Mahidol University
Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital

RMJ Ramathibodi Medical Journal

Rama Med J | Original Article

Assessment of the Characteristics and the Uncertainty of Radiophotoluminescence Glass Dosimeter for Low Energy Photon

Chanidapa Jaroenpat[1], Warittha Krittayakawinwong[1], Mananchaya Vimolnoch[2], Sakda Kingkaew[2], Sornjarod Oonsiri[2]

[1] Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University, Bangkok, Thailand

[2] Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Bangkok, Thailand

Background: Medical dosimetry has become critical. Recognizing the efficiency of glass dosimeters, which exhibit good reproducibility, small fading effect, and linearity over a wide range, it has brought to this study that aims to assess the characteristics and the uncertainty of radiophotoluminescence glass dosimeter (RPLGD) for low energy photon in diagnostic radiology.

Objective: To assess the characteristics and estimate the uncertainty of RPLGD for low energy photon.

Methods: Following IAEA Technical Reports Series No. 457, the determination of the half-value layer of Varian Acuity simulator was followed by the calibration of a model GD-352M RPLGD. The dosimetric characteristics (uniformity, dose linearity, accuracy, energy response, reproducibility, reader reproducibility, and magazine positioning reproducibility) were determined. The minimum detectable dose and the uncertainty were then estimated.

Results: This study showed good uniformity within 0.09%, dose linearity with $R^2 = 1$ around 0 - 10 mGy, the accuracy of measurement was 0.21% around 0.5 - 10 mGy, low energy response (70 - 120 kVp) within 0.05%, good reproducibility within 0.04%, magazine positioning reproducibility within 0.01%. The minimum detectable dose for a model GD-352M RPLGD was 0.01 mGy. The measurement of uncertainty was 3.83%.

Conclusions: RPLGD was accurate to measure low energy photon beams. Moreover, the understanding of characteristics of RPLGD helps measuring radiation dose appropriately according to the situation.

Keywords: Radiophotoluminescence glass dosimeter, Dosimetric characteristics, Low energy photon beams

Rama Med J: doi:10.33165/rmj.2024.47.3.268527

Received: April 3, 2024 **Revised:** August 14, 2024 **Accepted:** August 20, 2024

Corresponding Author:
Warittha Krittayakawinwong
Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University,
154 Soi Chula 12, Rama I Road, Wang Mai, Pathum Wan, Bangkok 10330, Thailand
Telephone: +669 3583 4182
Email: dear.warittha@gmail.com

Mahidol University
Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital

RMJ Ramathibodi Medical Journal

Rama Med J | Original Article

การประเมินคุณลักษณะและการหาค่าความไม่แน่นอนของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วสำหรับรังสีโฟตอนพลังงานต่ำ

ชนิดาภา เจริญแพทย์[1], วริษฐา กริตยกวินวงศ์[1], มนัญชยา วิมลโนช[2], ศักดา กิ่งแก้ว[2], สรจรส อุณห์ศิริ[2]

[1] ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ ประเทศไทย

[2] ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพฯ ประเทศไทย

บทนำ: การวัดปริมาณรังสีในทางการแพทย์เป็นเรื่องสำคัญ จากการเล็งเห็นถึงประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วทั้งในด้านการมีความสามารถในการทำซ้ำที่ดี มีการเลือนหายของสัญญาณน้อย และแสดงความเป็นเชิงเส้นในช่วงปริมาณรังสีที่กว้าง จึงได้เลือกนำมาใช้ในการประเมินคุณลักษณะและการหาค่าความไม่แน่นอนของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วสำหรับรังสีโฟตอนพลังงานต่ำในทางรังสีวินิจฉัย

วัตถุประสงค์: เพื่อประเมินคุณลักษณะและหาค่าความไม่แน่นอนของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วในรังสีโฟตอนพลังงานต่ำ

วิธีการศึกษา: ดำเนินการตามวิธีของ IAEA Technical Reports No. 457 โดยวัดความหนาครึ่งค่าของเครื่องจำลองการรักษา ยี่ห้อ Varian รุ่น Acuity จากนั้นสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว รุ่น GD-352M และศึกษาคุณลักษณะต่าง ๆ (ความสม่ำเสมอ ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี ความถูกต้อง การตอบสนองต่อพลังงาน ความสามารถในการทำซ้ำของอุปกรณ์วัดรังสี เครื่องอ่านและแม็กกาซีน) พร้อมทั้งหาปริมาณรังสีที่น้อยที่สุดที่อุปกรณ์วัดได้และค่าความไม่แน่นอน

ผลการศึกษา: อุปกรณ์มีความสม่ำเสมอในการวัดปริมาณรังสีร้อยละ 0.09 การตอบสนองต่อปริมาณรังสีเป็นเส้นตรง ช่วง 0 - 10 mGy มีความถูกต้องร้อยละ 0.21 ช่วง 0.5 - 10 mGy ขึ้นกับพลังงานต่ำ (70 - 120 kVp) ที่ร้อยละ 0.05 มีความสามารถในการทำซ้ำของอุปกรณ์และแม็กกาซีนร้อยละ 0.04 และร้อยละ 0.01 ตามลำดับ ปริมาณรังสีที่น้อยที่สุดที่สามารถวัดได้เท่ากับ 0.01 mGy และมีค่าความไม่แน่นอนของอุปกรณ์อยู่ที่ร้อยละ 3.83

สรุป: อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วสามารถวัดปริมาณรังสีโฟตอนพลังงานต่ำได้อย่างถูกต้อง นอกจากนี้ การศึกษาคุณลักษณะต่าง ๆ ยังทำให้สามารถนำไปใช้วัดปริมาณรังสีได้อย่างถูกต้องเหมาะสม

คำสำคัญ: อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว คุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสี รังสีโฟตอนพลังงานต่ำ

Rama Med J: doi:10.33165/rmj.2024.47.3.268527

Received: April 3, 2024 **Revised:** August 14, 2024 **Accepted:** August 20, 2024

Corresponding Author:
วริษฐา กริตยกวินวงศ์
ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
154 ซอยจุฬาฯ 12 ถนนพระรามที่ 1 แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย
โทรศัพท์: +669 3583 4182
อีเมล: dear.warittha@gmail.com

