจำปีแล้วสามารถตรวจสอบเพิ่มเติมในกรณีที่มีการซ่อมแซมอะไหล่ภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคที่ส่งผลต่อรูปร่างของ Spot profiles จำเป็นต้องทำการวัด Spot lateral profiles ในอากาศที่ระยะห่างจาก Isocenter, พลังงานของอนุภาค, และมุมแกนรี ต่างๆ กัน ซึ่งอาจจะใช้ฟิล์ม หรือเครื่องมือที่ใช้ระบบ Scintillating screen ร่วมกับ Camera-based เช่น Logos^[17] เป็นต้น

5.2 ระบบกลไก

การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปีจำเป็นต้องตรวจสอบระบบกลไกทั้งระบบการเลื่อนตำแหน่ง และระบบการหมุนของเครื่องในทุกส่วน ได้แก่ เติง แกนรี หัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน และระบบสร้างภาพ เป็นต้น โดยไม่เพียงแค่เช็คเฉพาะระยะที่

ใช้งานทางคลินิกเท่านั้น แต่ต้องใช้ระยะที่ระบบกลไกทำได้มากที่สุด และน้อยที่สุดด้วย ซึ่งระดับการประกันคุณภาพชนิดนี้จำเป็นต้องใช้เครื่องมือที่ความละเอียดมากกว่าการตรวจเช็คแบบประจำเดือน หรือประจำวัน

การตรวจเช็คความสอดคล้องกันของ Light filed, kV x-ray field และลำอนุภาคโปรตอน นั้น วิธีการตรวจเช็คขึ้นอยู่กับเครื่องมือที่ใช้ ซึ่งการดูความสอดคล้องของ kV x-ray field และลำอนุภาคโปรตอน เพื่อมั่นใจว่าการฉายรังสีมีความถูกต้องและต้องตรวจสอบในหลายมุม แทนที่ด้วย

6. ประสบการณ์ในการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน

โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ เป็นโรงพยาบาลแรกในภาคพื้นเอเชียตะวันออกเฉียงใต้ที่ให้บริการผู้ป่วยด้วยการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอน ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2564 ซึ่งถือว่าเป็นเทคโนโลยีการฉายรังสีใหม่ล่าสุดสำหรับประเทศไทย การเตรียมความพร้อมแก่บุคลากรได้ทำมาอย่างต่อเนื่องก่อนหน้านี้ เนื่องจากยังไม่เคยมีประสบการณ์ในการใช้งานเครื่องมาก่อน อีกทั้งกระบวนการเก็บข้อมูลสำหรับเครื่องวางแผนการรักษาที่ค่อนข้างแตกต่างจากโฟตอน เพราะคุณสมบัติของลำอนุภาคที่จำเพาะ ดังนั้นการเลือกเครื่องมือที่เหมาะสมให้สามารถใช้งานอย่างมีประสิทธิภาพ ครอบคลุมทุกด้าน จึงต้องมีการเตรียมบุคลากรด้านฟิสิกส์การแพทย์ทั้งการส่งอบรม หรือการศึกษาจากต่างประเทศ เพื่อระดมความคิดในการจัดหาอุปกรณ์ที่เพียงพอและสร้างความมั่นใจในการให้ปริมาณรังสีอย่างถูกต้อง ดังนั้นการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำวัน ประจำเดือน และประจำปี ใช้เครื่องมือที่ต่างกันออกไป โดยบทความนี้กล่าวถึงเฉพาะเครื่องมือที่จำเพาะในการประกันคุณภาพที่ใช้อยู่กับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์เท่านั้น

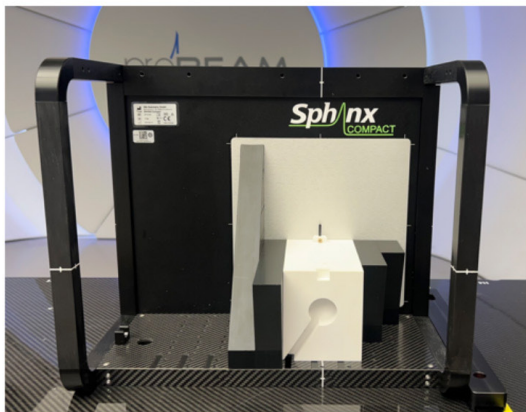
6.1 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำวัน

