



การประเมินปริมาณรังสีของการวางแผนการรักษาโดยใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน
สำหรับเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรในมะเร็งเต้านม
ด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2565
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

การประเมินปริมาณรังสีของการวางแผนการรักษาโดยใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน
สำหรับเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรในมะเร็งเต้านม
ด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2565
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

วิทยานิพนธ์ เรื่อง "การประเมินปริมาณรังสีของการวางแผนการรักษาโดยใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน
สำหรับเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาณในมะเร็งเต้านม
ด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนคอต"
ของ รัตใจ ใจสุทธิ
ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม)

..... ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก)

..... กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ)

..... กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธัญรัตน์ ชูศิลป์)

อนุมัติ

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.กรองกาญจน์ ชูทิพย์)
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อเรื่อง	การประเมินปริมาณรังสีของการวางแผนการรักษาโดยใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน สำหรับเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรในมะเร็งเต้านม ด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท
ผู้วิจัย	รัตใจ ใจสุทธิ
ประธานที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก
กรรมการที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. ฟิสิกส์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2565
คำสำคัญ	การฉายรังสีมะเร็งเต้านม, วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน, นาโนดอท

บทคัดย่อ

รายงานของไอซีอาร์ยู เลขที่ 83 แนะนำให้ใช้แฟลชรีเจียนในการวางแผนการรักษาในมะเร็งเต้านม แต่ยังไม่ได้มีการศึกษาถึงการวัดปริมาณรังสีจริงจากเทคนิคดังกล่าว งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อการตรวจสอบแผนการรักษาแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรบริเวณเต้านมที่มีการปรับเปลี่ยนค่าเลขซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนโดยใช้นาโนดอท และประเมินค่าเลขซีทีที่เหมาะสมของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน โดยทำการศึกษาคุณลักษณะเฉพาะของนาโนดอท จากนั้นนำมาวัดปริมาณรังสีในแผนการรักษาของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองที่มีการวางแผนการฉายรังสีจำนวน 9 ตำแหน่ง และมีการปรับเปลี่ยนค่าเลขซีทีที่ 0 ถึง -700 HU โดยลดลงครั้งละ 100 HU และมีการขยายก่อนมะเร็งที่ 5 และ 10 มิลลิเมตร ที่ความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน 10 และ 15 มิลลิเมตร ตามลำดับ จากนั้น ทำการเปรียบเทียบแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมจำนวน 10 ราย ซึ่งทำการวางแผนการรักษาด้วยการปรับพารามิเตอร์เช่นเดียวกับหุ่นจำลอง โดยผลการศึกษาพบว่า นาโนดอทสามารถอ่านค่าได้คงที่ภายหลังจากฉายรังสี 6 นาที มีความสม่ำเสมอ และความเที่ยงตรงสำหรับการนำมาวัดรังสีซ้ำ แต่มีการสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า และไม่เป็นอิสระเชิงมุม ในการสอบเทียบอุปกรณ์มีค่าปัจจัยการสอบเทียบ เท่ากับ 1.22 โดยจากการวัดปริมาณรังสีในแผนการรักษาในหุ่นจำลองด้วยนาโนดอท พบว่า ค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้เทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษาโดยเฉลี่ย 9 ตำแหน่งนั้นมีค่าไม่อยู่ภายใน $\pm 5\%$ ตามที่ไอเออีเอแนะนำ และจากการประยุกต์ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา พบว่า แผนการรักษาที่ปริมาณรังสีผ่านเกณฑ์ทั้งหมด คือ แผนการรักษาที่ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 และ 15 มิลลิเมตร ที่มีค่าเลขซีที เท่ากับ 0 HU โดยสรุปนาโนดอทสามารถนำ

มาใช้ในการประเมินปริมาณรังสีในการวางแผนการรักษาโดยใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรบริเวณเต้านม โดยค่าเลขซีทีที่เหมาะสม สำหรับวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน คือ 0 HU ทั้งนี้ ในการวัดปริมาณรังสีนั้นควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในส่วนของ การวัดปริมาณรังสีในผู้ป่วยจริง



Title	DOSIMETRIC EVALUATION OF VIRTUAL BOLUS ON VMAT IN BREAST CANCER USING OSLD.
Author	Rusdchai Chaisuttee
Advisor	Assistant Professor Titipong Kaewlek, Ph.D.
Co-Advisor	Assistant Professor Sumalee Yabsantia, Ph.D.
Academic Paper	M.S. Thesis in Medical Physics, Naresuan University, 2022
Keywords	Breast VMAT, Virtual Bolus, OSLD