บทนำ

ในปัจจุบันปริมาณรังสีที่ใช้ทางการแพทย์ถือเป็นสัดส่วนที่มากที่สุดจากปริมาณรังสีที่มนุษย์ได้รับ โดยมากกว่าร้อยละ 90 เป็นรังสีวินิจฉัยที่ได้จากการใช้รังสีเอกซ์ (X-ray) ในการตรวจวินิจฉัยโรคเป็นจำนวนมากต่อปี ถึงแม้ปริมาณรังสีที่ใช้นั้นจะเป็นรังสีปริมาณต่ำ ซึ่งหมายถึงปริมาณรังสีที่น้อยที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ แต่ยังคงเพียงพอสำหรับการวินิจฉัยโรค โดยปริมาณรังสีดังกล่าวจะไม่ทำให้เกิดผลกระทบต่อสุขภาพในทันที กล่าวคือ ไม่ทำให้เกิดผลแบบดีเทอร์มินิสติก (Deterministic effects) อย่างไรก็ตาม การเข้ารับบริการทางรังสีบ่อยครั้งโดยไม่มีการควบคุมอาจส่งผลต่อสุขภาพในระยะยาว โดยเพิ่มโอกาสการเกิดผลแบบสโตแคสติก (Stochastic)[1] การเพิ่มความตระหนักถึงการป้องกันทางรังสีโดยเฉพาะในบุคลากรทางการแพทย์จึงมีส่วนสำคัญอย่างมากที่จะช่วยพัฒนาการป้องกันทางรังสี โดยสามารถปฏิบัติตามข้อแนะนำของคณะกรรมาธิการระหว่างประเทศด้านการป้องกันรังสี (International Commission on Radiological Protection, ICRP)[2] โดยยึดหลัก ALARA (As Low As Reasonably Achievable)

อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีแบบหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (Solid state dosimeter) แบ่งออกเป็น 2 ประเภท ได้แก่ อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่สามารถอ่านค่าได้ทันที (Active dosimeter) และอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีชนิดที่ต้องผ่านกระบวนการเพื่ออ่านค่าปริมาณรังสี (Passive dosimeter) ซึ่งมักนำไปใช้ในการวัดรังสีประจำบุคคล เช่น อุปกรณ์วัดรังสีเทอร์โมลูมิเนสเซนต์ (Thermoluminescent dosimeter, TLD) อุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล (Optically Stimulated luminescence dosimeter, OSLD) และอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว (Radiophotoluminescence glass dosimeter, RPLGD)[3]

อุปกรณ์วัดรังสีเทอร์โมลูมิเนสเซนต์ มีหลักการทำงานคือ เมื่ออุปกรณ์วัดรังสีได้รับรังสีจะทำการดูดพลังงานไว้และคายพลังงานออกมาในรูปของแสงเมื่อได้รับการกระตุ้นด้วยความร้อน ซึ่งสามารถเปลี่ยนเป็นสัญญาณทางไฟฟ้าได้ ข้อดีคือ มีหลายรูปแบบ เช่น แบบผง แบบแท่งทรงกระบอก และมีคุณสมบัติเทียบเท่าเนื้อเยื่อ แต่มีข้อเสียคือ ไม่สามารถอ่านค่าปริมาณรังสีซ้ำได้ และใช้เวลานานในการวิเคราะห์ผล[1]

อุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอลมีหลักการทำงานคล้ายคลึงกันกับอุปกรณ์วัดรังสีเทอร์โมลูมิเนสเซนต์ แต่เปลี่ยนจากการกระตุ้นด้วยความร้อนเป็นการกระตุ้นด้วยแสง โดยรุ่นที่นิยมใช้ในการวัดรังสีทางการแพทย์คือ รุ่น nanoDot เนื่องจากมีขนาดเล็กจึงนิยมใช้เป็นอุปกรณ์วัดรังสีภายในร่างกายมนุษย์ (In vivo dosimetry) มีข้อดีคือ สามารถอ่านค่านับวัดซ้ำได้ มีความไวต่อรังสี แต่มีข้อเสียคือเนื่องจากมีความไวต่อแสงมาก กระบวนการฉายรังสีไปสู่ระบบโอเอสแอล จึงต้องอยู่ภายใต้เงื่อนไขของการไม่มีแสง อีกทั้งไม่ใช่วัสดุที่มีคุณสมบัติเทียบเท่าเนื้อเยื่อซึ่งสามารถส่งผลต่อการอ่านค่าได้[4, 5]

อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว ในอดีตถึงแม้จะไม่ได้รับความนิยมในการใช้ เนื่องจากวัสดุที่ใช้และเทคนิคการอ่านค่าทำให้ไม่สามารถอ่านค่าปริมาณรังสีที่ต่ำกว่า 1 mGy ได้ ต่อมาเมื่อได้รับการพัฒนาทำให้อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วเริ่มเข้ามามีบทบาทมากขึ้นเรื่อย ๆ โดยในปัจจุบันวัสดุที่ใช้คือ แก้วชนิด FD-7[3] หลักการทำงานของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วคือ วัดปริมาณรังสีได้จากสัญญาณของสารเรืองแสงที่ปล่อยออกมา โดยใช้ Pulsed UV laser ในการกระตุ้นทำให้สามารถควบคุมเวลาที่ใช้ในการกระตุ้นและตำแหน่งของเลเซอร์ได้อย่างแม่นยำ การเรืองแสงที่เกิดขึ้นเรียกว่า Radiophotoluminescence phenomenon คือ เมื่ออุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วได้รับรังสี อิเล็กตรอนจากชั้น Valence band ได้รับพลังงานจะขึ้นไปชั้น Conduction band แล้วตกลงมาโดยจะถูก Trap ที่ชั้น Forbidden energy band ทำให้เกิด Color centers ขึ้น หากทำการกระตุ้น Color centers จะเกิดการคายพลังงานในรูปแบบของแสงฟลูออเรสเซนต์ (Fluorescence) ที่ความยาวคลื่น 600 ถึง 700 nm แต่เนื่องจากพลังงาน Pulsed UV laser ไม่มากพอ Excited electrons จึงตกกลับไปที่ชั้น Forbidden energy band เช่นเดิม ทำให้สามารถอ่านค่าซ้ำได้จนกว่าจะผ่านกระบวนการ Annealing ซึ่งเป็นการลบสัญญาณทั้งหมด

ประเภทของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วที่ใช้สำหรับงานวิจัยคือ Dose Ace system มีทั้งหมด 3 รุ่น ได้แก่ GD-301, GD-302M, และ GD-352M ซึ่งสามารถวัดปริมาณรังสีได้ตั้งแต่ 10 uGy ถึง 500 Gy เนื่องจากรุ่น GD-301 และ GD-302M ไม่มี Tin filter ซึ่งช่วยในการ Compensate พลังงาน เมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีโฟตอนพลังงานต่ำจึงเกิด Over-response

ทำให้นิยมนำไปใช้วัดปริมาณรังสีโฟตอนพลังงานสูงในงานด้านรังสีรักษา ขณะที่รุ่น GD-352M ซึ่งมี Tin filter สามารถช่วย Compensate การเกิด Over-response เมื่อวัดปริมาณรังสีในช่วงพลังงานต่ำได้ จึงนิยมนำไปใช้วัดปริมาณรังสีในงานด้านรังสีวินิจฉัย[3] อุปกรณ์วัดรังสีชนิดนี้มีข้อดีคือ สามารถอ่านค่านับวัดซ้ำได้ การเลือนหายของสัญญาณน้อย มีความสามารถในการทำซ้ำดี และแสดงความเป็นเชิงเส้นในช่วงปริมาณรังสีที่กว้าง[3] แต่มีข้อเสียคือ ไม่ใช่วัสดุที่มีคุณสมบัติเทียบเท่าเนื้อเยื่อ เนื่องจากมีเลขอะตอมยังผลเท่ากับ 12.0 ซึ่งสูงกว่าเลขอะตอมยังผลของเนื้อเยื่อที่มีค่าเท่ากับ 7.4[6]

