

การพัฒนาหุ่นจำลองสำหรับประเมินปริมาณรังสีและตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม-192 ในทางรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง

Development of ^{192}Ir HDR brachytherapy phantom for dosimetric verification and source positioning accuracy

เจฏภัทร ธาราทรัพย์¹, เนศรา พัฒนพันธ์², ศักดา กิ่งแก้ว³, ลักณา อภิปัญญาโสภณ⁴

¹ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

²แผนกรังสีวิทยา โรงพยาบาลสมิติเวช สุขุมวิท

³สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

⁴ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

ลักณา อภิปัญญาโสภณ

ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

154 ถนนพระราม 1 แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย

อีเมล: l.apipanyasophon@gmail.com

Jettapat Tarasub¹, Nesara Pattanaphan², Sakda Kingkaew³, Lukkana Apipanyasophon⁴

¹*Division of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital*

²*Radiology Department, Samitivej Sukhumvit Hospital*

³*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital*

⁴*Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University*

Corresponding author:

Lukkana Apipanyasophon

⁴*Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University*

154 Rama 1 Rd., Pathumwan, Bangkok 10330, Thailand

Email: l.apipanyasophon@gmail.com

Submitted : Jun 11, 2021

Revised : Jul 22, 2021

Accepted : Aug 1, 2021

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: รังสีรักษาระยะใกล้ เป็นวิธีการรักษาที่ต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายในร่างกายใกล้ตำแหน่งรอยโรค เพื่อให้ปริมาณรังสีสูงที่อวัยวะเป้าหมาย ขณะที่อวัยวะสำคัญได้รับปริมาณรังสีน้อย จากการเปลี่ยนแปลงการกระจายรังสีต่อระยะทางอย่างรวดเร็วจึงมีความเสี่ยงต่อการเกิดความผิดพลาด ดังนั้นการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจสอบปริมาณรังสีที่นำส่งและความถูกต้องของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีจึงมีความสำคัญ

วัตถุประสงค์: พัฒนาหุ่นจำลองต้นแบบสำหรับตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 พร้อมกับประเมินปริมาณรังสีที่นำส่งในงานรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง

วัสดุและวิธีการ: ออกแบบหุ่นจำลองบนแอปพลิเคชัน Shapr3D และขึ้นรูปด้วยแผ่นอะคริลิกขนาด 30x30x5 ลูกบาศก์เซนติเมตร ภายในหุ่นจำลองประกอบด้วย ช่องบรรจุอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีแบบเข็มหัวแหลม แผ่นวัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงแสง (Optically stimulated luminescence dosimeter; OSLD) และฟิล์มภาพโครมิก พร้อมสเกลระบุตำแหน่ง เก็บภาพหุ่นจำลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ กำหนดแผนการรักษาทดสอบและตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสี ยี่ห้อ Elekta รุ่น Flexitron ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Oncentra ประเมินตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและปริมาณรังสีด้วยฟิล์มภาพโครมิกและแผ่น OSLD ตามลำดับ

ผลการศึกษา: หุ่นจำลองที่ขึ้นรูปตามแบบมีค่าเฉลี่ยเลขชี้ที่เท่ากับ 149.86 ± 3.89 HU เมื่อนำมาใช้ตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ร่วมกับฟิล์มภาพโครมิกพบความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายใน ± 1 มิลลิเมตร โดยพบความแตกต่างเฉลี่ยของปริมาณรังสีจากการวัดด้วยแผ่น OSLD กับการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเท่ากับ 4.40 ± 2.51 เปรี่เซ็นต์

ข้อสรุป: หุ่นจำลองที่ขึ้นรูปสามารถนำมาใช้เป็นอุปกรณ์ตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 พร้อมกับประเมินปริมาณรังสีในการควบคุมคุณภาพประจำวันของเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีได้

คำสำคัญ: รังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง/ระบบลำเลียงต้นกำเนิดรังสีอัตโนมัติแบบทางไกล/หัววัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงแสง/ฟิล์มภาพโครมิก

Abstract

Backgrounds: Brachytherapy is a treatment method in which an encapsulated radioactive source placed at short distance from the tumor to deliver the high radiation dose to the target while sparing normal tissues. Due to its steep dose gradient, the lack of proper monitoring system has led to treatment delivery errors. Therefore, the development of device for verifying the dose delivery and the source position accuracy is essential.

Objective: The main objective of this study was to develop a prototype phantom for dosimetric measurement and source positioning check in ^{192}Ir high dose-rate (HDR) brachytherapy treatment.

Materials and Methods: The phantom size of 30x30x5 cm3 was designed on shapr3D application and built from acrylic material. It was composed of a single channel for source placement via needle applicator, 20 slots for holding the Optically stimulated luminescence dosimeter (OSLD),

and a single slot for placing the film. The computed tomography of our phantom was acquired and imported into the Oncentra treatment planning system (TPS). The test plan was created and delivered into the phantom using the Flexitron HDR afterloader. The source dwell position and calculate absorbed dose was investigated by the Gafchromic EBT3 film and nanoDots OSLD, respectively.

Results: The phantom was rigid and simple enough to be used for dosimetric measurement with OSLD and assessing the source dwell position with Gafchromic film. The average CT number of the phantom was equal to 149.86 ± 3.89 HU. The deviations of the source position were observed to be within ± 1 mm. The average difference in point dose between the OSLD measurement and TPS calculation was $4.40 \pm 2.51\%$.

Conclusion: Our phantom can be used as a routinely checking tool for assessing the source position and the delivered dose in the quality control procedure of ^{192}Ir brachytherapy unit.

Keywords: High dose rate brachytherapy/ Remote after-loading system/ Optically stimulated luminescence dosimeter/ Gafchromic film

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R43-R59

บทนำ

เทคนิครังสีรักษาระยะใกล้ คือการรักษาที่แหล่งกำเนิดรังสีอยู่ภายในร่างกายผู้ป่วยหรือใกล้กับตำแหน่งรอยโรค^[1] ตัวอย่างเช่น การรักษามะเร็งเยื่อบุโพรงมดลูก (Endometrial cancer) โดยให้ปริมาณรังสีในตำแหน่งที่กำหนด 600-800 เซนติเกรย์ต่อครั้ง จำนวน 4-6 ครั้ง^[2] ปัจจุบันเทคนิครังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูงกว่า 12 เกรย์ต่อชั่วโมง (High dose rate brachytherapy; HDR-BT) นิยมใช้ธาตุกัมมันตรังสีอิริเดียม 192 เป็นต้นกำเนิดเนื่องจากมีขนาดเล็ก สลายตัวให้รังสีแกมมาพลังงานเฉลี่ย 380 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (keV) มีค่าความแรงรังสีจำเพาะ (Specific activity) สูง และค่าครึ่งชีวิต 73.8 วัน^[2, 3] เมื่อวางต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 แนบชิดกับรอยโรคจะให้การเปลี่ยนแปลงการกระจายรังสีต่อระยะทางอย่างรวดเร็ว (High dose gradient) โดยจำกัดการกระจายรังสีภายในรอยโรคเป้าหมายได้ดีกว่าเมื่อเทียบกับการรักษา

ด้วยการให้รังสีจากภายนอก (Teletherapy หรือ External Beam Radiotherapy; EBRT) ดังนั้นความถูกต้องแม่นยำของตำแหน่งการเคลื่อนที่ต้นกำเนิดรังสี (Dwell position) เวลาที่ต้นกำเนิดรังสีคงค้างอยู่ในแต่ละตำแหน่ง (Dwell time) จากการกำหนดโดยระบบลำเลียงต้นกำเนิดรังสีอัตโนมัติแบบทางไกล (Remote after-loading system)^[4] และความถูกต้องของแผนการรักษาที่คำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (Computerized treatment planning system; TPS) จึงเป็นสิ่งสำคัญ