ใช้ Sphinx Compact ร่วมกับ myQA software (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) ในการประกันคุณภาพแบบประจำวัน อุปกรณ์นี้จะประกอบด้วยอุปกรณ์รับภาพชนิด Amorphous silicon photodiodes ขนาดพื้นที่รับภาพ 20x20 ตารางเซนติเมตร ที่ติดอยู่บนกรอบของคาร์บอนไฟเบอร์ โดยกรอบคาร์บอนไฟเบอร์นี้จะมีรูเพื่อสามารถยึดแท่งคาร์บอนไฟเบอร์ขนาดต่าง ๆ เพื่อทดสอบพลังงานที่แตกต่างกันในการจัดอุปกรณ์เพียงครั้งเดียว รวมถึงมี Holder สำหรับหัววัดรังสี PPC05 parallel plate chamber (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) เพื่อใช้วัด Output รวมอยู่ด้วย (ภาพที่ 1 (a)) ข้อมูลของการวัดปริมาณรังสีในแต่ละตำแหน่งของอุปกรณ์รับภาพ สามารถตรวจสอบคุณลักษณะของลำอนุภาค ได้แก่ Uniform field homogeneity, Spot characteristics, X-ray/proton coincidence, Energy characteristics, และ Output dose consistency^[18-20] (ภาพที่ 1 (b)) ข้อดีของการใช้ Sphinx Compact คือ สามารถทำการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบประจำวันได้ครอบคลุมทุก หัวข้อ และมีช่องสำหรับใส่หัววัดรังสีเพื่อวัด Output ในการจัดวางอุปกรณ์เพียงครั้งเดียว จึงง่าย และสะดวกต่อการทำงานของเจ้าหน้าที่ เมื่อเทียบกับการศึกษาของ Lambert และคณะ^[21] ซึ่งประยุกต์ใช้ Daily QA-3 (Sun Nuclear Inc., Melbourne, FL) หรือ Bizzocchi และคณะ^[22] ประยุกต์ใช้ Matrixx-PT (IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) ร่วมกับการสร้างหุ่นจำลองเพื่อใช้ในการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบประจำวัน ข้อเสียของ Sphinx Compact คือ ซอฟต์แวร์รุ่นที่หน่วยงานใช้อยู่ไม่สามารถวิเคราะห์ข้อมูลอย่างต่อเนื่อง เพื่อแสดงแนวโน้มของผลการวัดได้

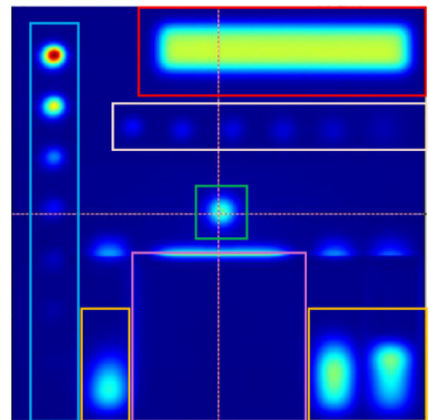
เจ้าหน้าที่ต้องนำค่าที่ได้มาสร้างกราฟเองเพื่อวิเคราะห์ผลการวัดในแต่ละวัน จึงทำให้เป็นการทำงานซ้ำซ้อนสำหรับการแปลผลการวัด ตัวอย่าง distal depth ณ พลังงาน 150 MeV มีค่าเท่ากับ 155.9 ± 0.08 มิลลิเมตร โดยค่าเริ่มต้น ณ commissioning อยู่ที่ 155.9 มิลลิเมตร โดย AAPM TG-224^[2] กำหนดเกณฑ์การยอมรับเท่ากับ ± 1 มิลลิเมตร (ภาพที่ 2)

6.2 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำเดือน

หัววัดรังสีชนิดเรืองแสงทรงกรวย (Cone shape scintillator screen detector) Logos system XRV-124 (Logos Systems International, Scotts Valley, CA) (ภาพที่ 3) นำมาใช้สำหรับการตรวจสอบจุดร่วมกันของระบบเลเซอร์ ระบบการสร้างภาพ และ

