



## The Thai Journal of Radiological Technology

Journal homepage: <https://he02.tci-thaijo.org/index.php/tjrt>



### Original Article

## นวัตกรรมซิลิโคนโบลัสราคาถูกในงานทางรังสีรักษา จากเครื่องพิมพ์สามมิติ

## Innovation of inexpensive customized bolus in radiotherapy from 3D printer using silicone bolus

วิสันท์ อาภาเศรษฐสกุล<sup>1</sup> • อัญชลี ภัทรชัยวรพัฒน์<sup>1</sup> • นิชกานต์ ชาทิขำนาญ<sup>1</sup> • ทวีป แสงแห่งธรรม<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย

<sup>2</sup>สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

Wisarn Arphasetthasakul<sup>1</sup> • Aunchalee Phatarachaiworapat<sup>1</sup> • Nichakan Chatchumnan<sup>1</sup> •  
Taweap Sanghangthum<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Division of radiation oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital

<sup>2</sup>Division of radiation oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University

\*ผู้รับผิดชอบบทความ: ทวีป แสงแห่งธรรม | Corresponding author: Taweap Sanghangthum (mairt34@yahoo.com)

Received: 10 August 2023 | Revised: 20 December 2023 | Accepted: 29 December 2023

Thai J Rad Tech 2023;48(1):103-109

### บทคัดย่อ

**บทนำ:** โบลัสเป็นวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อถูกนำมาใช้ในงานทางรังสีรักษาเพื่อเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยและลดเนื้อเยื่อที่ขาดหายไป โดยโบลัสแบบแผ่นเรียบ (superflab bolus) ในท้องตลาดมีราคาค่อนข้างสูงและไม่สามารถวางแผนชนิดผิวผู้ป่วยที่มีความโค้งเว้า การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาคุณสมบัติของยางซิลิโคนที่สร้างขึ้น เพื่อนำมาใช้เป็น bolus ในงานทางรังสีรักษาสำหรับเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวให้ผู้ป่วย **วิธีการศึกษา:** วิธีการเริ่มจากสร้างซิลิโคนโบลัส (silicone bolus) โดยการผสมสารละลาย RA-00A และ 00B ให้เป็นเนื้อเดียวกัน เทขึ้นรูปขนาด 30x30 ซม<sup>2</sup> หน้า 1 เซนติเมตร และนำไปศึกษาคุณสมบัติทางกายภาพด้านความหนา ความหนาแน่น ความแข็ง เปรียบเทียบกับโบลัสที่วางขายในท้องตลาดเชิงพาณิชย์ (commercial bolus) จากนั้นนำโบลัสที่ได้ไปสแกนด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ หาค่า Hounsfield unit (HU) และวัดการดูดกลืนปริมาณรังสีของ silicone bolus จากเครื่องวางแผนการรักษา Eclipse จากนั้นทำการสร้าง bolus แบบ 3 มิติบริเวณจมูก โดยใช้เครื่องพิมพ์สามมิติ **ผลการศึกษา:** งานวิจัยนี้พบว่า commercial bolus และ silicone bolus มีความหนา  $1.05 \pm 0.00$  เซนติเมตร และ  $1.07 \pm 0.01$  เซนติเมตร, ความหนาแน่น 1.03 และ 0.99 กรัม/ลูกบาศก์เซนติเมตร, และความแข็งที่ 2.5 HA และ 1.5 HA ตามลำดับ ขณะที่ค่า HU อยู่ที่  $-124 \pm 63.3$  และ  $-73 \pm 42.5$  ตามลำดับ โดยที่ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ผิวระหว่าง commercial bolus และ silicone bolus ที่พลังงาน 6 MV, 10 MV, 6 MeV, และ 9 MeV อยู่ที่ 0.4%, 0.9%, 0.7%, และ -0.4% ตามลำดับ โดย silicone bolus สามารถเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิว 68.5%, 67.1%, 17.7%, and 7.4% เมื่อเทียบกับปริมาณรังสีที่ผิวเมื่อไม่มีโบลัสจะอยู่ที่ 30, 23.1, 81.5 และ 86.9 ที่พลังงาน 6 MV, 10 MV, 6 MeV, และ 9 MeV ตามลำดับ ซึ่งใกล้เคียงกับผลจาก commercial bolus และพบว่า bolus แบบสามมิติวางได้แนบชิดกับหุ่นจำลองบริเวณที่มีความโค้งเว้าได้เป็นอย่างดี **สรุปผลการศึกษา:** โดยสรุป silicone bolus เป็นอีกหนึ่งทางเลือกที่นำมาใช้ทดแทน commercial bolus โดยมีคุณสมบัติเทียบเคียงที่ใกล้เคียงกัน แต่มีราคาถูกมากกว่า 20 เท่า และยังสามารถขึ้นรูปเป็นแบบ 3 มิติตามอวัยวะและรอยโรคได้