เนื่องจากการเกิด High dose gradient รอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและกระบวนการหลากหลายขั้นตอนในการรักษาด้วยเทคนิครังสีรักษาระยะใกล้ จึงมีความเสี่ยงต่อการเกิดความผิดพลาดและอุบัติการณ์ทางคลินิกซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อผู้ป่วยโดยไม่สามารถสังเกตพบ ปัจจุบันการตรวจสอบการนำส่งแผนการรักษายังไม่ถูกกำหนด

รวมอยู่ในการควบคุมคุณภาพประจำวันในงานรังสีรักษาระยะใกล้ ดังนั้นการพัฒนาระบบตรวจสอบและการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองหรือในร่างกาย (In-vivo dosimetry; IVD) จึงเป็นสิ่งจำเป็น จากงานวิจัยของ Gabriel PF และคณะ^[5] พบว่า ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีจากแผนการรักษาและการวัดในหุ่นจำลองเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ ตัวอย่างเช่น การนำส่งต้นกำเนิดรังสีผิดตำแหน่ง เวลาคงค้างของต้นกำเนิดรังสีในแต่ละตำแหน่งผิดไป รวมถึงความไม่แน่นอนที่เกิดจากหัววัดรังสีและการวางตำแหน่งหัววัดรังสี เป็นต้น

การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการเคลื่อนที่และเวลาที่ต้นกำเนิดรังสีคงค้างในแต่ละตำแหน่ง เป็นส่วนหนึ่งของการควบคุมคุณภาพประจำวันก่อนเริ่มการรักษาผู้ป่วย นิยมใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า Source position check ruler ตรวจสอบความถูกต้องในการเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี^[6] อย่างไรก็ตามอุปกรณ์ดังกล่าวใช้ตรวจสอบได้เฉพาะกับท่อส่งผ่านต้นกำเนิดรังสี (Transfer tube) เพียงบางชนิด^[7] จำเพาะตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีในการทดสอบ รวมถึงต้องอาศัยประสบการณ์ในการประเมินตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีด้วยตาเปล่า โดยไม่อาจทราบถึงการกระจายรังสีที่เกิดขึ้นรอบต้นกำเนิดรังสีในตำแหน่งที่นำส่งไปได้ จากการศึกษาของ Aldelajjan S และคณะ^[8] พบว่า ฟิล์มภาพโครมิกสามารถนำมาใช้ติดตามตำแหน่งการส่งผ่านต้นกำเนิดรังสีและประเมินผลกระทบที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนตำแหน่งได้

โดยทั่วไปการกระจายรังสีรอบต้นกำเนิดในงานรังสีรักษาระยะใกล้ได้จากการคำนวณผลที่เกิดขึ้นในตัวกลางน้ำ ตามสมการที่นำเสนอโดย American Association of Physicists Task Group no.43 (AAPM TG-43)^[9-11] เนื่องจากร่างกายมนุษย์ประกอบด้วยตัวกลางที่มีความหนาแน่นต่างกัน ส่งผลให้การคำนวณปริมาณรังสีตาม AAPM TG-43 ให้ผลคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงในบางสถานะ ดังนั้นจึงมีการนำหัววัดรังสีหลากหลายชนิดเช่น ฟิล์มวัดรังสี ชนิด Radiochromic^[12-13] หัววัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงความร้อน (Thermoluminescence dosimeter;

TLD)^[14-15] และหัววัดรังสีชนิดสารกึ่งตัวนำ (Diode)^[16] เป็นต้น มาใช้ในการประเมินปริมาณรังสี อย่างไรก็ตามหัววัดรังสีดังกล่าวมีข้อจำกัดจากกระบวนการวัดที่ซับซ้อนใช้อุปกรณ์ประกอบหลากหลาย เวลาในการประเมินผลนาน และไม่สามารถนำกลับมาใช้ใหม่ได้ จากการศึกษาของ Jursinic PA^[17] พบว่า หัววัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงแสง (Optically stimulated luminescent dosimeter; OSLD) ที่ทำจากผลึกอลูมิเนียมออกไซด์เจือด้วยคาร์บอน (Al₂O₃:C) จะปลดปล่อยแสงเรืองที่มีความยาวคลื่น 420 นาโนเมตร เมื่อถูกกระตุ้นด้วยแสงที่มีความยาวคลื่น 540 นาโนเมตร ภายหลังได้รับรังสีสามารถนำแผ่น OSLD มาอ่านค่าซ้ำได้หลายครั้ง เมื่อผ่านการปรับเทียบให้ความถูกต้องแม่นยำในการวัดที่ระดับ 0.5 เปอร์เซ็นต์ โดยไม่ขึ้นกับพลังงานและชนิดของรังสีสามารถนำมาใช้วัดปริมาณรังสีได้ตั้งแต่พลังงาน 5 keV ถึง 20 MeV ที่ช่วงปริมาณรังสี 50 ไมโครเกรย์ ถึง 1500 เซนติเกรย์ โดยพบการลดลงของค่าสัญญาณน้อยกว่า 0.05 เปอร์เซ็นต์ต่อครั้ง จากงานวิจัยของ Christopher JT และคณะ^[18] พบว่า แผ่น OSLD ให้การตอบสนองเป็นเส้นตรงที่ค่าปริมาณรังสี 0-600 เซนติเกรย์ (cGy) และมีคุณสมบัติเหมาะสมในการวัดปริมาณรังสีในทางรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง

ด้วยเหตุผลดังกล่าว คณะผู้วิจัยจึงมีความสนใจออกแบบและพัฒนาหุ่นจำลองต้นแบบจากอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 แบบแท่งเข็มหัวแหลม (Needle applicator) ในงานรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง เพื่อนำมาใช้เป็นชุดอุปกรณ์ทางเลือกในการควบคุมคุณภาพประจำวัน สำหรับทำการตรวจสอบทั้งตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและประเมินการกระจายรังสีจากแผนการรักษาในเวลาเดียวกัน

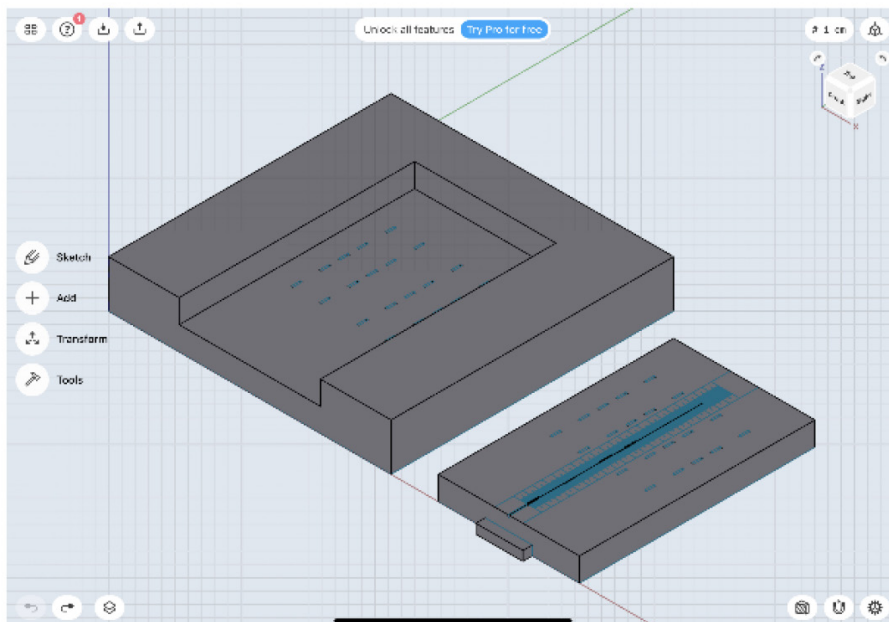
วัสดุและวิธีการ

การออกแบบและขึ้นรูปหุ่นจำลอง

ออกแบบหุ่นจำลองแบบแผ่น รูปทรงสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างและความยาว 30 เซนติเมตร ความหนา 5