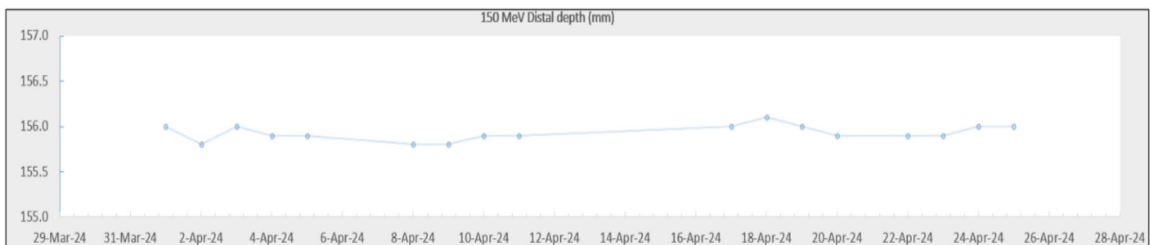


(a)

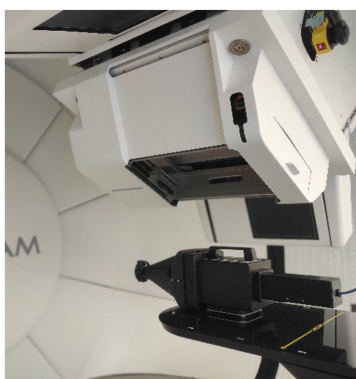


(b)

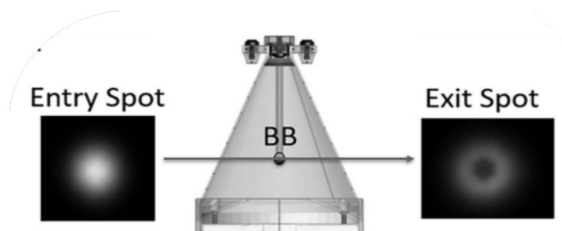
ภาพที่ 1 Sphinx: (a) ส่วนประกอบต่างๆ; (b) ตำแหน่งการตรวจสอบบนอุปกรณ์รับภาพ; Uniform field homogeneity (เส้นสีแดง); Spot characteristics (เส้นสีเขียว); X-ray/proton coincidence (เส้นสีเทา); Spot intensity (เส้นสีฟ้า); Energy characteristics (เส้นสีเหลือง); Output dose consistency (เส้นสีชมพู)



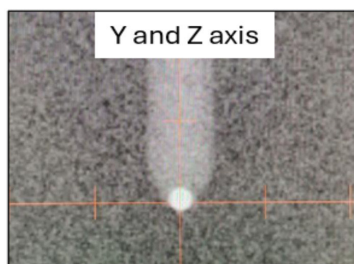
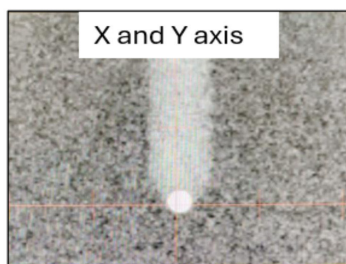
ภาพที่ 2 Distal depth ณ พลังงาน 150 MeV ตลอดเวลาประมาณ 1 เดือน



(a)



(b)



(c)

ภาพที่ 3 หัววัดชนิดเรืองแสงทรงกรวย Logos system: (a) การจัดวางตำแหน่ง; (b) การวิเคราะห์ระบบจุดหมุนร่วมกันของลำอนุภาคโปรตอนและระบบการสร้างภาพ; (c) จุดหมุนร่วมกันของลำอนุภาคโปรตอนและระบบการสร้างภาพจากการประกันคุณภาพด้วย Logos system