**คำสำคัญ:** ซิลิโคนโบลัส, การดูดกลืนรังสี, ปริมาณรังสีที่ผิว, เครื่องพิมพ์ 3 มิติ

## Abstract

**Introduction:** Bolus is a water-equivalent material that is commonly used to increase the buildup region dose and compensate for missing tissue in radiotherapy. The commercial superflab bolus is quite expensive and cannot perform the perfect contact with the irregular shape of the patient's surface. The aim of this study was to study the characteristics of in-house silicone rubber bolus to apply in radiotherapy. **Methods:** The methods start with mixing the RA-00A and RA-00B solutions into a homogeneous substance. The solutions were poured into the holder to create a 1 cm silicone rubber thickness with the size of 30x30 cm<sup>2</sup>. The physical properties of thickness, density, and hardness were evaluated and compared with the commercial bolus. A piece of silicone rubber bolus was scanned by a CT simulator. The CT images of the silicone rubber bolus were used to evaluate the Hounsfield unit (HU) and the dose attenuation was also evaluated in the Eclipse treatment planning system. The 3D shape of the nose was created as a 3D customized bolus using 3D printed technology. **Results:** We found that the commercial bolus and the customized one showed a thickness of 1.05±0.00 cm and 1.07±0.01 cm, density of 1.03 and 0.99 g/cm<sup>3</sup>, and hardness of 2.5 HA and 1.5 HA, respectively. The HU of commercial bolus and customized bolus were -124±63.3 and -73±42.5, respectively. The surface dose differences between silicone bolus and commercial bolus of 6 MV, 10 MV, 6 MeV, and 9 MeV were 0.4%, 0.9%, 0.7%, and -0.4%, respectively. The silicone bolus can increase surface doses in clinics of 68.5%, 67.1%, 17.7%, and 7.4% compared to the amount of radiation at the surface without the bolus, it will be 30,23.1,81.5, and 86.9 for 6 MV, 10 MV, 6 MeV, and 9 MeV, respectively. comparable to the result from a commercial superflab bolus. The 3D customized bolus presented the perfect fit to the irregular surface shape phantom and significantly increased the buildup region dose. **Conclusion:** Silicone rubber is an alternative material that can replace commercial bolus because of the comparable properties with more than 20 times cheaper prices. It can also be molded into 3D shapes according to organs and lesions.