เซนติเมตร เพื่อให้มีขนาดและน้ำหนักพอเหมาะสำหรับการพกพา บนแอปพลิเคชัน Shapr3D ซึ่งติดตั้งบนระบบปฏิบัติการ iOS ที่บริเวณแนวแกนกลางหุ่นจำลอง ออกแบบให้มีช่องบรรจุอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 แบบแท่งเข็มหัวแหลม MR-compatible needle applicator รุ่น ProGuide จำนวน 1 ช่อง Needle applicator นี้มีความยาวและเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 20.6 เซนติเมตร และ 0.2 เซนติเมตร ตามลำดับ ช่องบรรจุแผ่น OSLD ที่ทำจากผลึก $Al_2O_3:C$ รูปแบบ NanoDot ยี่ห้อ Landauer มีความกว้าง 0.2 เซนติเมตร ความยาว 1 เซนติเมตร และความลึก 1 เซนติเมตร จำนวน 20 ช่อง ที่ตำแหน่งดังนี้ ช่องเจาะที่ระยะห่างจากจุด

กึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางซ้ายและขวา 2 และ 5 เซนติเมตร จำนวนทั้งสิ้น 4 ช่อง ช่องเจาะที่ระยะห่างจากแนวกึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางซ้ายขวาและด้านบนที่ 2 และ 5 เซนติเมตร จำนวนทั้งสิ้น 8 ช่อง และช่องเจาะที่ระยะห่างจากแนวกึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางซ้ายขวาและด้านล่างที่ 2 และ 5 เซนติเมตร จำนวนทั้งสิ้น 8 ช่อง นอกจากนั้น ออกแบบช่องบรรจุแผ่นฟิล์มภาพโครมิก รุ่น EBT3^[19] ความกว้าง 3 เซนติเมตร ความยาว 25 เซนติเมตร บริเวณกึ่งกลางใต้แนว Needle applicator โดยมีสเกลระบุตำแหน่งที่ค่าความละเอียด 1 มิลลิเมตร หุ่นจำลองที่ออกแบบแล้วเสร็จ แสดงดังภาพที่ 1



ภาพที่ 1 หุ่นจำลองที่ออกแบบให้มีช่องบรรจุตามขนาดกำหนดบนแอปพลิเคชัน Shapr3D สีเทาแสดงถึงบริเวณพื้นที่หุ่นจำลอง สีฟ้าแสดงถึงช่องบรรจุแผ่น OSLD และสเกลบอกตำแหน่ง

จากหุ่นจำลองที่ออกแบบนำมาขึ้นรูปด้วยแผ่นอะคริลิก สีใส ที่มีค่าความหนาแน่นเชิงมวล 1.18 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ตัดด้วยเลเซอร์และเครื่องกลึงระบบคอมพิวเตอร์อัตโนมัติ (Computer numerical

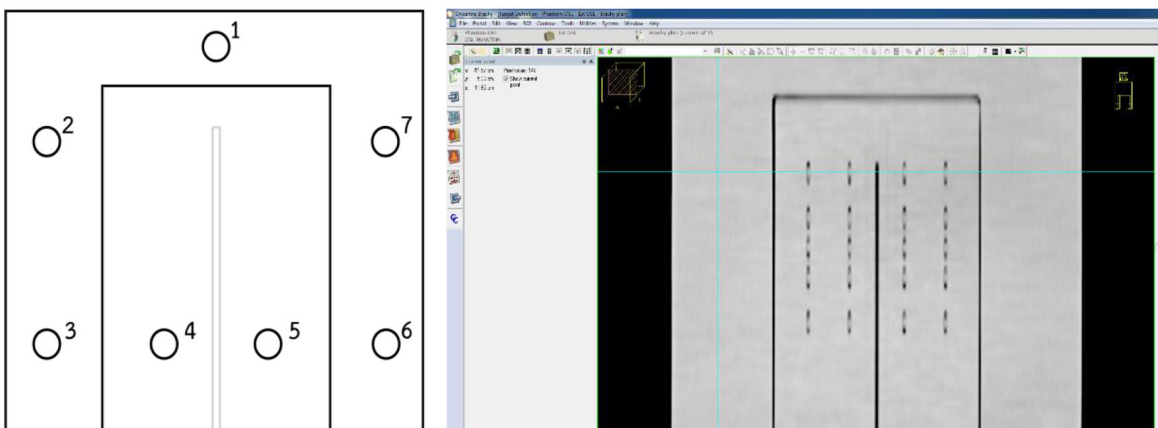
control; CNC) ให้มีความกว้างและความยาว 30 เซนติเมตร ความหนา 2.5 เซนติเมตร จำนวน 2 แผ่น แผ่นอะคริลิกที่ 1 เจาะเป็นช่องทะลุที่บริเวณกึ่งกลางแผ่น ให้มีความกว้าง 15 เซนติเมตร ความยาว 25 เซนติเมตร

เมื่อเจาะแล้วสามารถนำแผ่นที่เจาะประกบเข้ากับแผ่นเดิมได้ แผ่นที่เจาะออกขนาด 15x25 ตารางเซนติเมตรนำมาเจาะช่องบรรจุ Needle applicator และแผ่น OSLD ความกว้าง 0.2 เซนติเมตร ความยาว 1 เซนติเมตร ความลึก 0.5 เซนติเมตร รวมทั้งเจาะร่องสำหรับวางฟิล์มภาพโครมิก พร้อมสเกลบอกตำแหน่ง ตามขนาด ตำแหน่งและจำนวนที่ออกแบบไว้ แผ่นอะคริลิกที่ 2 เจาะช่องสำหรับบรรจุแผ่น OSLD ความกว้าง 0.2 เซนติเมตร ความยาว 1 เซนติเมตร ความลึก 0.5 เซนติเมตร ตามตำแหน่งและจำนวนที่ออกแบบไว้ นำแผ่นอะคริลิกที่ 1 ซึ่งเหลือจากการเจาะแผ่นทะลุมาประกอบกับแผ่นอะคริลิกที่ 2 โดยใช้กาวยึดที่มุมทั้ง 4 ด้าน

การกำหนดแผนการรักษาทดสอบ

เก็บภาพหุ่นจำลองที่ขึ้นรูปได้จากแผ่นอะคริลิกด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ยี่ห้อ Siemens รุ่น Somatom Definition AS 64 Slice ติดตั้งที่แผนกรังสีรักษา

และมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ด้วยโปรโตคอลช่องท้องเดียวกับที่ใช้ในการรักษาผู้ป่วยจริงทางคลินิก กำหนดค่าแรงดันไฟฟ้าที่ 120 กิโลโวลต์ การสแกนแบบหมุนเกลียว (Helical scan) ความหนาสไลด์ (Slice thickness) 3 มิลลิเมตร และระยะการเคลื่อนที่เตียงต่อหนึ่งรอบการหมุนหลอดเอกซเรย์ (Pitch) 1 มิลลิเมตร นำส่งชุดข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ยี่ห้อ Oncentra รุ่น 4.5.3 บริษัท Elekta ประเทศสวีเดน ประเมินค่าเลขซีทีตามแนวตัดหน้าหลัง (Coronal plane) จากภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองทั้งในแผ่นอะคริลิกส่วนที่ 1 และ 2 โดยส่วนที่ 1 ประเมินค่าเลขซีทีที่ตำแหน่งบนสุดตามแนวกึ่งกลางหุ่นจำลอง ขอบด้านซ้ายและด้านขวา จำนวนทั้งสิ้น 5 ตำแหน่ง ส่วนที่ 2 ประเมินค่าเลขซีทีที่ตำแหน่งขอบด้านซ้ายและด้านขวา จำนวนทั้งสิ้น 2 ตำแหน่ง แสดงดังภาพที่ 2