จากข้อดีและข้อเสียของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีดังที่กล่าวมาข้างต้น แสดงให้เห็นถึงความมีประสิทธิภาพของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วและศักยภาพที่จะสามารถพัฒนาต่อได้ ประกอบกับในช่วงทศวรรษที่ผ่านมา การวัดปริมาณรังสีในทางรังสีวินิจฉัยและมาตรฐานที่ใช้ในการสอบเทียบของแต่ละห้องปฏิบัติการวัดรังสีมาตรฐานมีความแตกต่างกัน ทำให้ไม่สามารถควบคุมคุณภาพได้ ต่อมาจึงมีการกำหนดแนวทางการวัดปริมาณรังสีด้านรังสีวินิจฉัยเพื่อใช้เป็นมาตรฐานระดับประเทศและระดับสากล นั่นคือ IAEA Technical Reports Series No. 457[1] รายงานการศึกษาที่ผ่านมาได้ทำการศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วรุ่น GD-352M เช่น ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี (Dose linearity) การตอบสนองต่อพลังงาน (Energy response) ความสามารถในการทำซ้ำ (Reproducibility) และการเลือนหายของสัญญาณ (Fading effect) อย่างไรก็ตาม ยังขาดคุณลักษณะในบางหัวข้อ เช่น ความสม่ำเสมอ (Uniformity) ความถูกต้อง (Accuracy) ความสามารถในการทำซ้ำของเครื่องอ่าน (Reader reproducibility) และความสามารถในการทำซ้ำของแม็กกาซีน (Magazine positioning reproducibility) รวมถึงในขั้นตอนการปรับเทียบอุปกรณ์วัดรังสี ได้ใช้แหล่งกำเนิดรังสี เช่น Co-60 และ Cs-137[6-8] ซึ่งไม่เป็นไปตาม IAEA Technical Reports Series No. 457 ที่แนะนำให้มีการใช้รังสีเอกซ์ นอกจากนี้ รายงานการศึกษาที่ผ่านมาจัดตั้งอุปกรณ์เพื่อทำการทดลองโดยไม่ได้ยึดตามหลัก IAEA Technical Reports Series No. 457 ที่กำหนดไว้ เนื่องจากเป็นการศึกษาในช่วงเวลาก่อนที่จะมีประกาศแนวทางออกมา

ดังนั้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วรุ่น GD-352M ในรังสีโฟตอนพลังงานต่ำ โดยทำการศึกษาคุณลักษณะด้านความสม่ำเสมอ ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี ความถูกต้อง การตอบสนองต่อพลังงาน ความสามารถในการทำซ้ำ ความสามารถในการทำซ้ำของเครื่องอ่าน และความสามารถในการทำซ้ำของแม็กกาซีน อีกทั้งยังทำการหาค่าความไม่แน่นอนของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วในรังสีโฟตอนพลังงานต่ำ เพื่อนำไปใช้ประโยชน์สำหรับการศึกษาต่อในการวัดปริมาณรังสีพลังงานต่ำต่อไป

วิธีการศึกษา

การดำเนินการทดลองเพื่อศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว ประกอบด้วยอุปกรณ์ ได้แก่ Varian Acuity (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA) (ภาพที่ 1A), Varian TrueBeam (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA), Ionization chamber 10x6-6 (Radcal, Monrovia, CA, USA), Electrometer Accu-Pro (Radcal, Monrovia, CA, USA), Dose Ace glass dosimeter รุ่น GD-352M (Chiyoda Technol Corporation, Tokyo, Japan) (ภาพที่ 1B), Dose Ace Reader รุ่น FGD-1000 (AGC Techno Glass Co, LTD, Shizuoka, Japan) (ภาพที่ 1C), Oven (Carbolite Gero, Derbysher, UK), Solid water phantom (RMI-Gammex, Inc, Middleton, WI, USA), Bolus, และโฟม

ก่อนทำการศึกษาคุณลักษณะจะมีการตรวจสอบคุณภาพลำรังสีของเครื่องจำลองการรักษาโดยการหาค่า HVL ซึ่งเป็นค่าที่บ่งบอกถึงความหนาของวัสดุที่ทำให้ปริมาณของรังสีลดลงครึ่งหนึ่ง และทำการสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วด้วยหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ปริมาตร 6 cm^3 โดยใช้วิธีการแทนที่ (Substitution method) ในการศึกษานี้เลือกใช้ค่า Incident air kerma ที่ 10 mGy ในการสอบเทียบ โดยตั้งค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ที่ 70 kVp เนื่องจากมีค่า HVL เท่ากับ 2.90 mm Al ซึ่งเป็นช่วงการสอบเทียบที่แนะนำโดย IAEA Technical Reports Series No. 457[1]

ภาพที่ 1. Varian Acuity



A, Varian Acuity (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA).

B, Dose Ace glass dosimeter รุ่น GD-352M (Chiyoda Technol Corporation, Tokyo, Japan).

C, Dose Ace Reader รุ่น FGD-1000 (AGC Techno Glass Co, LTD, Shizuoka, Japan).

ในการทดสอบเพื่อให้วัดปริมาณรังสีได้อย่างถูกต้อง ได้นำอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วไปให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 70 °C เป็นเวลา 30 นาที ก่อนจะนำไปอ่านค่าด้วยเครื่องอ่านค่าปริมาณรังสี โดยในการอ่านค่านับวัด ทำการอ่านค่านับวัดซ้ำ 5 ครั้ง และหากต้องการลบสัญญาณจะทำการให้ความร้อนที่อุณหภูมิ 400 °C เป็นเวลา 60 นาที ซึ่งกำหนดให้การวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber เป็นการวัดอ้างอิงเพื่อเทียบกับอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว โดยหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ผ่านการสอบเทียบและรับรองโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ในช่วงค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ที่ 40 - 150 kVp ซึ่งครอบคลุมสำหรับการศึกษานี้ จากนั้นทำการทดสอบคุณลักษณะทั้งหมด 7 หัวข้อ ดังนี้

1) ความสม่ำเสมอ เพื่อวิเคราะห์ความสม่ำเสมอในการวัดค่าปริมาณรังสีของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วในชุดการผลิตเดียวกัน โดยใช้เครื่องฉายรังสีเร่งอนุภาคในการฉายรังสีเพื่อลดอิทธิพลการเกิด Heel effect โดยจัดตั้งอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว จำนวน 200 ตัว บน Solid water phantom หนา 30 cm ซึ่งมีแผ่น Bolus หนา 1 cm และ 1.5 cm วางอยู่ด้านล่างและด้านบนอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วตามลำดับ เพื่อลด Air gap effect กำหนดให้ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงกึ่งกลาง Dosimeter อยู่ที่ 100 cm ตั้งค่าปริมาณรังสี 5 MU ที่พลังงาน 6 MV และเปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 25 × 25 cm^2

2) ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ในการเป็นเชิงเส้นระหว่างปริมาณรังสีที่

อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ววัดได้ และปริมาณรังสีที่ฉายจริง ทำการทดสอบโดยจัดตั้งอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วไว้กึ่งกลางบนโฟมหนา 30 cm เปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 10 × 10 cm^2 ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงกึ่งกลาง Dosimeter อยู่ที่ 100 cm และตั้งค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ที่ 70 kVp ฉายรังสีที่ปริมาณรังสีตั้งแต่ 0.05, 0.1, 0.5, 1, 5, และ 10 mGy ตามลำดับ และทำการวัดปริมาณรังสีพื้นหลังร่วมด้วย แต่ละพารามิเตอร์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว จำนวน 10 ตัว

3) ความถูกต้อง เพื่อหาค่าร้อยละความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber และอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว โดยนำผลที่ได้จากการทดสอบความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีที่ปริมาณรังสีตั้งแต่ 0.05, 0.1, 0.5, 1, 5, และ 10 mGy มาเปรียบเทียบและหาค่าร้อยละความแตกต่างที่เกิดขึ้น

4) การตอบสนองต่อพลังงาน เพื่อทำการศึกษาการตอบสนองของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วที่มีต่อค่าพลังงานที่แตกต่างกัน ทำการทดสอบโดยจัดตั้งอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วไว้กึ่งกลางบนโฟมหนา 30 cm เปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 10 × 10 cm^2 ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงกึ่งกลาง Dosimeter อยู่ที่ 100 cm ฉายรังสีที่ปริมาณรังสี 10 mGy โดยตั้งค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ที่ 70, 80, 90, 100, 110, และ 120 kVp ตามลำดับ แต่ละพารามิเตอร์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว จำนวน 10 ตัว

5) ความสามารถในการทำซ้ำ เพื่อวิเคราะห์ความสามารถในการใช้งานซ้ำของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว ทำการทดสอบโดยจัดตั้งอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วไว้กึ่งกลางบนโฟมหนา 30 cm เปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 10 × 10 cm^2 ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงกึ่งกลาง Dosimeter อยู่ที่ 100 cm และตั้งค่าพารามิเตอร์ตามค่าที่ใช้ในการสอบเทียบ นั่นคือ ฉายรังสีที่ปริมาณรังสี 10 mGy ตั้งค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ที่ 70 kVp ใช้อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วทั้งหมด 100 ตัว โดยทำการแบ่งฉายรังสี 10 ครั้ง แต่ละครั้งใช้อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว จำนวน 10 ตัว

6) ความสามารถในการทำซ้ำของเครื่องอ่าน เพื่อวิเคราะห์จำนวนครั้งที่เหมาะสมในการอ่านค่าซ้ำของเครื่องอ่านค่าปริมาณรังสียี่ห้อ Dose Ace รุ่น FGD-1000 ทำการทดสอบโดยจัดตั้งอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว จำนวน 10 ตัว ไว้กึ่งกลางบนโฟมหนา 30 cm เปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 10 × 10 cm^2 ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงกึ่งกลาง Dosimeter อยู่ที่ 100 cm ฉายรังสีที่ปริมาณรังสี 10 mGy ตั้งค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ที่ 70 kVp จากนั้นอ่านค่านับวัดซ้ำ 10 ครั้ง เปรียบเทียบความแตกต่างของผลที่ได้เมื่อทำการอ่านค่าซ้ำที่ 3, 5, 7, และ 10 ครั้ง

7) ความสามารถในการทำซ้ำของแม็กกาซีน เพื่อวิเคราะห์ผลกระทบของการวางแม็กกาซีนเข้าเครื่องอ่านค่าปริมาณรังสีในแต่ละครั้งต่อค่าปริมาณรังสีที่วัดได้ ทำการทดสอบโดยจัดตั้งอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว จำนวน 10 ตัว ไว้กึ่งกลางบนโฟมหนา 30 cm เปิดพื้นที่ลำรังสีขนาด 10 × 10 cm^2 ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงกึ่งกลาง Dosimeter อยู่ที่ 100 cm ฉายรังสีที่ปริมาณรังสี 10 mGy ตั้งค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ที่ 70 kVp จากนั้นนำมาอ่านค่าโดยวางแม็กกาซีนซึ่งบรรจุอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วอยู่เข้าเครื่องอ่าน เมื่ออ่านเสร็จให้ยกออกและวางแม็กกาซีนกลับเข้าเครื่องใหม่เพื่ออ่านค่า ทำซ้ำทั้งหมด 10 ครั้ง

นอกจากนี้ยังมีการวิเคราะห์ค่าปริมาณรังสีที่น้อยที่สุดที่อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วสามารถวัดได้ (Minimum detectable dose, MDD)[9] ซึ่งคำนวณได้จากสมการที่ 1 ดังนี้

$$Minimum\ detectable\ dose\ (MDD) = \bar{B} + 3\sigma_B$$

(สมการที่ 1)

เมื่อ $\bar{B}$ คือ ค่าเฉลี่ยรังสีพื้นหลัง

σ_B คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานค่าเฉลี่ยรังสีพื้นหลัง

สำหรับค่าความไม่แน่นอนตาม IAEA Technical Reports Series No. 4571 สามารถวิเคราะห์ได้จากข้อมูลที่ได้ในแต่ละคุณลักษณะ โดยเริ่มจากการวิเคราะห์ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ยในแต่ละคุณลักษณะที่ทำการศึกษา ซึ่งคำนวณได้จากสมการที่ 2 ดังนี้

$$\sigma_{\bar{x}} = \frac{1}{\sqrt{N}}\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N(N-1)}\sum_{i=1}^{N}(x_i - \bar{x})^2}$$

(สมการที่ 2)

เมื่อ $\sigma_{\bar{x}}$ คือ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าเฉลี่ย

N คือ จำนวนข้อมูล

อีกทั้งยังมีการคำนวณหาค่าความไม่แน่นอนรวม (Combined uncertainty, u_c) จากสมการที่ 3 ดังนี้

$$u_c = \sqrt{u_A^2 + u_B^2}$$

(สมการที่ 3)

เมื่อ u_c คือ ค่าความไม่แน่นอนรวม
u_A คือ ค่าความไม่แน่นอนชนิด A
u_B คือ ค่าความไม่แน่นอนชนิด B

นำไปสู่การคำนวณหาค่าความไม่แน่นอนขยาย (Expanded uncertainty, U) จากสมการที่ 4 ดังนี้

$$U = ku_c$$

(สมการที่ 4)