**Keywords:** Silicone bolus, Dose attenuation, Surface dose, 3D Printer

## บทนำ

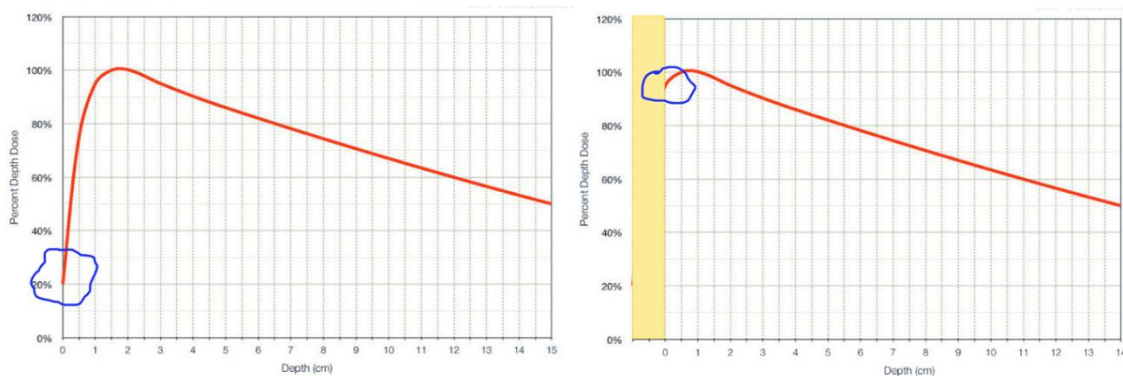
รังสีรักษาคือการรักษาโรคมะเร็ง (Malignant Tumor) และรอยโรคที่ไม่ใช่โรคมะเร็ง (Benign tumor) ด้วยคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าหรืออนุภาคซึ่งเป็นรังสี โดยอาศัยคุณลักษณะของรังสีแต่ละชนิดในการทำลายเซลล์ คุณสมบัติหนึ่งของเมกะโวลต์ (MV) โฟตอน สำหรับการรักษารังสีคือมีการถ่ายเทปริมาณรังสีที่ผิวในระดับต่ำดังแสดงในรูปที่ 1(ก) ที่แสดงปริมาณรังสีดูดกลืนตามความลึกของรังสีเอกซ์พลังงาน 6 MV ซึ่งมีปริมาณรังสีที่ผิวประมาณ 20% และปริมาณรังสีสูงสุดอยู่ที่ความลึกประมาณ 1.5 เซนติเมตร การที่ปริมาณรังสีที่ผิวดำก่อกำเนิดผลดีคือไม่ทำให้เกิดอาการข้างเคียงจากการฉายรังสีที่ผิวหนัง (skin sparing effect) แต่ในบางกรณี แพทย์ต้องการให้ที่ผิวได้รับรังสีในระดับสูง เช่น ผู้ป่วยมะเร็งเต้านมในรายที่ถูกตัดเต้านมไปแล้ว (mastectomy) ซึ่งต้องการเพิ่มปริมาณรังสีที่ chest wall หรือในผู้ป่วยมะเร็งที่มีก้อนมะเร็งอยู่ตื้นๆ หรือที่ผิว เป็นต้น ในสถานการณ์ต่างๆ เหล่านี้สามารถเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยได้โดยการโบลัส (bolus) ซึ่งเป็นวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อถูกนำมาใช้

ในงานทางรังสีรักษาเพื่อเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยและลดหย่อนเนื้อเยื่อที่ขาดหายไป<sup>[1-3]</sup> โดย bolus ที่นิยมใช้เพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยที่มีวางขายในท้องตลาดเชิงพาณิชย์ (commercial bolus) มักทำเป็นแบบแผ่นเรียบ (superflab bolus) ขนาด 30x30 ซม.<sup>2</sup> ที่ความหนาต่างๆ ได้แก่ 0.5 เซนติเมตร, 1.0 เซนติเมตร และ 1.5 เซนติเมตร จากรูปที่ 1(ข) จะเห็นว่าเมื่อวาง bolus ความหนา 1.0 เซนติเมตร สามารถเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวของรังสีเอกซ์พลังงาน 6 MV จาก 20% ไปเป็นมากกว่า 90%

ในบางกรณีจำเป็นต้องมีการวาง bolus เพียงแค่บางส่วนของลำรังสี ทำให้ต้องมีการตัด bolus ออกเป็นชิ้นๆ ดังรูปที่ 2 ซึ่งราคาของ commercial bolus มีราคาสูงถึงแผ่นละ 15,000 บาท และไม่สามารถนำชิ้น bolus ที่ตัดแล้วนำกลับมาใช้ใหม่ได้ เนื่องจาก bolus ที่ตัดเหล่านี้มีขนาดเฉพาะของผู้ป่วยแต่ละราย จึงมีการพยายามหาวัสดุทดแทนเพื่อลดค่าใช้จ่าย Ying Lu และคณะ<sup>[4]</sup> มีการใช้โพลิเมอร์แบบนิ่มจาก plastic, elastomer และ hydrogel มาทำเป็น bolus พบว่ามีคุณสมบัติเป็นวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่ดี Gong P และคณะ<sup>[5]</sup> มีการประยุกต์ใช้

thermoplastic elastomer (TPE) มาสร้าง bolus ในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งเต้านมแบบ postmastectomy radiotherapy (PMRT) ในผู้ป่วย 32 ราย และใช้ MOSFET ในการวัดปริมาณรังสี ซึ่งพบว่าสามารถเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวได้สูงถึง 90% โดยมีความแตกต่างของปริมาณรังสีอยู่ในช่วง -6.22% ถึง -1.56% โดยมีอาการข้างเคียงจากรังสีบริเวณผิวหนังไม่แตกต่างจากการไม่ใช้ bolus และ Chaloeiparb C และคณะ<sup>[6]</sup> มีการนำน้ำยาพาราธรรมชาติมาขึ้นรูปเพื่อใช้เป็น bolus ขนาดความหนา 0.3 และ 0.5 เซนติเมตร ในการเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยที่