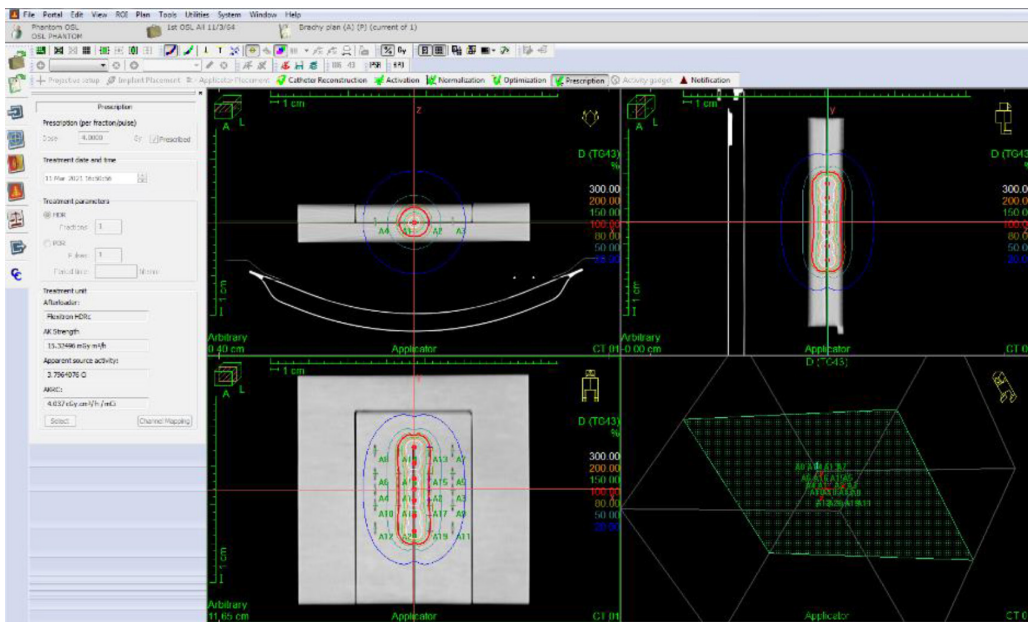
ภาพที่ 2 ตำแหน่งและการประเมินค่าเลขซีทีบนหุ่นจำลองด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

กำหนดแผนการรักษาทดสอบด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา โดยการนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ที่มีค่า Air kerma rate constant เท่ากับ 4.037 เซนติเกรย์ตารางเซนติเมตรต่อชั่วโมงต่อมิลลิคูรี (cGy.

cm²/h/mCi) ผ่าน Transfer tube และ Needle applicator ไปตามแกนกลางหุ่นจำลองทั้งสิ้น 7 ตำแหน่ง ดังนี้ ที่ตำแหน่งปลายแท่งเข็ม (Dwell position = 288) และที่ตำแหน่งห่างจากปลายแท่งเข็มเป็นระยะทาง 2, 4,

5.4, 6.8, 8.8 และ 10.8 เซนติเมตร (Dwell position = 268, 248, 234, 220, 200 และ 180) โดยกำหนดให้ ตำแหน่งจากแนวกึ่งกลางท่อนจำลองไปทางด้านซ้ายและ

ขวา 2 เซนติเมตร ได้รับปริมาณรังสี 400 เซนติเกรย์ การกระจายรังสีจากแผนการรักษาทดสอบที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา แสดงดังภาพที่ 3



ภาพที่ 3 การกระจายรังสีและตำแหน่งประเมินปริมาณรังสีในแผนการรักษาทดสอบที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

การตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีในหุ่นจำลอง

บรรจุฟิล์ม ชนิด Gafchromic รุ่น EBT3 จำนวน 1 แผ่น ในช่องที่เพาะเตรียมไว้บริเวณกึ่งกลางหุ่นจำลอง จากนั้นนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสี ยี่ห้อ Elekta รุ่น Flexitron TCC 3.2.1.0004^[20] ผ่าน Transfer tube ที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 6 French ความยาว 1000 มิลลิเมตร และ Needle applicator เพื่อนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ไปคงค้างยังตำแหน่งและเวลาที่กำหนดไว้ตามแผนการรักษาทดสอบ ประเมินความถูกต้องในการเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีเบื้องต้นจากการวัดระยะทางบนฟิล์ม จากนั้นทิ้งฟิล์มดังกล่าวไว้ในที่มีอย่างน้อย 24 ชั่วโมง เพื่อให้กระบวนการสร้างภาพเสร็จสมบูรณ์

นำฟิล์มที่ได้มาสแกนด้วยเครื่องสแกนเนอร์ ยี่ห้อ Epson รุ่น Perfection V800 Photo กำหนดค่าพารามิเตอร์ในการสแกนเก็บภาพที่ความละเอียด 150 จุดต่อนิ้ว (dot per inch, dpi) ความลึกเฉดสี 48 บิต บันทึกภาพเป็นสกุลไฟล์ *.tiff ภาพที่ได้ภายหลังจากสแกนนำมาประมวลผลด้วยโปรแกรม ImageJ เวอร์ชัน 1.52a โดยหาค่าพิกเซล (Pixel value) ในช่องสัญญาณสีแดง ตามแนวนาฬิกาตั้งฉาก เหนือครึ่งซ้ายของภาพ กำหนดค่าพิกเซลเป็นค่าเฉลี่ยของพิกเซลในตำแหน่งที่พบ Pixel value ต่ำสุดบนฟิล์มภาพโครมิก ก่อนการวัดปริมาณรังสีด้วยแผ่น OSLD ทั้ง 3 ครั้ง โดยผู้วิจัยจำนวน 2 คน แปลง Pixel value เป็นระยะทาง โดยเริ่มนับจากปลายแผ่นฟิล์ม ตามสมการที่ (1)

$$D = \frac{d}{PPM} \quad (1)$$

กำหนดให้ D หมายถึง ระยะทาง หน่วยมิลลิเมตร
d หมายถึง ระยะทาง หน่วยพิกเซล
PPM หมายถึง ความละเอียดในการสแกน
เก็บภาพ หน่วยพิกเซลต่อมิลลิเมตร

การประเมินปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง

ก่อนประเมินปริมาณรังสีด้วยแผ่น OSLD ตามแผนการรักษาทดสอบ นำแผ่น OSLD จำนวน 20 แผ่น มาสอบเทียบโดยนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ผ่าน Needle applicator ไปยังกึ่งกลางหุ่นจำลองที่ Dwell position เท่ากับ 238 บรรจุแผ่น OSLD ที่ระยะห่างจากกึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางด้านซ้ายและขวา 2 เซนติเมตร กำหนดให้ตำแหน่งดังกล่าวได้รับปริมาณรังสี 50, 100, 200, 300, 400 และ 500 cGy ประเมินการตอบสนองของแผ่น OSLD ต่อปริมาณรังสีที่ได้รับ คำนวณหาค่าตัวแปรปรับเทียบ (Calibration factor; CAF) และความไวในการตอบสนองต่อต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ของแผ่น OSLD แต่ละแผ่น (Sensitivity adjustment factor; SAF) ตามสมการที่ (2) และ (3) ตามลำดับ

$$CAF = \frac{Avg.count}{Prescribed\ dose} \quad (2)$$

$$SAF = \frac{Avg.count}{CAF \times Sensitivity \times Prescribed\ dose} \quad (3)$$

กำหนดให้
CAF หมายถึง ค่าตัวแปรปรับเทียบแผ่น
Avg. count หมายถึง ค่านับวัดเฉลี่ยที่อ่านได้จากแผ่น OSLD แต่ละแผ่น
Prescribed Dose หมายถึง ปริมาณรังสีที่กำหนด หน่วย cGy
SAF หมายถึง ความไวในการตอบสนองต่อต้นกำเนิดรังสีอิริเดียมของแผ่น OSLD แต่ละแผ่น