ลำอนุภาค^[17] โดยภายในผนังกรวยนี้ถูกหุ้มด้วยสารเรืองแสงเพื่อให้ไวต่อทั้งรังสีเอกซ์ และอนุภาคโปรตอน เมื่อสารเรืองแสงถูกกระตุ้นด้วยอนุภาคโปรตอน Charge-coupled device camera (CCD) จะสามารถตรวจจับตำแหน่งจุดหมุนของลำอนุภาคจากกรวยรับภาพเรืองแสงของรังสีที่ผ่านเข้า-ออกจากกรวย ของหลาย ๆ หมุนแกนทรี ขณะเดียวกันเมื่อดึงสแตนท์ที่ยึดติดที่ปลาย probe บริเวณกึ่งกลางของกรวยจะใช้ตรวจสอบ

จุดหมุนของระบบการสร้างภาพ^[23] เพื่อวิเคราะห์ตรวจสอบระบบจุดหมุนร่วมกันของลำอนุภาคโปรตอนและระบบการสร้างภาพ โดยหน่วยงานได้กำหนดการประกันคุณภาพระบบจุดหมุนด้วย Logos system XRV-124 ที่พลังงาน 70, 150, และ 220 MeV ซึ่งผลที่ได้พบว่าระบบจุดหมุนร่วมกันของลำอนุภาคโปรตอนและระบบการสร้างภาพ อยู่ภายใน ± 1 มิลลิเมตร ตามเกณฑ์ยอมรับที่กำหนดจาก AAPM TG-224^[2]

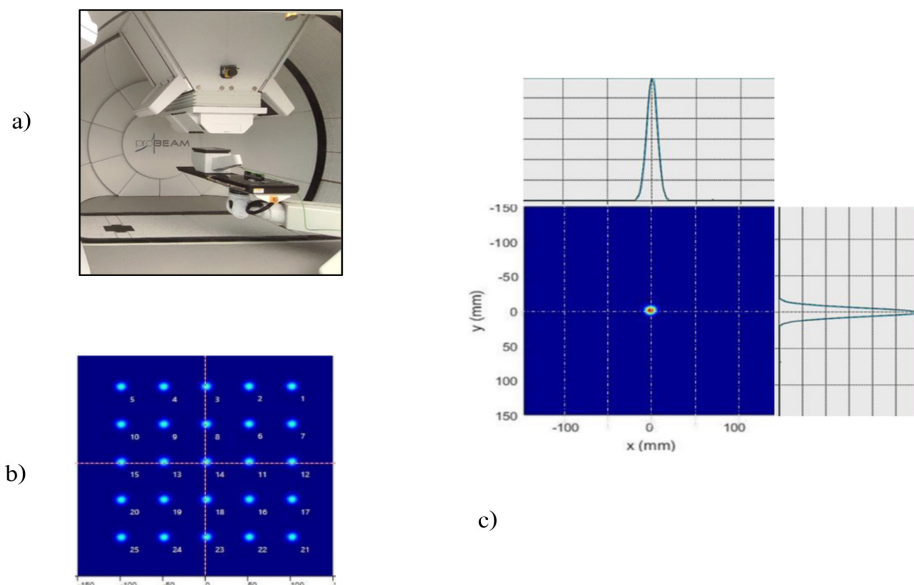
Lynx (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) เป็นหัววัดเรืองแสงร่วมกับ CCD camera ขนาดพื้นที่ 30x30 ตารางเซนติเมตร นำมาใช้ในการตรวจสอบเกี่ยวกับ Spot size และ Spot position โดยเป็นการเก็บภาพแบบ 2 มิติ ที่พลังงานต่าง ๆ กัน (ภาพที่ 4) โดยพบว่า ค่า σ ของแกน X และ Y เท่ากับ 6.2 มิลลิเมตร และ 6.1 มิลลิเมตร (พลังงาน 70 MeV) และเมื่อพลังงานสูงขึ้น ค่า σ ของแกน X และ Y จะมีขนาดเล็กลงเหลือ 3.7 มิลลิเมตร และ 3.4 มิลลิเมตร (พลังงาน 220 MeV)

สำหรับการตรวจสอบ IDD และ Range หากต้องการทำการวัดในแพนทอมน้ำเป็นกระบวนการที่ใช้เวลามาก ดังนั้นจึงใช้หัววัดรังสีชนิด Multilayer ionization chamber (MLIC) คือ Giraffe (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) (ภาพที่ 5) นำมาช่วยในการตรวจสอบส่วนนี้ โดยอุปกรณ์นี้ถูกออกแบบมา