รักษาด้วยอนุภาคอิเล็กตรอน และวัดปริมาณรังสีโดยใช้ Gafchromic film วัดปริมาณรังสีที่ผิว พบว่ามีคุณสมบัติและความหนาแน่นที่ใกล้เคียงกับการใช้ bolus เจลสังเคราะห์ที่มีขายในท้องตลาดเชิงพาณิชย์ และมีการดูดกลืนปริมาณรังสีแตกต่างกันไม่เกิน 2% ขณะทำงานวิจัยของ Sutanto H และคณะ<sup>[7]</sup> มีการศึกษาการใช้ silicone มาเป็น bolus และพบว่า silicon bolus มีคุณสมบัติที่ดี มีค่า relative electron density อยู่ระหว่าง soft tissue และ hard tissue และสามารถนำมาเป็นทางเลือกในงานทางรังสีรักษาได้เป็นอย่างดี



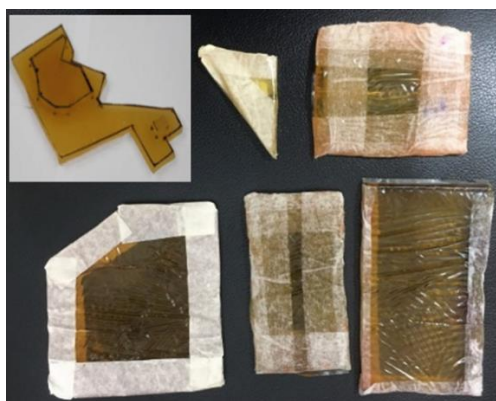
รูปที่ 1 ปริมาณรังสีตามความลึกของรังสีเอกซ์พลังงาน 6 MV และปริมาณรังสีที่ผิว (n) กรณีไม่มี bolus และ (ข) กรณีวาง bolus ที่ผิว

นอกจากนี้ superflab bolus ที่วางขายในท้องตลาดเชิงพาณิชย์ ไม่สามารถวางได้แนบชิดกับผิวผู้ป่วยในบางกรณี เช่น กรณีที่ผิวผู้ป่วยมีความโค้งเว้าหรือผิวหนังมีความผิดปกติ ส่งผลให้เกิดโพรงอากาศระหว่าง bolus และผิวผู้ป่วย ทำให้ปริมาณรังสีที่ผิวผู้ป่วยเปลี่ยนไปจากที่วางแผนการรักษาไว้ จากการเกิด re-buildup อีกครั้งหลังผ่านช่องอากาศ จึงมีหลายงานวิจัยทำการสร้าง bolus แบบ 3 มิติ ที่เข้ารูปตามรูปร่างของผู้ป่วยโดยใช้เทคโนโลยี 3D printing<sup>[5, 8-10]</sup> โดย Wang KM และคณะ<sup>[10]</sup> พบว่าการขึ้นรูป silicone bolus ลดผลของ air gap ได้อย่างชัดเจนในมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานที่อยู่ตื้นๆ ทำให้ปริมาณรังสีที่วัดได้มีความถูกต้องมากกว่าการใช้ bolus ที่วางขายตามท้องตลาด

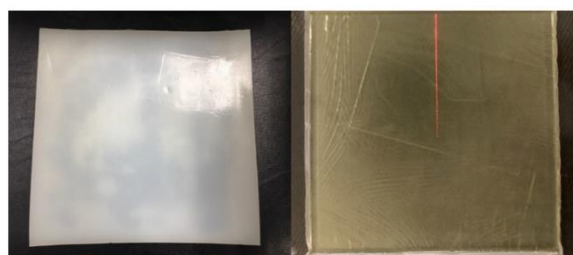
การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อสร้าง bolus ราคาถูกจากยางซิลิโคน และทำการศึกษาคูณสมบัติของยางซิลิโคนที่สร้างขึ้นเพื่อนำมาใช้เป็น bolus ในงานทางรังสีรักษาสำหรับเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวให้ผู้ป่วย และสร้าง bolus แบบสามมิติโดยสร้าง shell สำหรับขึ้นรูป bolus ด้วยการใช้เครื่องพิมพ์สามมิติ