Sensitivity หมายถึง ความไวในการตอบสนองต่อรังสีของแผ่น OSLD ตั้งต้น

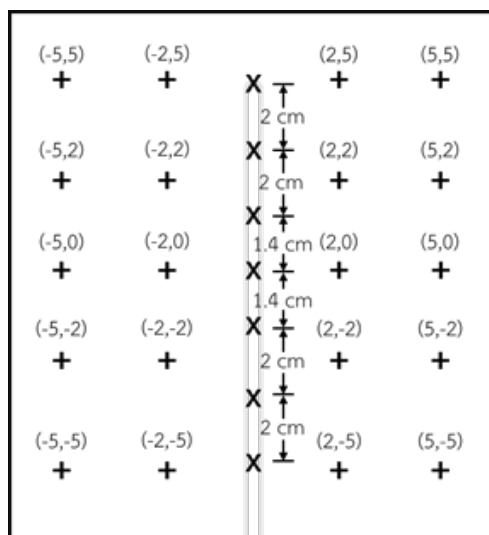
บรรจุแผ่น OSLD จำนวน 20 แผ่น ที่ผ่านการสอบเทียบในตำแหน่งที่เจาะช่องไว้ ดังภาพที่ 4 จากนั้นนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีด้วย Remote after-loading system ไปคงค้างยังตำแหน่งและเวลาที่กำหนดไว้ตามแผนการรักษาทดสอบ ทำการวัดปริมาณรังสีด้วยแผ่น OSLD จำนวน 3 ครั้ง นำแผ่น OSLD ที่ได้รับรังสีมาอ่านค่านับวัดด้วยเครื่องอ่านสัญญาณแผ่น OSLD (OSL reader) ยี่ห้อ Landauer รุ่น MicroSTAR[21] จำนวนแผ่นละ 5 ครั้ง หาค่านับวัดเฉลี่ยและคำนวณปริมาณรังสีที่แผ่น OSLD ได้รับจากสมการที่ (4) เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากแผ่น OSLD แต่ละตำแหน่ง กับแผนการรักษาทดสอบที่คำนวณได้จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

$$Dose\ (cGy) = \frac{Avg.count}{CAF \times Sensitivity \times SAF} \quad (4)$$

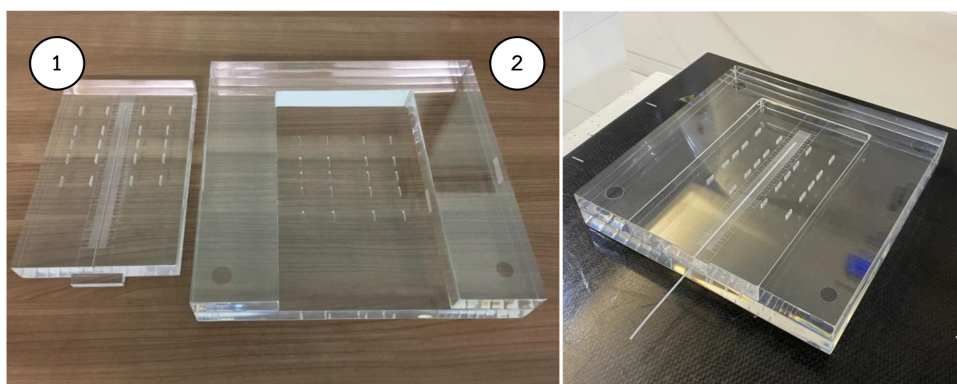
ผลการศึกษา

หุ่นจำลอง

หุ่นจำลองที่ออกแบบและขึ้นรูปด้วยแผ่นอะคริลิกตามรูปแบบที่กำหนดมีน้ำหนักรวม 5.3 กิโลกรัม สามารถแยกเป็น 2 ส่วน เพื่อบรรจุแผ่น OSLD และฟิล์มภาพโครมิกก่อนและหลังการประเมินปริมาณรังสีและตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี โดยส่วนที่ 1 มีขนาด 15x25x2.5 ลูกบาศก์เซนติเมตร ประกอบด้วยช่องบรรจุ Needle applicator แผ่น OSLD ฟิล์มภาพโครมิกและสเกลระบุตำแหน่ง ส่วนที่ 2 มีขนาด 30x30 ตารางเซนติเมตร ความหนาแน่นเท่ากับ 5 เซนติเมตร มีช่องบรรจุแผ่น OSLD จำนวน 20 ช่อง ดังภาพที่ 5 จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ประเมินค่าเฉลี่ยเลขชี้กำลังของหุ่นจำลองส่วนที่ 1 และส่วนที่ 2 มีค่าเท่ากับ 148.80±4.09 HU (Hounsfield Units) และ 152.50±2.12 HU ตามลำดับ



ภาพที่ 4 ตำแหน่งการวางแผน OSLD ตามแผนการรักษาทดสอบในหุ่นจำลอง เครื่องหมายกากบาทแสดงตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 เครื่องหมายบวกแสดงตำแหน่งแผ่น OSLD ตัวเลขแสดงระยะห่างจากจุดกึ่งกลางหุ่นจำลองในหน่วยเซนติเมตร

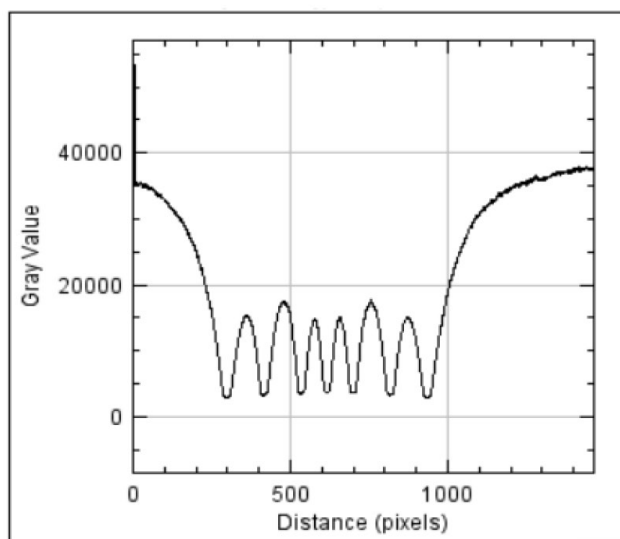
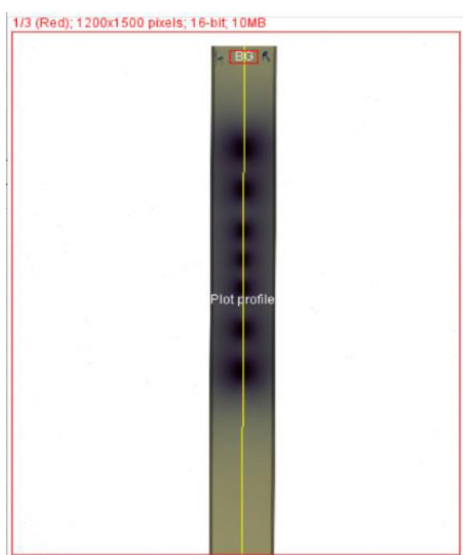


ภาพที่ 5 หุ่นจำลองที่ขึ้นรูปจากแผ่นอะคริลิกประกอบด้วย 2 ส่วนแยกจากกันได้ นำมาใช้ประเมินปริมาณรังสี และตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จาก Needle applicator

ตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและปริมาณรังสี

เมื่อนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีด้วย Remote after-loading system ผ่านเข้าไปในหุ่นจำลองที่ขึ้นรูปตามแผนการรักษาทดสอบ ประเมินตำแหน่งกึ่งกลางต้นกำเนิดรังสีในแต่ละ Dwell position จาก Pixel value ที่อ่านค่า