เมื่อ U คือ ค่าความไม่แน่นอนขยาย
k คือ ตัวประกอบครอบคลุม ซึ่งมีค่าเท่ากับ 2 บ่งบอกถึงระดับความเชื่อมั่นที่ 95%
u_c คือ ค่าความไม่แน่นอนรวม

ผลการศึกษา

จากการทดสอบคุณลักษณะทั้งหมด 7 หัวข้อ พบว่าผลการทดสอบในแต่ละหัวข้อ ดังนี้

1) ความสม่ำเสมอ จากการเก็บข้อมูลอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วทั้งหมด 200 ตัว พบว่า สัญญาณค่านับวัดที่อ่านได้มีความสม่ำเสมอ มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1.20 มีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 2.20 และได้ค่า Relative response อยู่ระหว่าง 0.91 - 1.08 (ภาพที่ 2)

2) ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีที่ดีเมื่อฉายรังสีในช่วง 0 - 10 mGy โดยมีค่า $R^2 = 1$ และมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 2.45 (ภาพที่ 3)

3) ความถูกต้อง พบว่า สัญญาณค่านับวัดโดยเฉลี่ยของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีความถูกต้องสูงเมื่อฉายรังสีในช่วง 0.5 - 10 mGy โดยมีร้อยละความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีชนิด Ionization chamber และสัญญาณค่านับวัดอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วเท่ากับ 3.15 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.41 และค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 13.04 ในขณะที่ความถูกต้องของปริมาณรังสีที่อ่านได้ลดลงเมื่อฉายรังสีในช่วง 0.01 - 0.1 mGy โดยมีร้อยละความแตกต่างเท่ากับ 20.41 และ 8.60 ตามลำดับ

4) การตอบสนองต่อพลังงาน พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วขึ้นกับพลังงานต่ำ โดยเมื่อฉายรังสีที่ปริมาณรังสี 10 mGy ที่ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ต่างกันในช่วง 70 - 120 kVp มีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 1.28 โดยมี Relative response อยู่ระหว่าง 1.00 - 1.04 เมื่อเทียบที่ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ 70 kVp (ตารางที่ 1)

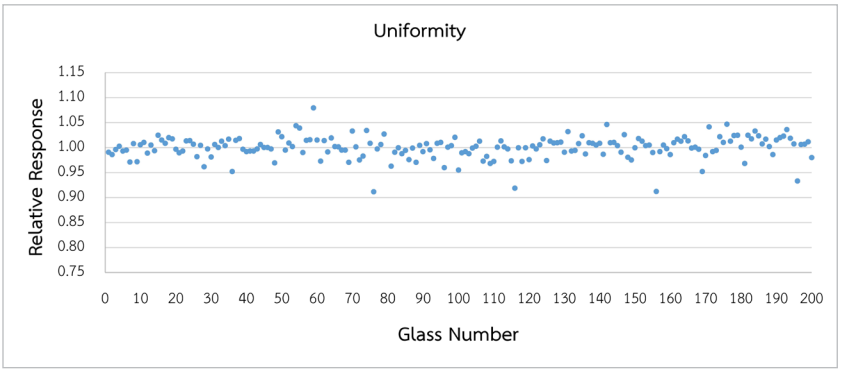
5) ความสามารถในการทำซ้ำ พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีความสามารถในการทำซ้ำได้ดี โดยอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วแต่ละกลุ่มอ่านสัญญาณมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 1.31 โดยมี Relative response อยู่ระหว่าง 0.98 - 1.02 (ภาพที่ 4)

6) ความสามารถในการทำซ้ำของเครื่องอ่าน พบว่าเมื่อเครื่องอ่านค่านับวัดซ้ำที่ 3, 5, 7, และ 10 ครั้ง มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 0.01 อย่างไรก็ตาม ไม่แนะนำให้อ่านค่านับวัดซ้ำที่ 7 และ 10 ครั้ง เนื่องจากใช้ระยะเวลาในการอ่านที่นานกว่าและมีภาพรวมของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานที่สูงกว่าเมื่อเทียบกับที่ 3 ครั้ง และ 5 ครั้ง ในขณะเดียวกันพบว่าการอ่านค่าซ้ำที่ 3 ครั้ง และ 5 ครั้ง ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้น การศึกษานี้จึงได้จำนวนครั้งที่เหมาะสมที่สุดในการอ่านค่าซ้ำของเครื่องอ่านค่าปริมาณรังสี เท่ากับ 5 ครั้ง ตามคำแนะนำจากทางบริษัทผู้ผลิต

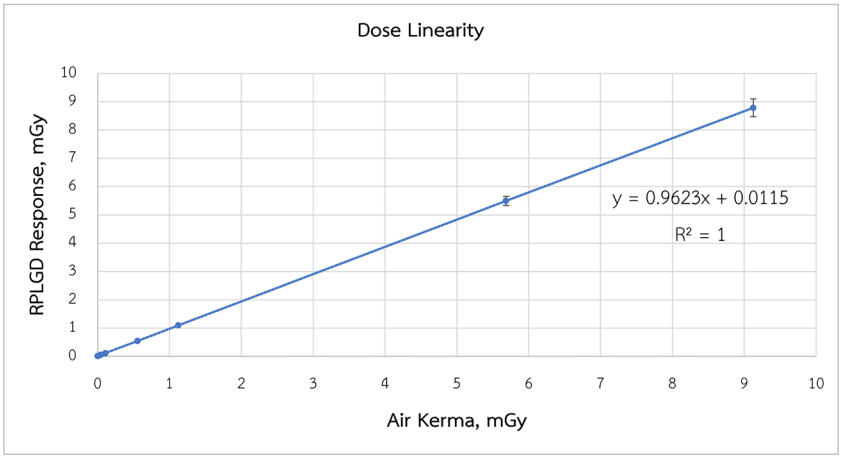
7) ความสามารถในการทำซ้ำของแม็กกาซีน พบว่าแม็กกาซีนมีความสามารถในการทำซ้ำได้ดีมาก โดยมีสัญญาณค่านับวัดโดยเฉลี่ยของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วเมื่อทำการใส่เข้าและถอดออกทั้งหมด 10 ครั้ง มีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 0.25 และมีค่า Relative response ประมาณ 1.00

นอกจากนี้ จากการคำนวณหาค่าปริมาณรังสีที่น้อยที่สุดที่อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วสามารถวัดได้ได้ผลลัพธ์ออกมาเท่ากับ 0.01 mGy และยังพบว่าอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีค่าความไม่แน่นอนรวมเท่ากับร้อยละ 1.91 และค่าความไม่แน่นอนขยายเท่ากับร้อยละ 3.83 (ตารางที่ 2)

ภาพที่ 2. ความสม่ำเสมอของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว รุ่น GD-352M ที่พลังงาน 6 MV