ABSTRACT

ICRU Report No. 83 recommends using the Flash Region in planning treatment for breast cancer. However, it is still uncertain whether breast cancer patients undergoing VMAT irradiation with virtual bolus in the treatment plan receive the intended radiation dose. The aim of this study was to investigate the measurement and calculation of dose in breast VMAT with virtual bolus using nanoDot™ and to estimate the optimal CT number of the virtual bolus for breast VMAT. In this study, the characteristics of the nanoDot™ were investigated and then used to measure the radiation dose from treatment planning of a computed tomography dataset of a phantom with a breast. Nine nanoDot™ were placed on the breast. The treatment was planned using the VMAT technique. The CT number varied from 0 to -700 HU in decrements of 100 HU, and the PTV boundaries were expanded by 5 mm and 10 mm for virtual bolus thicknesses of 10 mm and 15 mm, respectively. The treatment plan for VMAT with virtual bolus was compared among 10 breast cancer patients, using the same parameters that were modified in the phantom. The characterization of nanodots showed that the readings were stable after 6 minutes of irradiation. The characteristics of this detector were uniformity, reproducibility of measurement. However, signal loss per reading and directional dependence were present. The calibration factor was 1.22, and dosimetric measurements were carried out in phantoms. The percentage difference between the measured and calculated mean dose for all treatment plans was within $\pm 5\%$, following the IAEA recommendations. From the application of virtual bolus in

treatment planning, the treatment plan that passed the dose criteria was the treatment plan for virtual bolus thicknesses of 10 and 15 mm with a CT number of 0 HU. In conclusion, nanoDot™ can be used for dosimetric evaluation in breast VMAT with virtual bolus. The appropriate CT number for the virtual bolus is 0 HU. In future studies, in vivo dosimetry should be performed on real patients.



ประกาศคุณูปการ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก ประธานที่ปรึกษา วิทยาลัยนิพนธ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ กรรมการที่ปรึกษาวิทยาลัยนิพนธ์ที่ได้สละเวลา ในการให้คำปรึกษาพร้อมทั้งให้การสนับสนุนในการทำวิจัยอย่างเต็มที่ตลอดระยะเวลาการทำ วิทยาลัยนิพนธ์ฉบับนี้ และขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยาลัยนิพนธ์อันประกอบด้วย ผู้ช่วย ศาสตราจารย์ ดร. ทวีป แสงแห่งธรรม และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ธัญรัตน์ ชูศิลป์ กรรมการ ผู้ทรงคุณวุฒิ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำและแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยาลัยนิพนธ์จนสำเร็จลุล่วงอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณหน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวรที่เอื้อเพื่อสถานที่ และ เครื่องมือสำหรับวัดปริมาณรังสีในการศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และขอขอบพระคุณนักฟิสิกส์การแพทย์ที่สละเวลาอันมีค่าในการให้คำแนะนำในการเก็บข้อมูล ขอขอบพระคุณหน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระปกเกล้าที่เอื้อเพื่อสถานที่และ เครื่องมือสำหรับการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง และการวางแผนการรักษา ขอขอบพระคุณนายแพทย์ กุลชาติ อุทัยวิชากุล รังสีแพทย์ที่สละเวลาอันมีค่าในการวาดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะเสี่ยงใน วิทยาลัยนิพนธ์นี้ และขอขอบคุณผู้มีส่วนเกี่ยวข้องกับวิทยาลัยนิพนธ์นี้ทุกท่านที่ช่วยเหลือด้วยดีอย่างเต็มกำลัง เหนือสิ่งอื่นใดขอกราบขอบพระคุณบิดาของผู้วิจัยที่ให้กำลังใจและสนับสนุนทุกด้านตลอดมา

คุณค่าและคุณประโยชน์อันพึงมีจากวิทยาลัยนิพนธ์ฉบับนี้ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าจะเป็น ประโยชน์ต่อไปในอนาคต

รัตใจ ใจสุทธิ

สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
ประกาศคุุณุปการ.....	ช
สารบัญ.....	ซ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ.....	ฒ
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา.....	1
จุดมุ่งหมายของการศึกษา.....	2
ขอบเขตของงานวิจัย.....	3
สมมุติฐานของการวิจัย.....	3
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	4
2.1.1 มะเร็งเต้านม (Breast cancer).....	4
2.1.2 แพลชรีเจียน (Flash region).....	5
2.1.3 อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	6
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	9
บทที่ 3 วิธีดำเนินการวิจัย.....	14
3.1 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	14