## วิธีดำเนินการศึกษา

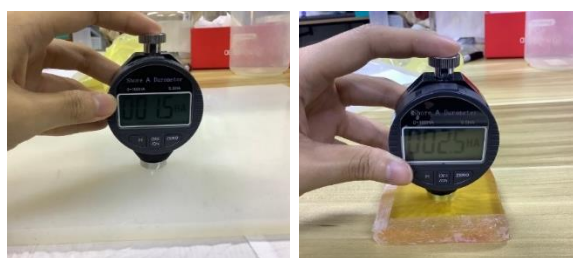
ทำการสั่งซื้อยางซิลิโคน รุ่น RA-00A และ RA-00B จากทางออนไลน์ ในราคา 650 บาท เป็นสารละลายสีขุนใส ปริมาณขวดละ 500 กรัม มีคุณสมบัติที่มีความนุ่มเป็นพิเศษ ความหนืด 7000-8000 cps, ความต้านทานการฉีกขาด (tear strength) 20 N/mm, ความต้านแรงดึง (tensile strength) 5 MPa, การหดตัว <0.3%, และความแห้งที่ 4 ชั่วโมงที่อุณหภูมิ 25 องศาเซลเซียส จากนั้นนำสารละลายทั้งสองขวดมาผสม คนให้เข้ากันจนเป็นเนื้อเดียว และนำมาเทขึ้นรูปตามที่ต้องการ ในที่นี้ ทำการขึ้นรูปเป็นแผ่นสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด 30x30 ซม<sup>2</sup> และมีความหนา 1 เซนติเมตร ทั้งไว้ 1 คืนเพื่อให้ยางซิลิโคนขึ้นรูปและคงตัวอย่างคงที่ ดังแสดงในรูปที่ 3(ก) เปรียบเทียบกับ bolus ที่วางขายในท้องตลาดและใช้ในทางคลินิกในปัจจุบัน ดังรูปที่ 3(ข)



รูปที่ 2 โบลัสที่ถูกตัดเป็นชิ้นๆ สำหรับผู้ป่วยแต่ละราย



รูปที่ 3 Bolus ขนาด 30x30 ซม.<sup>2</sup> แบบ (ก) silicone ที่สร้างขึ้น และ (ข) polymer gel เชิงพาณิชย์



รูปที่ 4 การวัดความแข็งของ bolus โดยใช้ shore A durometer



รูปที่ 5 การสแกน bolus ด้วยเครื่อง CT เพื่อหาค่า HU ของ commercial bolus (ก) การหาค่า HU ของ silicone bolus (ข) และประเมินความ uniformity ของ silicone bolus

ต่อมา นำ silicone bolus มาทดสอบคุณสมบัติทางกายภาพ เปรียบเทียบกับ commercial bolus ด้านความหนาจากการเฉลี่ย 4 ตำแหน่งบน bolus ที่ระยะ 5 เซนติเมตร จากแต่ละมุม

โดยใช้เวอร์เนีย และนำไปชั่งน้ำหนักเพื่อหาความหนาแน่น และใช้ Shore A Durometer วัดความแข็งของ bolus ดังรูปที่ 4

จากนั้น นำ bolus ที่ได้ไปสแกนด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เพื่อหาค่า Hounsfield unit (HU) เฉลี่ยจาก 9 ตำแหน่ง เพื่อประเมินความ uniformity ของ bolus ที่สร้างขึ้น ดังรูปที่ 5 และวัดการดูดกลืนปริมาณรังสีของ bolus โดยการคำนวณรังสีที่ผิวเปรียบเทียบกับระหว่างมี bolus และไม่มี bolus โดยใช้ bolus 2 ชนิด คือ silicone bolus และ commercial bolus จากเครื่องวางแผนการรักษา Eclipse (Varian Medical System, Palo Alto, CA) เวอร์ชัน 15 โดยคำนวณจากเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น Clinac iX (Varian Medical System, Palo Alto, CA) จากทั้งโฟตอนและอิเล็กตรอน ที่พลังงาน 6 MV, 10 MV, 6 MeV และ 9 MeV จากนั้นทำการสร้าง bolus แบบ 3 มิติบริเวณจมูก โดยใช้ต้นแบบจาก Alderson RANDO phantom (Alderson Research Laboratories, Stanford, CT) และใช้ Autodesk fusion 360 software ในการสร้าง shell ความหนา 1 เซนติเมตร ทำการสร้าง 3D shell bolus จากวัสดุ Polylactic acid (PLA) ด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ รุ่น Raise 3D pro ซึ่งเป็นเครื่องพิมพ์ระบบ 2 หัวฉีด จากนั้นทำการเท silicone ลงบน shell ที่สร้างขึ้นเพื่อขึ้นรูป 3D silicone bolus