บนฟิล์มภาพโครมิก ดังภาพที่ 6 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ในแผนการรักษาทดสอบที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา และจากการวัดด้วยฟิล์มภาพโครมิก โดยผู้วิจัย 2 คน ตำแหน่งละ 3 ครั้ง แสดงดังตารางที่ 1



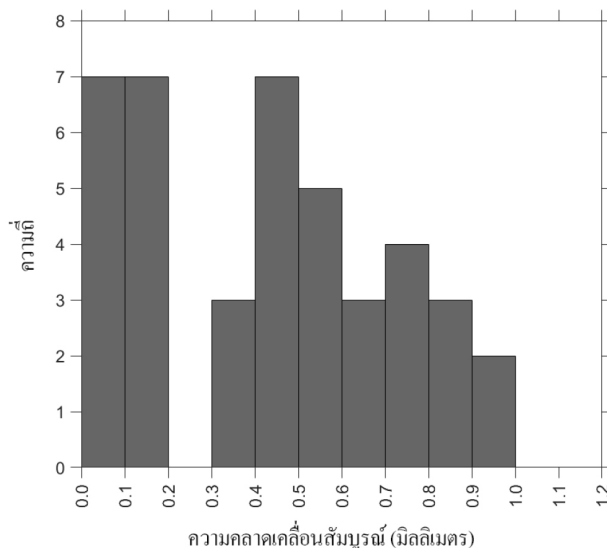
ภาพที่ 6 การวางแนวสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Pixel value และระยะทาง เพื่อประเมินตำแหน่งกึ่งกลางต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 บนโปรแกรม ImageJ

ตารางที่ 1 ตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากแผนการรักษาทดสอบและจากระบบลำเลียงต้นกำเนิดรังสีอัตโนมัติแบบทางไกลที่วัดด้วยฟิล์มกาโครมิก

ตำแหน่ง	ตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี (Dwell position)			
	จากการกำหนดตำแหน่งใน แผนการรักษาทดสอบ	ค่าเฉลี่ยจากการวัด ครั้งที่ 1	ค่าเฉลี่ยจากการวัด ครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ยจากการวัด ครั้งที่ 3
1	288	287.79 ± 0.95	287.70 ± 0.35	288.46 ± 0.00
2	268	267.43 ± 0.24	267.43 ± 0.24	268.78 ± 0.24
3	248	247.41 ± 0.24	247.67 ± 0.36	248.51 ± 0.59
4	234	233.63 ± 0.48	233.46 ± 0.00	234.14 ± 0.00
5	220	219.69 ± 0.24	219.86 ± 0.24	220.45 ± 0.12
6	200	199.50 ± 0.24	200.01 ± 0.00	200.27 ± 0.12
7	180	179.23 ± 0.12	180.16 ± 0.00	180.33 ± 0.24

จากการศึกษาพบว่า ความคลาดเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีด้วย Remote after-loading system ที่ประเมินด้วยฟิล์มภาพโครมิกกับตำแหน่งที่กำหนดตามแผนการรักษาทดสอบ มีค่าอยู่ในช่วง -0.95 ถึง 0.89 ซึ่งอยู่ภายใน

เกณฑ์กำหนดที่ค่าความคลาดเคลื่อน ± 1 มิลลิเมตร^[22,23] ความถี่ของความคลาดเคลื่อนในการนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ตามตำแหน่งที่กำหนดในแผนการรักษาทดสอบ ประเมินโดยผู้วิจัย 2 คน ตำแหน่งละ 3 ครั้ง แสดงดังภาพที่ 7

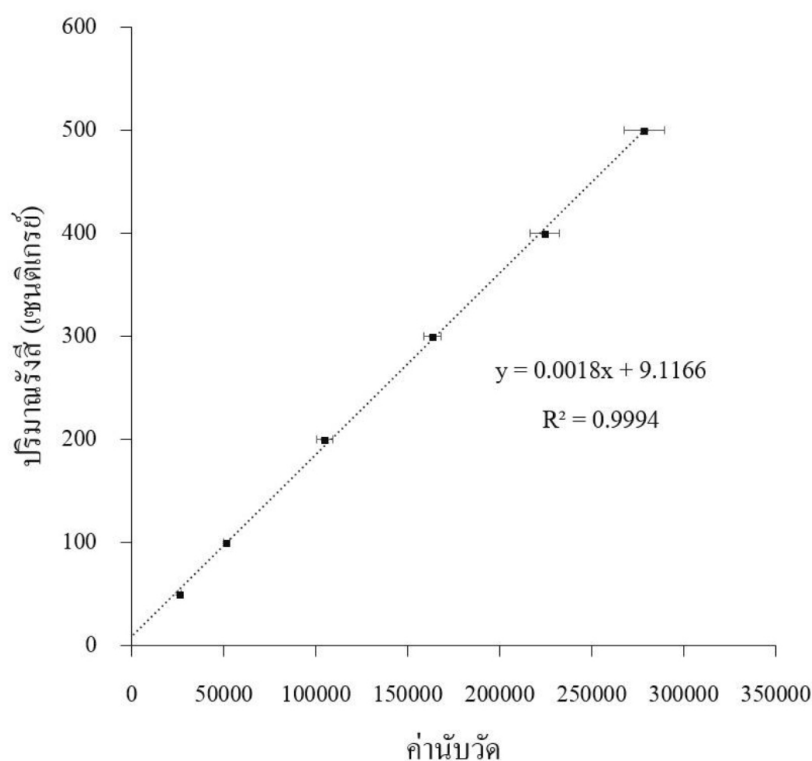


ภาพที่ 7 กราฟแจกแจงความถี่ความคลาดเคลื่อนจากการนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ตามแผนการรักษาทดสอบ

จากการเปรียบเทียบแผ่น OSLD จำนวน 20 แผ่น ด้วยต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ที่ค่าความแรงรังสี 7.90 คูรี (Ci) ณ วันที่ทำการเปรียบเทียบ ในหุ่นจำลองที่ขึ้นภาพที่ระยะห่าง 2 เซนติเมตร จากจุดกึ่งกลางหุ่นจำลอง ด้วยปริมาณรังสีที่ทราบค่า ได้กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดเฉลี่ยจากแผ่น OSLD กับปริมาณรังสีจากต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ในเชิงเส้นตรงที่มีค่าความผันแปรของตัวแปรตอบสนอง (R-square; R^2) เข้าใกล้ 1 ดังภาพที่ 8

เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดด้วยแผ่น OSLD และที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาจำนวน 20 ตำแหน่ง ทั้งในตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีต่อพื้นที่อย่างรวดเร็วจากการวางแผน OSLD

ที่ระยะห่าง 2 เซนติเมตร จากแนวแกนกลางหุ่นจำลอง และตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงค่าปริมาณรังสีต่อพื้นที่น้อยกว่าการวางแผน OSLD ที่ระยะห่าง 5 เซนติเมตร จากแนวแกนกลางหุ่นจำลอง พบค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีสัมบูรณ์ (Absolute dose) จากการวัดและการคำนวณ มีค่าอยู่ในช่วง -6.63 ถึง 8.99 เปอร์เซ็นต์ โดยพบค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างสูงสุดที่ตำแหน่งห่างจากจุดกึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางด้านซ้ายและอยู่เหนือขึ้นไป 5 เซนติเมตร ดังตารางที่ 2 นอกจากนั้น ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากการวัดด้วยแผ่น OSLD สัมพันธ์โดยตรงกับระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสีตามแนวแกน X



ภาพที่ 8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดเฉลี่ยกับปริมาณรังสีจากต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192

ตารางที่ 2 ปริมาณรังสีสมบูรณ์และค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดด้วยแผ่น OSLD และที่คำนวณในแผนการรักษาทดสอบที่ตำแหน่งต่างๆ