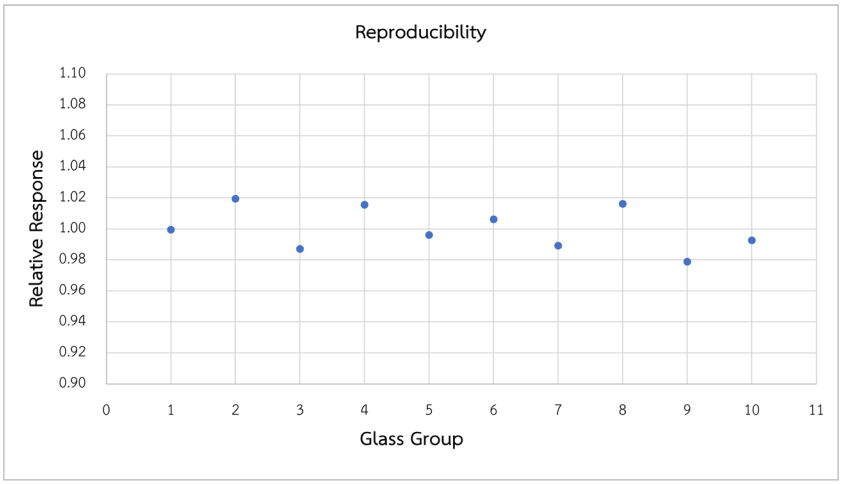


ภาพที่ 3. ความเป็นเชิงเส้นของของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว รุ่น GD-352M



Abbreviation: RPLGD, Radiophotoluminescence glass dosimeter.

ภาพที่ 4. ความสามารถในการทำซ้ำของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว รุ่น GD-352M



ตารางที่ 1. ค่า Relative Response เมื่อเทียบที่ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ 70 kVp

kVp	Relative Response to 70 kVp
70	1.000 ± 0.019
80	1.025 ± 0.017
90	1.024 ± 0.024
100	1.040 ± 0.016
110	1.029 ± 0.039
120	1.038 ± 0.031

ตารางที่ 2. ค่าความไม่แน่นอนของคุณลักษณะที่ศึกษา

Source	Uncertainty, %
N_k calibration of the user dosimeter at the standard laboratory	1.90
Uniformity	0.09
Dose linearity	0.03
Accuracy	0.21
Energy response	0.05
Reproducibility	0.04
Reader reproducibility	0.00
Magazine positioning reproducibility	0.01
Relative combined uncertainty (k = 1)	1.91
Relative expanded uncertainty (k = 2)	3.83

Abbreviation: N_k, calibration coefficient.

อภิปรายผล

จากการศึกษาคุณลักษณะต่าง ๆ ของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว รุ่น GD-352M ทั้งหมด 200 ตัว พบว่า เมื่อวัดปริมาณรังสีโฟตอนพลังงานต่ำ อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีค่าความไม่แน่นอนขยายเท่ากับร้อยละ 3.83 ซึ่งได้มาจากการรวมกันของค่าความไม่แน่นอนประเภท A (Type A uncertainties) ได้แก่ คุณลักษณะต่าง ๆ ที่ได้ทำการทดสอบ และค่าความไม่แน่นอนประเภท B (Type B uncertainties) ได้แก่ ค่า Calibration coefficient ของ Ionization chamber โดยค่าความไม่แน่นอนของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วที่เกิดขึ้นเหล่านี้ล้วนส่งผลต่อการวัดปริมาณรังสี ทำให้ค่าที่วัดได้ต่างไปจากความเป็นจริง ซึ่งในการทดสอบแต่ละคุณลักษณะได้แสดงให้เห็นถึงปัจจัยเหล่านั้น ดังนี้

1) ความสม่ำเสมอ จากการศึกษาพบว่า สัญญาณค่านับวัดที่อ่านได้มีความสม่ำเสมอ โดยมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 1.20 ค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 2.20 และมีค่า Relative response แตกต่างกันอยู่ในช่วง ±10% โดยมีค่า Relative response ต่ำสุดคือ 0.91 และค่าสูงสุดคือ 1.08 อย่างไรก็ตาม สามารถเพิ่มความถูกต้องในการวัดปริมาณรังสีได้โดยการนำค่าที่ได้ไปแก้ค่านับวัดของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วแต่ละตัว นอกจากนี้ การศึกษานี้ไม่ได้ใช้รังสีโฟตอนพลังงานต่ำเพื่อฉายรังสี เนื่องจากการใช้เครื่องจำลองการรักษา ยี่ห้อ Varian รุ่น Acuity ในการฉายรังสีทำให้เกิดอิทธิพลของ Heel effect ส่งผลให้ความเข้มของลำรังสีที่ปล่อยออกมามีค่าไม่สม่ำเสมอ อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วตัวที่วางอยู่ใกล้ฝั่งแอโนด (Anode) จึงได้รับรังสีที่มีความเข้มน้อยกว่าอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วที่วางอยู่ใกล้ฝั่งแคโทด (Cathode) ทำให้ไม่สามารถประเมินความสามารถของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วโดยตรงได้ เพื่อลดปัจจัยที่อาจส่งผลต่อค่าที่ต้องการศึกษา จึงได้เลือกใช้เครื่องฉายรังสีเร่งอนุภาค (Linear accelerator) ยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam ทดแทน เนื่องจากหลักการทำงานภายในเครื่องสามารถเร่งอนุภาคอิเล็กตรอนไปชน X-ray target เพื่อผลิตรังสีเอกซ์ออกมาได้ และยังมีตัวกรองปรับเรียบ (Flattening filter) ที่ช่วยทำให้รังสีที่ปล่อยออกมามีความสม่ำเสมอและลดอิทธิพลของ Heel effect ลงไปได้ โดยทำการตั้งค่าการฉายรังสีที่ปริมาณรังสี 5 MU และพลังงาน 6 MV ซึ่งเป็นพลังงานที่ต่ำที่สุด การศึกษานี้พบว่าค่าความไม่แน่นอนที่ได้มีค่าน้อยกว่ารายงานการศึกษาของ Kim และคณะ[7] ซึ่งได้กล่าวถึงค่าความไม่แน่นอนในด้านของคุณลักษณะความสม่ำเสมอจากการนำค่าที่ทางโรงงานผู้ผลิตกำหนดให้มีค่าเท่ากับร้อยละ 1.15 ซึ่งจัดเป็นความไม่แน่นอนประเภท B

2) ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีที่ดีมากเมื่อฉายรังสีในช่วง 0 - 10 mGy โดยมีค่า $R^2 = 1$ จากผลการทดสอบที่ได้มีความสอดคล้องกับรายงานการศึกษาของ Manninen และคณะ[6] ที่ได้ผลลัพธ์ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีออกมาอยู่ในช่วง 0.02 - 11 mGy ขณะที่