### ผลการศึกษาและอภิปรายผล

ผลการทดสอบทางกายภาพและค่า HU ของ bolus ทั้งสองชนิด แสดงให้เห็นในตารางที่ 1 โดยหลังจากขึ้นรูป silicone และรอให้แห้ง ได้ขึ้น silicone bolus ที่มีสีขาวขุ่น เป็นเนื้อเดียว มีความนุ่ม เมื่อทำการวัดความหนาเฉลี่ยของ silicone bolus และ commercial bolus ได้ความหนาเท่ากับ  $1.07 \pm 0.01$  เซนติเมตร และ  $1.05 \pm 0.00$  เซนติเมตร ตามลำดับ จะเห็นว่า commercial bolus มีความหนาใกล้เคียง 1 เซนติเมตร มากกว่า แต่ความแตกต่างระหว่าง silicone bolus และ commercial bolus ถือว่าน้อยมาก มีความแตกต่างเพียง 0.02 เซนติเมตร เท่านั้น ทั้งนี้ขึ้นกับความสามารถของผู้ทำในการเท silicone ให้ได้ตามความหนาที่ต้องการของผู้วิจัย ขณะที่ความหนาแน่นของ silicone bolus และ commercial bolus ได้เท่ากับ 0.99 กรัม/ลูกบาศก์เซนติเมตร และ 1.03 กรัม/ลูกบาศก์เซนติเมตร ตามลำดับ ซึ่ง silicone bolus มีค่าใกล้เคียงน้ำที่ 1.0 กรัม/ลูกบาศก์เซนติเมตรมากกว่า ในส่วนของความแข็งจากการวัดด้วย Shore A durometer ซึ่งมีช่วงของค่าอยู่ที่ 0-100 HA พบว่า silicone bolus และ commercial bolus มีค่าความแข็งเท่ากับ 1.5 HA และ 2.5 HA ตามลำดับ ซึ่งแสดงถึง commercial bolus มีความ

นุ่มกว่าเล็กน้อย นอกจากนี้ ค่า Hounsfield unit เฉลี่ยจาก 9 ตำแหน่งของ silicone bolus และ commercial bolus ที่แสดงถึงความถูกต้องและความ uniformity ของ bolus มีค่าเท่ากับ  $-73 \pm 42$  และ  $-124 \pm 63$  ตามลำดับ แสดงให้เห็นว่า silicone bolus มีค่า HU ใกล้เคียงกับน้ำมากกว่าเล็กน้อย และมีความสม่ำเสมอที่ดีกว่า

เมื่อนำ bolus ทั้งสองชนิดมาคำนวณหาปริมาณรังสีที่ผิวเปรียบเทียบระหว่างมีและไม่มี bolus พบว่าการใช้ bolus สามารถเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวได้เป็นอย่างมากเมื่อใช้โฟตอน ขณะที่เมื่อใช้อิเล็กตรอน มีการเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวไม่มากนัก เนื่องจากอิเล็กตรอนให้ปริมาณรังสีที่ผิวในระดับที่สูงอยู่แล้ว สอดคล้องกับงานวิจัยของ Sutanto H และคณะ<sup>[7]</sup> ที่แสดงให้เห็นว่า การใช้ silicone bolus สามารถเพิ่มปริมาณรังสีที่ผิวของ

อิเล็กตรอนจากประมาณ 90% เป็นประมาณ 100% ซึ่งค่าที่แตกต่างกัน เป็นผลจากพลังงานที่ไม่เท่ากัน โดยงานวิจัยของ Sutanto H และคณะ ศึกษาที่ 8 MeV และ 10 MeV ขณะที่ Fujimoto K และคณะ<sup>[11]</sup> แสดงให้เห็นว่า bolus ชนิดต่างๆ ที่สร้างขึ้น ให้ผลการดูดกลืนปริมาณรังสีที่ไม่ต่างจากการใช้ solid water phantom หรือ commercial bolus ในโฟตอน ซึ่งมีความสอดคล้องกับงานวิจัยนี้ ตารางที่ 2 แสดงให้เห็นถึงค่าปริมาณรังสีที่ผิวระหว่าง silicone bolus และ commercial bolus ที่มีความใกล้เคียงกันมาก มีความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ผิวไม่เกิน 1% ทั้งในโฟตอนและอิเล็กตรอน แสดงให้เห็นถึงความสามารถในการดูดกลืนรังสีที่ไม่แตกต่างกันจาก bolus ทั้งสองชนิด