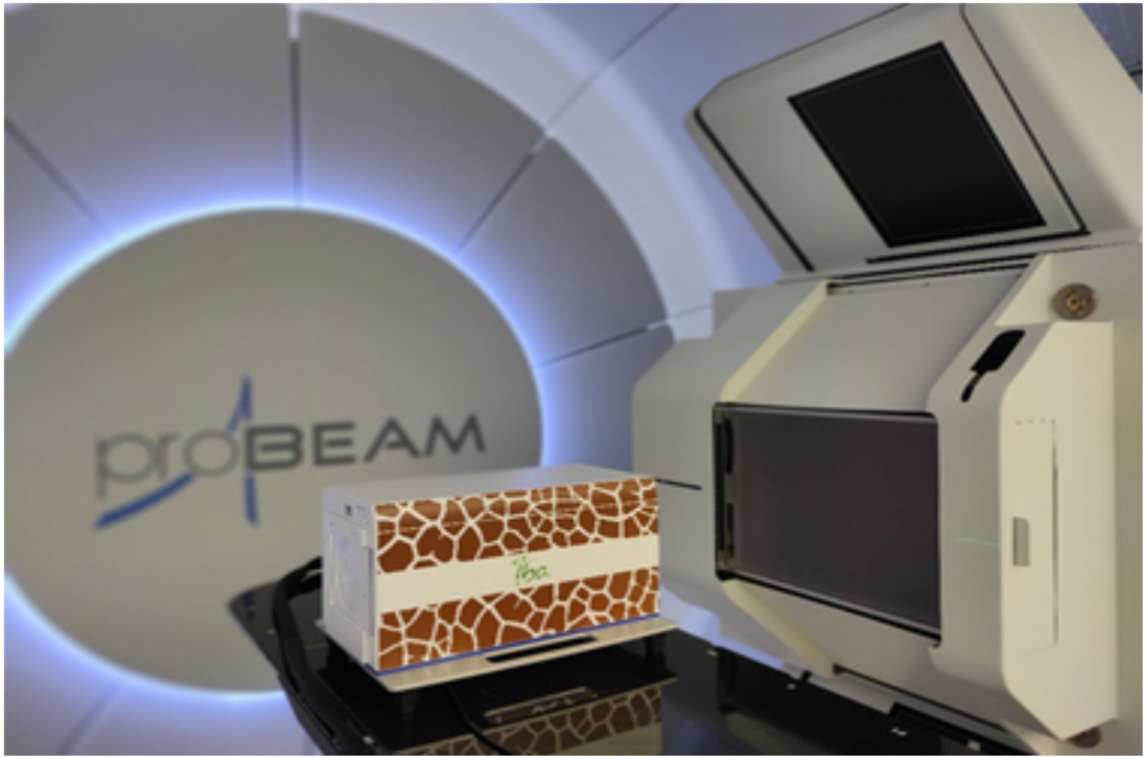
เพื่อใช้วัด Depth dose ในแนว Central axis ซึ่งประกอบด้วยหัววัดรังสีชนิด Parallel plate จำนวนทั้งหมด 180 ตัว เรียงกันอย่างต่อเนื่องในแนว Longitudinal โดยรัศมีของหัววัดรังสีนี้เท่ากับ 6 เซนติเมตร และหัววัดรังสีที่อยู่ติดกันมีช่องว่างประมาณ 1 มิลลิเมตร^[24] ซึ่งการศึกษาของ Bäumer และคณะ^[25] ได้ยืนยันว่าการใช้ MLIC ในการวัด Depth dose และ Range ของอนุภาคโปรตอนมีความถูกต้อง สอดคล้องกับการวัดในน้ำ

6.3 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปี

การประกันคุณภาพส่วนของระบบกลไก ระบบจุดหมุน ระบบความปลอดภัยต่างๆ ได้ตรวจสอบตามคำแนะนำจากรายงาน AAPM TG-224^[2] ตามที่กล่าวมาแล้ว ส่วนการตรวจสอบ IDD จะทำการวัดในน้ำด้วย MP3-PL (PTW, Freiburg, Germany) ร่วมกับหัววัด