รายงานการศึกษาของ Kim และคณะ[7] ทำการทดสอบและได้ผลลัพธ์ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีออกมาอยู่ในช่วง 5 - 10,000 mGy จะเห็นได้ว่าแม้ช่วงปริมาณรังสีที่ใช้ในการทดสอบแตกต่างกัน แต่ในช่วงที่คาบเกี่ยวกันนั้นอุปกรณ์วัดรังสียังแสดงความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีได้ดีดังที่ได้ทำการทดลองเช่นกัน จึงกล่าวได้ว่าในงานรังสีวินิจฉัยซึ่งใช้รังสีโฟตอนพลังงานต่ำ อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วสามารถแสดงความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีที่ดี

3) **ความถูกต้อง** พบว่า สัญญาณค่านับวัดโดยเฉลี่ยของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีความถูกต้องสูงเมื่อฉายรังสีในช่วง 0.5 - 10 mGy ขณะที่ความถูกต้องของปริมาณรังสีที่อ่านได้ลดลงเมื่อฉายรังสีในช่วง 0.01 - 0.1 mGy จะเห็นได้ว่ายิ่งปริมาณรังสีที่ฉายต่ำลง ความแตกต่างระหว่างค่าที่แท้จริงและค่าที่วัดได้จะเพิ่มสูงขึ้น ถึงแม้ว่าอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว รุ่น GD-352M จะสามารถวัดปริมาณรังสีที่มากกว่า 0.01 mGy แต่การวัดปริมาณรังสีที่ต่ำมาก อาจมีปัจจัยอื่นเข้ามารบกวนได้ เช่น ปริมาณรังสีพื้นหลัง ส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนในการวัด ดังนั้น คณะผู้วิจัยจึงเลือกใช้ค่าความไม่แน่นอนที่ได้จากช่วง 0.5 - 10 mGy ซึ่งเป็นช่วงที่เพียงพอต่อการใช้งานที่นิยมในงานรังสีวินิจฉัย

4) **การตอบสนองต่อพลังงาน** พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วขึ้นกับพลังงานต่ำ เมื่อฉายรังสีที่ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ต่างกันในช่วง 70 - 120 kVp (หรือ 33 - 44 keV ซึ่งได้จากการแทนค่า HVL ที่ทราบในแต่ละค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ในสมการโพลีโนเมียลที่ได้จากตารางแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า HVL และพลังงานของรังสีโฟตอน[10]) สอดคล้องกับรายงานการศึกษาของ Kim และคณะ[7] และ Manninen และคณะ[6] ซึ่งกล่าวว่า อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว รุ่น GD-352M สามารถวัดปริมาณรังสีเอกซ์ซึ่งมีพลังงานต่ำกว่า 100 keV และได้ค่าไม่ผิดเพี้ยน แต่เมื่อค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ที่ใช้น้อยกว่าหรือเท่ากับ 40 kVp ความคลาดเคลื่อนจะเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากวัสดุที่ใช้ในการผลิตอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว รุ่น GD-352M มีความหนาแน่น 2.61 g/cm^3 และมีเลขอะตอมที่มากกว่า Biological tissues จึงทำให้เกิด Photoelectric absorption ส่งผลทำให้เกิดการ Over-response ในช่วงพลังงานต่ำ ดังนั้น Tin filter จึงช่วย Compensate พลังงานทำให้สามารถวัดรังสีช่วงพลังงานต่ำได้ อย่างไรก็ตาม เนื่องจาก Tin filter มีค่า K-absorption edge (K-edge) เท่ากับ 29.1 keV ดังนั้นที่พลังงานต่ำ ๆ จึงเกิดการเพิ่มขึ้นของค่าสัมประสิทธิ์การดูดกลืน ส่งผลให้การตอบสนองต่อพลังงานลดลงและค่าที่ได้ไม่น่าเชื่อถือ

5) **ความสามารถในการทำซ้ำ** พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีความสามารถในการทำซ้ำได้ดี โดยมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 1.31 และมีค่าความไม่แน่นอนเท่ากับร้อยละ 0.04 โดยในการทดลองอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วแต่ละกลุ่มถูกนำค่ามาเปรียบเทียบแทนการนำอุปกรณ์กลุ่มเดิมไปล้างสัญญาณค่านับวัดแล้วนำมาใช้ซ้ำ เนื่องจากอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วทั้งหมดได้รับการทดสอบแล้วว่ามีความสม่ำเสมอ ดังนั้นจึงอาจกล่าวได้ว่าอุปกรณ์ทุกตัวสามารถใช้ทดแทนกันได้และสามารถนำไปใช้งานได้เหมือนกันทุกประการ โดยผลการทดสอบที่ได้มีความสอดคล้องกับรายงานการศึกษาของ Kim และคณะ[7] และ Manninen และคณะ[6] กล่าวคือ มีความสามารถในการทำซ้ำที่ดี อย่างไรก็ตาม ผลลัพธ์ในการศึกษานี้มีค่าน้อยกว่างานวิจัยข้างต้น ซึ่งมีค่าความไม่แน่นอนเท่ากับร้อยละ 0.47 และค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 4.9

6) **ความสามารถในการทำซ้ำของเครื่องอ่าน** จากการศึกษาพบว่า ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานเมื่ออ่านค่าซ้ำที่ 3, 5, 7, และ 10 ครั้ง มีค่าประมาณ 0.01 ทั้งนี้ จากผลลัพธ์ไม่แนะนำให้อ่านค่าซ้ำที่ 7 หรือ 10 ครั้ง เนื่องจากมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานและใช้ระยะเวลาในการอ่านมากกว่าเมื่อเทียบกับการอ่านค่าซ้ำที่ 3 และ 5 ครั้ง ซึ่งค่าที่ได้น่าเชื่อถือมากกว่า อย่างไรก็ตาม ด้วยเหตุผลทางสถิติพบว่า การอ่านค่าซ้ำที่ 3 และ 5 ครั้ง ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ จึงแนะนำให้อ่านค่าซ้ำ 5 ครั้ง ตามคำแนะนำจากทางบริษัทผู้ผลิต และเนื่องจากคุณลักษณะนี้มีค่าความไม่แน่นอนเท่ากับร้อยละ 0.00 จึงถือเป็นคุณลักษณะที่ส่งผลต่อการวัดปริมาณรังสีน้อยที่สุด โดยเหตุผลหนึ่งของการที่เครื่องอ่านสามารถอ่านค่าซ้ำได้อย่างถูกต้องเนื่องจากกระบวนการอ่านค่ามีการใช้ Pulsed UV laser ในการกระตุ้น ทำให้สามารถควบคุมตำแหน่งของเลเซอร์ได้อย่างแม่นยำ และทำให้สามารถอ่านค่าซ้ำได้ถูกต้อง

7) ความสามารถในการทำซ้ำของแม็กกาซีน พบว่าแม็กกาซีนมีความสามารถในการทำซ้ำได้ดีมาก โดยมีค่าความไม่แน่นอนเท่ากับร้อยละ 0.01 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าตำแหน่งในการจัดวางแม็กกาซีนเข้าเครื่องอ่านได้ถูกออกแบบมาให้สามารถทำซ้ำ ๆ ได้ โดยที่ไม่ส่งผลต่อสัญญาณของค่านับวัดที่อ่านได้