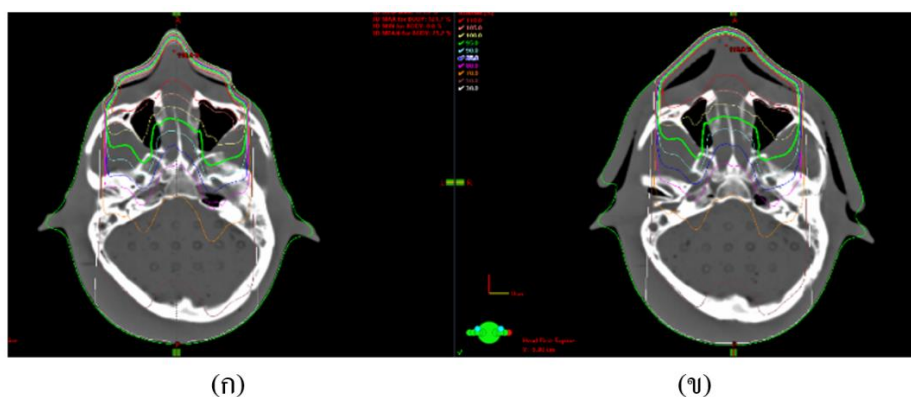
ตารางที่ 1 ผลทางกายภาพและค่า HU ของ silicone rubber bolus และ commercial bolus

| คุณสมบัติทางกายภาพ                  | Silicone rubber bolus | Commercial bolus | ค่าในทางอุดมคติ (น้ำ) |
|-------------------------------------|-----------------------|------------------|-----------------------|
| ความหนา (ซม.)                       | $1.07 \pm 0.01$       | $1.05 \pm 0.00$  | 1.00                  |
| ความหนาแน่น (กรัม/ซม <sup>3</sup> ) | 0.99                  | 1.03             | 1.00                  |
| ความแข็ง (HA)                       | 1.5                   | 2.5              | -                     |
| ค่า Hounsfield unit                 | $-73 \pm 42$          | $-124 \pm 63$    | 0                     |

ตารางที่ 2 เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่ผิวระหว่างการใช้อิเล็กตรอน silicone bolus และ commercial bolus

| พลังงาน                     | Bolus | ปริมาณรังสีที่ผิว (%) |            | ความแตกต่างของปริมาณรังสี (%) |
|-----------------------------|-------|-----------------------|------------|-------------------------------|
|                             |       | Silicone              | Commercial |                               |
| 6 MV                        | ไม่มี | 30.0                  |            |                               |
|                             | มี    | 98.5                  | 98.1       | 0.4                           |
| ปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น (%) |       | 68.5                  | 68.1       |                               |
| 10 MV                       | ไม่มี | 23.1                  |            |                               |
|                             | มี    | 90.2                  | 89.3       | 0.9                           |
| ปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น (%) |       | 67.1                  | 66.2       |                               |
| 6 MeV                       | ไม่มี | 81.5                  |            |                               |
|                             | มี    | 99.2                  | 98.5       | 0.7                           |
| ปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น (%) |       | 17.7                  | 17.0       |                               |
| 9 MeV                       | ไม่มี | 86.9                  |            |                               |
|                             | มี    | 94.3                  | 94.7       | -0.4                          |
| ปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น (%) |       | 7.4                   | 7.8        |                               |





รูปที่ 6 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากเครื่องวางแผนการรักษา เปรียบเทียบระหว่าง  
(ก) การใช้ 3D silicone bolus และ (ข) commercial bolus.

เมื่อนำ bolus มาขึ้นรูปบริเวณจมูกแบบสามมิติ และนำไปสแกนด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จากภาพที่ได้ พบว่า 3D silicone bolus สามารถเข้ารูปตามความโค้งเว้าของผู้ป่วยหรือแพนทอมได้เป็นอย่างดี ดังแสดงในรูปที่ 6(ก)สามารถลด air gap ได้อย่างชัดเจน ที่ commercial bolus ไม่สามารถทำได้ดังรูปที่ 6(ข) ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่ศึกษา 3D printed bolus<sup>[12-15]</sup> โดยในงานวิจัยถัดไป จะทำการศึกษานี้