ตำแหน่ง	แกน		ปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัด ±	ปริมาณรังสีจากการ	ความแตกต่าง (เปอร์เซ็นต์)
	X (เซนติเมตร)	Y (เซนติเมตร)	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนต์ิเกรย์)	คำนวณ (เซนต์ิเกรย์)	
1	2.0	0.0	380.68 ± 10.27	373.59	-1.90
2	-2.0	0.0	365.10 ± 17.59	373.86	2.34
3	2.0	2.0	390.50 ± 32.67	381.64	-2.32
4	-2.0	2.0	408.14 ± 14.14	382.75	-6.63
5	2.0	-2.0	400.28 ± 20.24	382.42	-4.67
6	-2.0	-2.0	366.82 ± 16.22	381.87	3.94
7	2.0	5.0	431.07 ± 2.16	431.07	0.00

ตำแหน่ง	แกน		ปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัด $\pm$	ปริมาณรังสีจากการ	ความแตกต่าง (เปอร์เซ็นต์)
	X (เซนติเมตร)	Y (เซนติเมตร)	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเกรย์)	คำนวณ (เซนติเกรย์)	
8	-2.0	5.0	434.58 $\pm$ 14.52	427.43	-1.67
9	2.0	-5.0	462.92 $\pm$ 5.92	434.46	-6.55
10	-2.0	-5.0	438.17 $\pm$ 2.53	431.79	-1.48
11	5.0	0.0	117.12 $\pm$ 0.95	121.95	3.96
12	-5.0	0.0	124.76 $\pm$ 2.44	121.99	-2.27
13	5.0	2.0	113.23 $\pm$ 0.74	120.82	6.28
14	-5.0	2.0	112.93 $\pm$ 0.49	121.00	6.67
15	5.0	-2.0	112.44 $\pm$ 0.64	120.91	7.01
16	-5.0	-2.0	111.35 $\pm$ 0.69	120.83	7.85
17	5.0	5.0	97.32 $\pm$ 0.50	106.93	8.99
18	-5.0	5.0	103.24 $\pm$ 1.95	107.21	3.70
19	5.0	-5.0	103.58 $\pm$ 1.94	107.03	3.22
20	-5.0	-5.0	113.92 $\pm$ 1.07	106.84	-6.63

บทวิจารณ์

งานวิจัยนี้ทำการออกแบบและขึ้นรูปหุ่นจำลองต้นแบบเพื่อใช้เป็นอุปกรณ์ในการตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิเรียม 192 พร้อมทั้งประเมินปริมาณรังสีจากเครื่องสอดใส่ต้นกำเนิดรังสี ยี่ห้อ Flexitron จากการศึกษพบว่า ปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดด้วยแผ่น OSLD และการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Oncentra มีค่าความแตกต่างเท่ากับ 4.40 ± 2.51 เปอร์เซ็นต์ สอดคล้องกับงานวิจัยของ Johansen JG และคณะ^[24] ที่ทำการติดตามการรักษา ประเมินตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและปริมาณรังสีแบบทันทีในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โดยพบค่าเฉลี่ยความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดด้วยแผ่น OSLD และที่การคำนวณด้วยสมการ AAPM TG-43 เท่ากับ 4.60 ± 8.40 เปอร์เซ็นต์

(-17 เปอร์เซ็นต์ ถึง 12 เปอร์เซ็นต์) ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่พบอาจเนื่องมาจาก ชนิดของตัวกลางหัววัดรังสีและการจัดตำแหน่งหัววัดรังสี รวมถึงการสร้างภาพ (Image reconstruction) อุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีในเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา เป็นต้น

หุ่นจำลองที่ออกแบบขึ้นรูปจากวัสดุอะคริลิก มีความหนาแน่นเชิงมวลและเลขซีที่สูงกว่าตัวกลางน้ำ แต่ใกล้เคียงเนื้อเยื่อไขมัน (Adipose tissue)^[25] ส่งผลให้เกิดความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณเนื่องจากการกระจายรังสีจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา คำนวณตามสมการ AAPM TG-43^[11] ซึ่งกำหนดให้ตัวกลางเป็นน้ำเสมอ จากงานวิจัยของ Ghorbani M และคณะ^[26] พบค่าความแตกต่างระหว่างการกระจายรังสี

ในตัวกลางน้ำและวัสดุเทียบเท่าน้ำถึง 5 เปอร์เซ็นต์ ที่ระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสี 20 เซนติเมตร โดยความแตกต่างจะเพิ่มขึ้นเมื่อระยะทางมากขึ้น

จากงานวิจัยของ Andersen CE และคณะ^[27] พบว่าแผ่น OSLD ที่ทำจากผลึก $Al_2O_3:C$ เมื่อนำมาใช้วัดปริมาณรังสีในงานรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง อาจให้ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่วัดได้ถึง 8 เปอร์เซ็นต์ เนื่องมาจากความคงที่ของค่านับวัด การตอบสนองต่อพลังงานและทิศทางของรังสีที่ตกกระทบ และการปรับเทียบ (Calibration) ระบบวัดรังสี เป็นต้น ดังนั้นก่อนนำแผ่น OSLD มาใช้วัดปริมาณรังสีจำเป็นต้องทำการปรับเทียบกับแหล่งกำเนิดรังสีที่ต้องการศึกษา สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Jursinic PA และคณะ^[17] ซึ่งพบว่าแผ่น OSLD ที่ผ่านการปรับเทียบด้วยต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 มีความไวในการตอบสนองต่อรังสีสูงกว่าการปรับเทียบด้วยรังสีเอกซ์ พลังงาน 6 เมกะโวลต์ ประมาณ 6 เปอร์เซ็นต์ และจากงานวิจัยของ Tien CJ และคณะ^[28] พบว่า การตอบสนองต่อรังสีของแผ่น OSLD ขึ้นกับมุมตกกระทบ โดยมุมตกกระทบที่มากกว่า 30 องศา ทำให้การตอบสนองต่อรังสีลดลงสูงสุด 20 เปอร์เซ็นต์ ดังตารางที่ 2 ซึ่งแสดงให้เห็นว่า ปริมาณรังสีที่วัดจากแผ่น OSLD บริเวณมุมบนของหุ่นจำลองมีค่าต่ำกว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ เนื่องจากตำแหน่งดังกล่าวได้รับปริมาณรังสีส่วนหนึ่งจากต้นกำเนิดรังสีตำแหน่งใกล้เคียงที่มีมุมตกกระทบมากกว่า 30 องศา

การเปลี่ยนแปลงการกระจายรังสีต่อระยะทางอย่างรวดเร็ว โดยเฉพาะตำแหน่งที่ใกล้แหล่งกำเนิดรังสี ที่จะทำให้เห็นว่ามีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจากการวัดสูง ทำให้ระยะทางที่ผิดไปเพียงเล็กน้อยมีผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีเป็นอย่างมาก จากงานวิจัยของ Tanderup K และคณะ^[29] พบว่าที่ระยะห่าง 4 มิลลิเมตร จากแหล่งกำเนิดรังสีมีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีเท่ากับ 50 เปอร์เซ็นต์ต่อมิลลิเมตร แต่ที่ระยะห่าง 20 และ 35 มิลลิเมตร จากแหล่งกำเนิดรังสีมีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีลดลงเท่ากับ 6 เปอร์เซ็นต์ต่อมิลลิเมตร และ

5 เปอร์เซ็นต์ต่อมิลลิเมตร ตามลำดับ สอดคล้องกับผลการศึกษาในตารางที่ 2 ซึ่งพบค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่านับวัดจากแผ่น OSLD ที่ตำแหน่งห่างจากจุดกึ่งกลางหุ่นจำลองตามแนวแกน X 2 เซนติเมตร มีค่าสูงกว่าที่ตำแหน่งห่างจากจุดกึ่งกลาง 5 เซนติเมตร