3.2 การดำเนินการวิจัย.....	22
3.2.1 การหาคุณลักษณะเฉพาะ (Characteristics) ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	22
3.2.2 การสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	30
3.2.3 การประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทในการวัดปริมาณรังสี ในหุ่นจำลองในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิง ปริมาตรของมะเร็งเต้านม	31
3.2.4 การประยุกต์ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา.....	35
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	38
4.1 การหาคุณลักษณะเฉพาะ (Characteristics) ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนา โนดอท.....	38
4.2 การสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	45
4.3 การประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทในการวัดปริมาณรังสีใน หุ่นจำลองในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร ของมะเร็งเต้านม.....	45
4.4 การประยุกต์ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา.....	46
บทที่ 5 อภิปรายผล.....	49
ข้อจำกัดของงานวิจัย.....	51
ข้อเสนอแนะ.....	52
บทที่ 6 บทสรุป.....	53
บรรณานุกรม.....	54
ภาคผนวก.....	58
ประวัติผู้วิจัย.....	100

สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 แสดงการทดสอบคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	6
ตาราง 2 แสดงค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนทรวงอกของโรงพยาบาลพระปกเกล้า.....	32
ตาราง 3 แสดงค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการทดสอบ.....	33
ตาราง 4 แสดงปริมาณรังสีตามกำหนดขีดจำกัดเฉพาะตาม RTOG 1005.....	36
ตาราง 5 แสดงค่าความไม่แน่นอน (Uncertainty) จากปัจจัยต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอลดี ชนิดนาโนดอท.....	44
ตาราง 6 แสดงค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดได้เทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษาโดยเฉลี่ย 9 ตำแหน่ง.....	45
ตาราง 7 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยของก้อนมะเร็งในแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมจำนวน 10 ราย.....	47
ตาราง 8 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยของปอดและหัวใจในแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมจำนวน 10 ราย.....	48
ตาราง 9 แสดงค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย ในระยะเวลาภายหลังการฉายรังสี.....	59
ตาราง 10 แสดงปริมาณรังสี และค่าความไวในการศึกษาความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี.....	60
ตาราง 11 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายครั้งที่ 1.....	64
ตาราง 12 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายครั้งที่ 2.....	65
ตาราง 13 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายครั้งที่ 3.....	65
ตาราง 14 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยพลังงาน 6 เมกะโวลต์.....	65
ตาราง 15 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยพลังงาน 10 เมกะโวลต์.....	66

ตาราง 16 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 100 มอนิเตอร์ยูนิตต่อ นาที่.....	66
ตาราง 17 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 200 มอนิเตอร์ยูนิตต่อ นาที่.....	66
ตาราง 18 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 300 มอนิเตอร์ยูนิตต่อ นาที่.....	67
ตาราง 19 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อ นาที่.....	67
ตาราง 20 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 500 มอนิเตอร์ยูนิตต่อ นาที่.....	67
ตาราง 21 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 600 มอนิเตอร์ยูนิตต่อ นาที่.....	68
ตาราง 22 แสดงค่าปริมาณรังสีที่อัตราปริมาณรังสีต่าง ๆ.....	68
ตาราง 23 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการอ่านค่าซ้ำ 20 ครั้ง.....	69
ตาราง 24 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 5 เซนติเกรย์.....	70
ตาราง 25 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 10 เซนติเกรย์.....	70
ตาราง 26 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 50 เซนติเกรย์.....	70
ตาราง 27 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์.....	71
ตาราง 28 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 200 เซนติเกรย์.....	71
ตาราง 29 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 300 เซนติเกรย์.....	71
ตาราง 30 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 400 เซนติเกรย์.....	72
ตาราง 31 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 0 องศา.....	72
ตาราง 32 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 30 องศา.....	72

ตาราง 33 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 60 องศา.....	73
ตาราง 34 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 90 องศา.....	73
ตาราง 35 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 270 องศา.....	73
ตาราง 36 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 300 องศา.....	74
ตาราง 37 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 330 องศา.....	74
ตาราง 38 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยการเปิดพื้นที่ลำรังสี 5 x 5 ตาราง เซนติเมตร	74
ตาราง 39 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยการเปิดพื้นที่ลำรังสี 10 x 10 ตาราง เซนติเมตร	75
ตาราง 40 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยการเปิดพื้นที่ลำรังสี 15 x 15 ตาราง เซนติเมตร	75
ตาราง 41 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยการเปิดพื้นที่ลำรังสี 20 x 20 ตาราง เซนติเมตร	75
ตาราง 42 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการใช้ Ionization chamber วัดปริมาณรังสี เมื่อเปิด พื้นที่ลำรังสีขนาดต่าง ๆ	76
ตาราง 43 แสดงค่าร้อยละความแตกต่างของ Output factor	76
ตาราง 44 แสดงปริมาณรังสีจากการสอบเทียบโดยวัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	77
ตาราง 45 แสดงปริมาณรังสีจากการสอบเทียบโดยวัดด้วย Ionization chamber.....	77
ตาราง 46 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาแบบไม่ใส่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน .	79
ตาราง 47 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ 0 HU	80