ภาพที่ 4 Lynx: (a) การจัดตำแหน่ง; (b) การวิเคราะห์ Spot position; (c) การวิเคราะห์ Spot profile



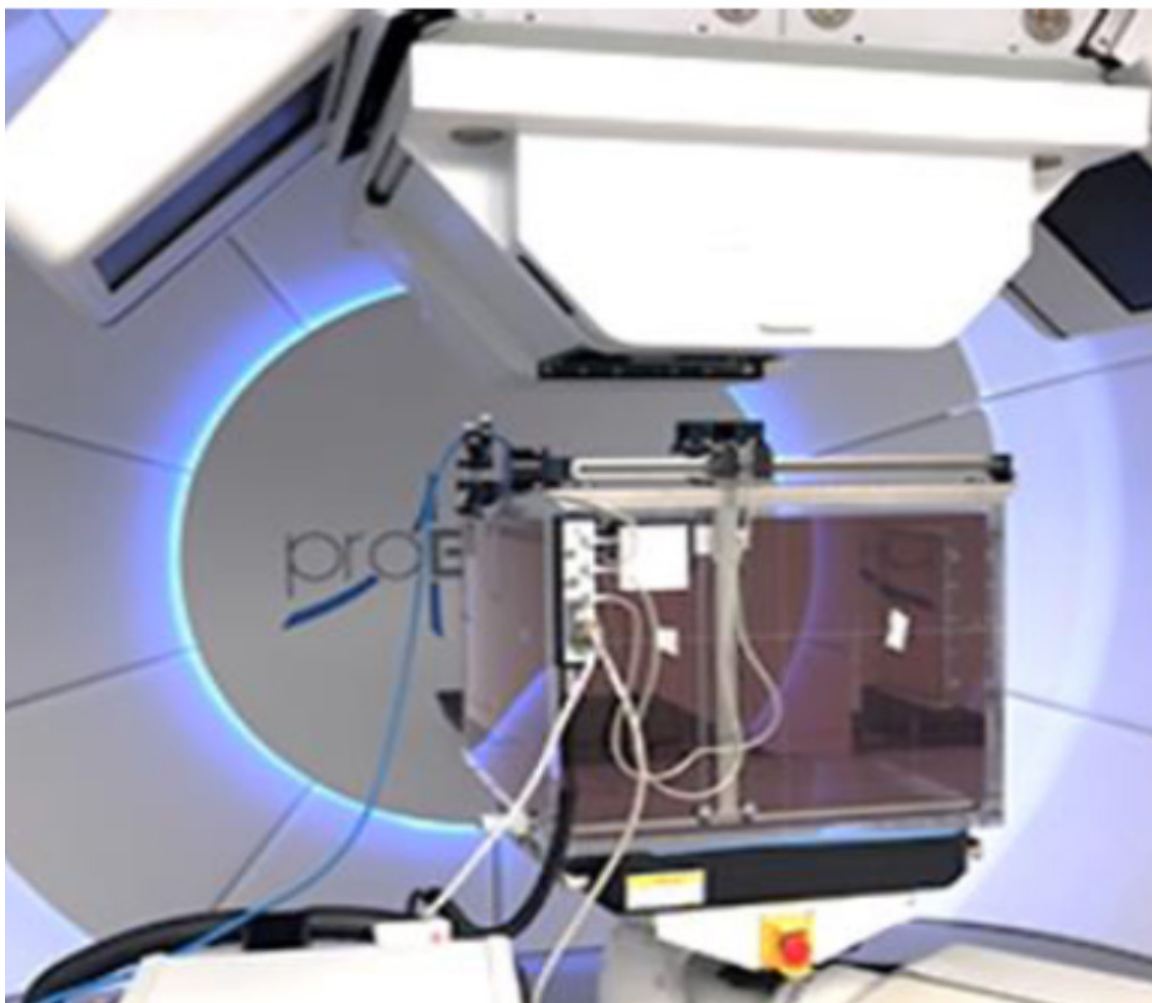
ภาพที่ 5 Giraffe และการจัดวางเพื่อวัด Integral depth-dose