จากกราฟแจกแจงความถี่ความคลาดเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีในภาพที่ 7 พบว่า ค่ามัธยฐานความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 เมื่อเทียบกับแผนการรักษาทดสอบ เท่ากับ 0.42 มิลลิเมตร อาจเกิดเนื่องมาจากความผิดพลาดในการจัดวางตำแหน่งฟิล์มภาพโครมิกในหุ่นจำลอง และการสร้างภาพ Needle applicator ตามแนวยาวในเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา เป็นต้น ซึ่งส่งผลกระทบให้การกำหนดตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี และมุมตกกระทบของรังสีต่อแผ่น OSLD เปลี่ยนไปได้

หุ่นจำลองที่ขึ้นรูปนี้ แม้ว่าจะสามารถนำมาใช้เป็นชุดอุปกรณ์ในการควบคุมคุณภาพการเคลื่อนที่ของต้นกำเนิดรังสีและประเมินการกระจายรังสีไปพร้อมกันได้ อย่างไรก็ตามยังคงมีข้อจำกัดในการตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีได้เฉพาะต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสี ยี่ห้อ Elekta รุ่น Flexitron ผ่าน Needle applicator แบบหัวแหลมเท่านั้น ไม่สามารถใช้งานร่วมกับต้นกำเนิดรังสี เครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสี และ Applicator อื่นที่มีการใช้งานทางคลินิก นอกจากนั้นความหนาของหุ่นจำลองที่น้อยกว่าความหนาแนะนำตาม AAPM TG-43^[11] อาจส่งผลต่อปริมาณรังสีที่วัดจากแผ่น OSLD จึงควรประเมินผลกระทบจากปัจจัยดังกล่าวเพิ่มเติมก่อนนำไปใช้งานจริง

ข้อสรุป

หุ่นจำลองที่ออกแบบและขึ้นรูปจากแผ่นอะคริลิก ร่วมกับการใช้ฟิล์มภาพโครมิกและแผ่น OSLD สามารถนำมาใช้เป็นอุปกรณ์ทางเลือกในการควบคุมคุณภาพเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการเคลื่อนที่ต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 และประเมินการกระจายรังสี

จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีแบบ Remote after-loading system ผ่าน Needle applicator ตามแผนการรักษาทดสอบจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา โดยพบค่าความคลาดเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายในเกณฑ์ที่ยอมรับ และค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ระยะห่าง 2 และ 5 เซนติเมตร จากแนวกึ่งกลางต้นกำเนิดรังสี น้อยกว่า 10 เปอร์เซ็นต์

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณ คุณกนกพร ม่วงคำพร สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย สำหรับความช่วยเหลือในการสแกนเก็บภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ รวมถึงเจ้าหน้าที่ทุกท่านที่อำนวยความสะดวกในการดำเนินงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Mayadev J, Benedict SH, Kamrava M. Handbook of image-guided brachytherapy. Springer International Publishing. 2017.
2. Mobit PN, Nguyen A, Packianathan S, He R, Yang C. Dosimetric comparison of brachytherapy sources for high-dose-rate treatment of endometrial cancer: (192)Ir, (60)Co and an electronic brachytherapy source. Br J Radiol. 2016;89:20150449.
3. Strohmaier S, Zwierzchowski G. Comparison of ⁶⁰Co and ¹⁹²Ir sources in HDR brachytherapy. J Contemp Brachy. 2011; 3:199-208.
4. Skowronek J. Current status of brachytherapy in cancer treatment – short overview. J Contemp Brachy. 2017; 9:581-9.
5. Gabriel PF, Jacob GJ, Ryan LS, Luc B, Sam B, Gustavo K, et al. In vivo dosimetry in brachytherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice. Phys Imag Radiat Oncol. 2020;16:1-11.
6. Steenhuijsen J, Harbers M, Hoffmann A, de Leeuw A, Rijnders A, Unipan M. Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders Report 30. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. 2018.
7. Awunor OA. Assessment of a source position checking tool for the quality assurance of transfer tubes used in HDR 192Ir brachytherapy treatments. Brachy. 2018;17:628-33.
8. Aldelajjan S, Devic S, Bekerat H, Papaconstadopoulos P, Schneider J, Seuntjens J, et al. Positional and angular tracking of HDR ¹⁹²Ir source for brachytherapy quality assurance using radiochromic film dosimetry. Med Phys. 2020;47:6122-39.
9. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. American Association of Physicists in Medicine. Med Phys. 1995;22:209-34.

10. Rivard MJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, Mitch MG, et al. Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys.* 2004;31: 633-74.
11. Rivard MJ, Bulter WM, Dewerd LA, Huq MS, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No.43 Report. *Med Phys.* 2007;34:2187-205.
12. Palmer AL, Nisbet A, Bradley D. Verification of high dose rate brachytherapy dose distributions with EBT3 Gafchromic film quality control techniques. *Phys Med Biol.* 2013;58:497-511.
13. Ayoobian N, Asl AS, Poorbaygi H, Javanshir MR. Gafchromic film dosimetry of a new HDR ¹⁹²Ir brachytherapy source. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17:194-205.
14. Dewerd LA, Liang Q, Reed JL, Culberson WS. The use of TLDs for brachytherapy dosimetry. *Rad Meas.* 2014;71:276-81.
15. Jaselske E, Adliene D, Rudzianskas V, Urbonavicius GB, Inciura A. In vivo dose verification method in catheter based high dose rate brachytherapy. *Phys Med.* 2017;44:1-10.
16. Espinoza A, Petasecca M, Fuduli I, Howie A, Bucci J, et al. The evaluation of a 2D diode array in “magic phantom” for use in high dose rate brachytherapy pretreatment quality assurance. *Med Phys.* 2015;42:663-73.
17. Jursinic PA. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs for clinical dosimetric measurements. *Med Phys.* 2007;34(4):4594-604.
18. Christopher JT, Robert EI, Jessica RH, Bruce C, Edward S. Optically stimulated luminescent dosimetry for high dose rate brachytherapy. *Front Oncol.* 2012;2:1-7.
19. GAFChromic™ EBT3 film specification, Available from: www.gafchromic.com
20. Elekta Flexitron afterloader, Available from: www.elekta.com
21. Microstar user guide version 5.0. Landauer; 2015.
22. Nath R, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.56. *Med Phys.* 1997;24:1557-98.
23. Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders Report 30. Netherlands Commission of Radiation Dosimetry; 2018.
24. Johansen JG, Rylander S, Buus S, Bentzen L, Hokland SB, Sondergaard CK, et al. Time-resolved in vivo dosimetry for source tracking in brachytherapy. *Brachyther.* 2018;17:122-32.
25. Tissue Characterization Phantom Model 467 User's guide, Available from: www.gammex.com
26. Ghorbani M, Salahshour F, Haghparast A, Maghaddas TA, Knaup C. Effect of tissue composition on dose distribution in

- brachytherapy with various photon emitting sources. *J Contemp Brachyth.* 2014;6:54-67.
27. Anderson CE, Nielsen SK, Greilich S, Helt-Hansen J, Lindegaard JC, Tanderup K. Characterization of a fiber-coupled Al₂O₃:C luminescence dosimetry system for online in vivo dose verification during ¹⁹²Ir brachytherapy. *Med Phys.* 2009; 36:708-18.
28. Tien CJ, Ebeling R, Hiatt JR, Curran B, Sternick E. Optically stimulated luminescent dosimetry for high dose rate brachytherapy. *Front Oncol.* 2012;2:1-7.
29. Tanderup K, Beddar S, Andersen CE, Kertzscher G, Cygler JE. In vivo dosimetry in brachytherapy. *Med Phys.* 2013;40: 1-15.