นอกเหนือจากคุณลักษณะต่างๆที่ได้กล่าวไปข้างต้น ยังมีอีกคุณลักษณะที่สำคัญสำหรับอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว ได้แก่ การเลือนหายของสัญญาณ ซึ่งเป็นการศึกษาเพื่อทำการติดตามการเปลี่ยนแปลงของสัญญาณเมื่อระยะเวลาผ่านไปหลังจากการฉายรังสี โดยรายงานการศึกษาของ Manninen และคณะ[6] พบว่าที่ช่วงปริมาณรังสี 7 - 15 mGy อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วรุ่น GD-352M มีการเลือนหายของสัญญาณเพียงเล็กน้อยเท่านั้น โดยมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนร้อยละ 0.7 นอกจากนี้ รายงานการศึกษาของ Wesolowska และคณะ[11] พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีการเลือนหายของสัญญาณร้อยละ 0.4 ภายหลังการฉายรังสีเป็นระยะเวลา 100 วัน อย่างไรก็ตาม หากอ่านค่าอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วภายในระยะเวลา 2 สัปดาห์ ภายหลังการฉายรังสี ไม่จำเป็นต้องใช้ค่าแก้การเลือนหายของสัญญาณ ดังนั้นในการศึกษานี้จึงไม่ได้ทำการแก้ค่าการเลือนหายของสัญญาณที่ได้ในแต่ละคุณลักษณะ

อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้ยังมีข้อจำกัดบางประการ โดยพบว่า มีการใช้เครื่องเร่งอนุภาคในการฉายรังสีสำหรับการศึกษาคุณลักษณะด้านความสม่ำเสมอของอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้ว เนื่องจากต้องการลดอิทธิพลของ Heel effect ซึ่งส่งผลให้ความเข้มของลำรังสีที่ปล่อยออกมามีค่าไม่สม่ำเสมอ โดยตั้งค่าปริมาณรังสี 5 MU ที่พลังงาน 6 MV ซึ่งเป็นพลังงานที่สูง และไม่ได้ใช้ในทางรังสีวินิจฉัย

สรุปผล

อุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วมีความสม่ำเสมอในการวัดปริมาณรังสี มีความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีที่ดี มีความถูกต้องในการวัดโดยขึ้นกับพลังงานต่ำ และมีความสามารถในการทำซ้ำที่ดี อีกทั้งเครื่องอ่านและแม็กกาซีนยังมีความสามารถในการทำซ้ำที่ดีเช่นกัน จากคุณลักษณะต่าง ๆ ที่ได้ศึกษานี้พบว่า สามารถนำอุปกรณ์วัดรังสีแบบแก้วไปใช้วัดปริมาณรังสีโฟตอนพลังงานต่ำที่ในช่วง 33 - 44 keV ในงานด้านรังสีวินิจฉัยได้อย่างถูกต้องเหมาะสม

ข้อมูลบทความ

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษานี้ได้รับการเอื้อเฟื้อสถานที่และเครื่องมือต่าง ๆ จากคณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย และสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย คณะผู้วิจัยขอขอบคุณเป็นอย่างสูงไว้ ณ โอกาสนี้

จริยธรรมการวิจัย

การศึกษานี้ไม่เกี่ยวข้องและไม่มีการใช้ข้อมูลของมนุษย์ ภายใต้การรับรองจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย เลขที่ IRB0893/66 เมื่อวันที่ 26 ธันวาคม พ.ศ. 2566

แหล่งทุนสนับสนุน

การศึกษานี้ไม่ได้รับทุนสนับสนุนวิจัยจากแหล่งทุนใด

ผลประโยชน์ทับซ้อน

คณะผู้วิจัยขอยืนยันว่าการศึกษานี้ไม่มีผลประโยชน์ทับซ้อนใด ๆ

Copyright © 2024 by the Authors
Licensee Ramathibodi Medical Journal.
This article is licensed under the Creative Commons Attribution (CC BY-NC-ND) License.

References

1. International Atomic Energy Agency. *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.* Technical Reports Series No. 457. International Atomic Energy Agency; 2007. Accessed April 17, 2024. https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/TRS457_web.pdf
2. Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID

Ng KH, eds. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students.* International Atomic Energy Agency; 2014. Accessed April 17, 2024. https://www-pub.iaea.org/mtcd/publications/pdf/pub1564webnew-74666420.pdf

3. Huang DYC, Hsu SM. Radio-Photoluminescence Glass Dosimeter (RPLGD). In: Gali-Muhtasib H, ed. *Advances in Cancer Therapy.* IntechOpen; 2011:553-568. doi:10.5772/23710
4. Wannawikorn D, Potup P, Utitsarn K, Sookpeng S. The study of characteristic of optically stimulated luminescence NanoDot dosimeter for 6 megavoltage x-ray energy in radiotherapy. *Journal of Thai Association of Radiation Oncology.* 2020;26(2):14-29.
5. Bajaj NS, Palan CB, Chopra V, Dhoble SJ. An introduction to radio-photoluminescence and scintillation for dosimetric applications. In: Dhoble SJ, Chopra V, Nayar V, Kitis G, Poelman D, Swart HC, eds. *Radiation Dosimetry Phosphors: Synthesis, Mechanisms, Properties and Analysis.* Woodhead Publishing; 2022:431-454.
6. Manninen AL, Koivula A, Nieminen MT. The applicability of radiophotoluminescence dosemeter (RPLD) for measuring medical radiation (MR) doses. *Radiat Prot Dosimetry.* 2012; 151(1):1-9. doi:10.1093/rpd/ncr463
7. Kim JS, Park BR, Yoo J, et al. Measurement uncertainty analysis of radiophotoluminescent glass dosimeter reader system based on GD-352M for estimation of protection quantity. *Nucl Eng Technol.* 2022;54(2):479-485. doi:10.1016/j.net.2021.08.016
8. Hsu SM, Yang HW, Yeh TC, et al. Synthesis and physical characteristics of radiophoto-luminescent glass dosimeters. *Radiat Meas.* 2007;42(4-5): 621-624. doi:10.1016/j.radmeas.2007.01.053
9. Furetta C, Prokic M, Salamon R, Kitis G. Dosimetric characterisation of a new production of MgB4O7: Dy,Na thermoluminescent material. *Appl Radiat Isot.* 2000;52(2): 243-250. doi:10.1016/s0969-8043(99)00124-4
10. Cohen M. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. General introduction. *Br J Radiol.* 1972;11:8-17.
11. Wesolowska P, Cole A, Santos T, Bokulic T, Kazantsev P, Izewska J. Characterization of three solid state dosimetry systems for use in high energy photon dosimetry audits in radiotherapy. *Radiat Meas.* 2017;106:556-562. doi:10.1016/j.radmeas.2017.04.017