PTW Bragg peak chamber type 34070 (ภาพที่ 6) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 เซนติเมตร ซึ่งรายงาน AAPM-TG 185^[26] แนะนำให้ใช้หัววัดรังสีขนาดใหญ่ในการวัด IDD เพื่อสามารถเก็บข้อมูลได้ทั้งหมด และลดผลของการเกิด Halo^[16] คือ อันตรกิริยาของลำอนุภาคโปรตอนกับอุปกรณ์ใน Nozzle หรือตัวกลางอื่นๆ เช่น น้ำ ส่งผลให้เกิดอนุภาคกระเจิงทุติยภูมิ (Scattered secondary protons) ที่อยู่รอบๆ แนวลำอนุภาคปฐมภูมิ โดยอาจกินบริเวณกว้างถึง 10 เซนติเมตร และทำให้ปริมาณรังสีเพิ่มสูงขึ้นได้ถึง 15% ดังนั้น หัววัดรังสีขนาดเล็กอาจส่งผลต่อการเก็บข้อมูลได้ไม่ครบถ้วน^[16]

สำหรับการสอบเทียบปริมาณรังสีประจำปีนั้นเป็นการวัดปริมาณรังสีในน้ำด้วยหัววัดรังสีชนิด Parallel-plate

ionization chamber ที่ความลึกในน้ำเท่ากับ 2 เซนติเมตร สำหรับทุกพลังงาน อีกทั้งให้ลำอนุภาคออกมาเป็นแบบพลังงานเดี่ยว (Single energy layer) ขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร กำหนดให้ปริมาณรังสี 100 MU/spot โดยระยะห่างระหว่าง Spot เท่ากับ 2.5 เซนติเมตร ตามรายงาน IAEA TRS-398

นอกจากการประกันคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาคที่จะต้องที่การตรวจสอบการทำงานของระบบต่างๆ อยู่เสมอ เพื่อให้มั่นใจว่าลำอนุภาคโปรตอนที่ออกมาจากเครื่องเร่งอนุภาคนั้นมีความถูกต้องแล้ว อีกส่วนที่ส่งผลต่อการรักษาผู้ป่วยโดยตรง คือ แผนการรักษาผู้ป่วย โดยจะต้องมีการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยด้วยเช่นเดียวกันกับการรักษาด้วยเทคนิคซับซ้อนของการรักษา



ภาพที่ 6 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบประจำปีด้วยการวัดในน้ำ

ด้วยโฟตอน ซึ่งไม่ได้กล่าวครอบคลุมในบทความฉบับนี้ และสามารถติดตามได้ในฉบับต่อไป

สรุป การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน ประกอบด้วยหลายส่วน ดังนั้นการเลือกใช้เครื่องมือที่เหมาะสม ซึ่งช่วยประหยัดเวลาคือจัดวางอุปกรณ์ตัวเดียว

สามารถตรวจสอบความถูกต้องของเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนได้หลายพารามิเตอร์ ขณะเดียวกันสามารถมั่นใจได้ว่าเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนให้ลำอนุภาคออกมาอย่างถูกต้อง