ในส่วนของการใช้ 3D bolus ในบริเวณต่างๆ ที่นำมาใช้งานจริง เพื่อลดผลของ air gap จากการใช้ commercial bolus และเปรียบเทียบปริมาณรังสีจากแผนการรักษาต่อไป ซึ่ง 3D silicone bolus แบบนี้เหมาะกับการฉายรังสีที่รอยโรคมีส่วนเว้าโค้งเยอะ เช่น มะเร็งบริเวณจมูก และมะเร็งเต้านมที่ตัดแบบสงวนเต้านมไว้ เพราะจะทำให้บอลลูนแนบไปกับผิวที่สุดโดยจะช่วยให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีเพิ่มมากขึ้น ดังรูปที่ 7



รูปที่ 7 แสดงการนำ silicone bolus มาประยุกต์ใช้ สร้างให้เป็นรูปร่าง 3 มิติบริเวณจมูก

## สรุปผลการศึกษา

โดยสรุป silicone bolus มีคุณสมบัติทางฟิสิกส์และการดูดกลืนปริมาณรังสีใกล้เคียงกับcommercial bolus โดยมีความแตกต่างไม่เกิน 1% สามารถนำมาแทนที่ได้ โดยมีราคาถูกกว่าถึง 20 เท่า นอกจากนี้ยังสามารถทำเป็น 3 มิติ ทำให้มีความแนบชิดกับอวัยวะที่มีความโค้งเว้าได้ดีกว่าเช่นมะเร็งบริเวณจมูกและบริเวณเต้านมที่ตัดแบบสงวนเต้านมไว้ อาจจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วยได้ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับมีความถูกต้องมากขึ้น และงานวิจัยนี้สามารถนำไปพัฒนาต่อยอดในเชิงพาณิชย์ได้ในอนาคตได้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] Podgorsak EB. Radiation oncology physics: a handbook for teacher and students. Vienna: International Atomic Energy Agency.
- [2] Gunhan B, Kemikler G, Koca A. Determination of surface dose and the effect of bolus to surface dose in electron beams. Med Dos. 2003;28:193-8.
- [3] Wong G, Lam E, Bosnic S, et al. Quantitative effect of bolus on skin dose in postmastectomy radiation therapy. Research. 2020;51:462-9.
- [4] Lu Y, Song J, Yao X, An M, Shi Q, Huang X. 3D printing polymer-based bolus used for radiotherapy. Int J Bioprint. 2021;7:27-42.

- [5] Gong P, Dai G, Wu X, et al. Application of thermoplastic elastomer (TPE) bolus in postmastectomy radiotherapy. *The Breast*. 2022;66:317-23.
- [6] Chaloeiparb C, Wiriyatharakij T, Apipanyasopon L. Formation and surface dose determination of natural rubber bolus for a 9-MeV therapeutic electron beam. *J Th Asso Rad Oncol*. 2020;26:R55-67.
- [7] Sutanto H, Marhaendrajaya I, Wiratma G, et al. The properties of bolus material using silicone rubber. *IOP Conf. Series: Mater Sci Eng*. 2019;622:012002.
- [8] Butson MJ, Cheung T, Yu P, et al. Effects on skin dose from unwanted air gaps under bolus in photon beam radiotherapy. *Radiat Meas*. 2000;32:201-4.
- [9] Kong M, Holloway L. An investigation of central axis depth dose distribution perturbation due to an air gap between patient and bolus for electron beams. *Australas Phys Eng Sci Med*. 2007;30:111-9.
- [10] Wang KM, Rickards A, Bingham T, Tward JD, Price RG, Technical note: Evaluation of a silicone-based custom bolus for radiation therapy of a superficial pelvic tumor. *J Appl Clin Med Phys*. 2022;23:e13538.
- [11] Fujimoto K, Shiinoki T, Yuasa Y, et al. Efficacy of patient-specific bolus created using three-dimensional printing technique in photon radiotherapy. *Phys Med*. 2017;38:1-9.
- [12] Zhang C, Lewin W, Cullen A, Thommen D, Hill R. Evaluation of 3D-printed bolus for radiotherapy using megavoltage X-ray beams. *Rad Phys Tech*. 2023;16:1-8.
- [13] Wang X, Wang X, Xiang Z, et al. The clinical application of 3D-printed boluses in superficial tumor radiotherapy. *Front Oncol*. 2021;11:698773.
- [14] Yu S, Ahn SH, Choi SH, Ahn WS, Jung IH. Clinical application of a customized 3D-printed bolus in radiation therapy for distal extremities. *Life*. 2023;13:362-70.
- [15] Biltekin F, Yazici G, Ozyigit G. Characterization of 3D-printed bolus produced at different printing parameters. *Med Dos*. 2021;46:157-163.