เอกสารอ้างอิง

1. Fang KC, Lee CH, Chuang HC, Huang TL, Chien CY, Tsai WL, et al. Acute radiation dermatitis among patients with nasopharyngeal carcinoma treated with proton beam therapy: Prognostic factors and treatment outcomes. *Int Wound J*. 2023;20:499-507.
2. Arjomandy B, Taylor P, Ainsley C, Safai S, Sahoo N, Pankuch M, et al. AAPM task group 224: comprehensive proton therapy machine quality assurance. *Med Phys*. 2019;46:e678-e705.
3. ศิริญา เรืองชาญ. การรักษาด้วยอนุภาค ใน: ศิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม, พันทิวา อุณหศิริ, บรรณาธิการ พิธีกรรมทางรังสีรักษา พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพมหานคร: อิมเมจ เกรซ; 2563. หน้า 215-28.
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. 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.
6. Ding X, Zheng Y, Zeidan O, Mascia A, Hsi W, Kang Y, et al. A novel daily QA system for proton therapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14:115-26.
7. Kry SF, Jones J, Childress NL. Implementation and evaluation of an end-to-end IGRT test. *J Appl Clin Med Phys*. 2012;13:46-53.
8. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76 a. *Med Phys*. 2006;33:3874-900.
9. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25:656-61.
10. Nichiporov D, Klyachko A, Solberg K, Zhao Q. Performance characteristics and long-term calibration stability of a beam monitor for a proton scanning gantry. *Radiat Meas*. 2011;46:244-9.
11. 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.
12. Wang N, Ghebremedhin A, Patyal B. Commissioning of a proton gantry equipped with dual x-ray imagers and a robotic patient positioner, and evaluation of the accuracy of single-beam image registration for this system. *Med Phys*. 2015;42:2979-91.

13. Andreo P, Burns D, Hohlfield K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, et al. IAEA TRS-398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. International Atomic Energy Agency. 2000;18:35-6.
14. Arjomandy B, Sahoo N, Ding X, Gillin M. Use of a two-dimensional ionization chamber array for proton therapy beam quality assurance. *Med Phys*. 2008; 35:3889-94.
15. Boon S, Van Luijk P, Schippers J, Meertens H, Denis J, Vynckier S, et al. Fast 2D phantom dosimetry for scanning proton beams. *Med Phys*. 1998;25: 464-75.
16. Thasasi P, Ruangchan S, Oonsiri P, Oonsiri S. Determination of Integral Depth Dose in Proton Pencil Beam Using Plane-parallel Ionization Chambers. *Int J Part Ther*. 2022;9:1-9.
17. Cai W, Oesten H, Clasie B, Winey B, Jee K-W. Semi-automated IGRT QA using a cone-shaped scintillator screen detector for proton pencil beam scanning treatments. *Phys Med Biol*. 2019; 64:085004.
18. Grevillot L, Moreno JO, Fuchs H, Dreindl R, Elia A, Bolsa-Ferruz M, et al. Implementation of Sphinx/Lynx as daily QA equipment for scanned proton and carbon ion beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2023;24:e13896-909.
19. Su Z, Hsi W, Forthomme J, Rossoni E S. Evaluations of a flat-panel based compact daily quality assurance device for proton pencil beam scanning (PBS) system. *Phys Med*. 2020;80:243-50.
20. Tiajaroen Tanapat. Baselines of daily quality assurance for proton pencil beam scanning using the Sphinx Compact. Chulalongkorn University Theses and Dissertations (Chula ETD) [online]. 2021 [16 Jul 24]; 20-4, Available from: <https://digital.car.chula.ac.th/chulaetd/4799>.
21. Lambert J, BÉaumer C, Koska B, Ding X. Daily QA in proton therapy using a single commercially available detector. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15:217–28.
22. Bizzocchi N, Fracchiolla F, Schwarz M, Algranati C. A fast and reliable method for daily quality assurance in spot scanning proton therapy with a compact and inexpensive phantom. *Med Dosim*. 2017;42:238–46.

23. Ates O, Faught J, Pirlepesov F, Sobczak D, Hua C-h, Merchant TE. Novel Monthly Quality Assurance Regimen and 5-Year Analysis Using a Proton Metrology System. *Int J Part Ther.* 2023;10:111-7.
24. Vai A, Mirandola A, Magro G, Maestri D, Mastella E, Mairani A, et al. Characterization of a MLIC detector for QA in scanned proton and carbon ion beams. *Int J Part Ther.* 2019;6:50-9.
25. Bäumer C, Koska B, Lambert J, Timmermann B, Mertens T, Talla PT. Evaluation of detectors for acquisition of pristine depth-dose curves in pencil beam scanning. *J Appl Clin Med Phys.* 2015; 16:151-63.
26. Farr JB, Moyers MF, Allgower CE, Bues M, Hsi WC, Jin H, et al. Clinical commissioning of intensity-modulated proton therapy systems: report of AAPM Task Group 185. *Med Phys.* 2021;48:e1-e30.