ตาราง 60 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -500 HU.....	93
ตาราง 61 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -600 HU.....	94
ตาราง 62 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -700 HU.....	95
ตาราง 63 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยของก้อนมะเร็งในแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งเต้านม จำนวน 10 ราย	96



สารบัญภาพ

	หน้า
ภาพ 1 แสดงลักษณะทางกายวิภาคของเต้านมเพศหญิง	4
ภาพ 2 แสดง Flash region ในการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม	5
ภาพ 3 แสดงอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	6
ภาพ 4 แผนภาพกระบวนการดูดกลืนแสง	8
ภาพ 5 แผนภาพกระบวนการอ่านค่านับวัด.....	9
ภาพ 6 แสดงหุ่นจำลอง Alderson radiation therapy phantom.....	14
ภาพ 7 แสดงอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	15
ภาพ 8 แสดงเครื่องอ่านค่านับวัด รุ่น MicroStar.....	15
ภาพ 9 แสดงเครื่องล้างข้อมูลการนับวัด Annealer.....	16
ภาพ 10 แสดงเครื่องจำลองการรักษาด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์.....	16
ภาพ 11 แสดงเครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Clinac 2100 C/D.....	17
ภาพ 12 แสดงเครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Vitalbeam	18
ภาพ 13 แสดงระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Eclipse รุ่น 16.01.10.....	18
ภาพ 14 แสดงวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ.....	19
ภาพ 15 แสดงวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ชนิดแข็ง	19
ภาพ 16 แสดง CTDI phantom.....	20
ภาพ 17 แสดง Ionization chamber 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร.....	20
ภาพ 18 แสดง Electrometer รุ่น UNIDOS ยี่ห้อ PTW	21
ภาพ 19 แสดง Ionization chamber 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตร	21

ภาพ 20 แสดง Electrometer รุ่น DOSE 1 ยี่ห้อ IBA dosimetry.....	22
ภาพ 21 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี	23
ภาพ 22 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ	25
ภาพ 23 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับการตอบสนองต่อพลังงาน	26
ภาพ 24 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับการตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี.....	28
ภาพ 25 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับการตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี.....	29
ภาพ 26 แสดงการสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	31
ภาพ 27 แสดงการจัดตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท.....	34
ภาพ 28 แสดงค่า Normalized response กับระยะเวลาภายหลังการฉายรังสี	38
ภาพ 29 แสดงค่านับวัดเฉลี่ยของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท	39
ภาพ 30 แสดง Relative response ของความเที่ยงตรงเมื่อวัดปริมาณรังสีซ้ำ	40
ภาพ 31 แสดง Relative response ของการตอบสนองต่อพลังงาน.....	40
ภาพ 32 แสดง Relative response ของการตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี	41
ภาพ 33 แสดง Relative response ของการสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า	42
ภาพ 34 แสดงความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี.....	42
ภาพ 35 แสดง Relative response ของการตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี	43
ภาพ 36 แสดงค่า Output factor ของแต่ละพื้นที่ลำรังสี.....	44

ภาพ 49 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษา วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -300 HU	91
ภาพ 50 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษา วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -400 HU	92
ภาพ 51 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษา วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -500 HU	93
ภาพ 52 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษา วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -600 HU	94
ภาพ 53 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษา วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -700 HU	95
ภาพ 54 แสดงหนังสือรับรองโครงการวิจัยครั้งแรก จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยใน มนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร	98
ภาพ 55 แสดงเอกสารรับรองโครงการวิจัย จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ จังหวัดจันทบุรี/เขตสุขภาพที่ 6	99

อักษรย่อ

Al ₂ O ₃	=	Aluminum oxide
cGy	=	Centigray
CTDI	=	Computed tomography dose index
CV	=	Coefficient of variation
Gy	=	Gray
HU	=	Hounsfield unit
MLC	=	Multileaf collimator
MV	=	Megavolt
OARs	=	Organs at risk
OSLD	=	Optically Stimulated Luminescent dosimeter
VMAT	=	Volumetric modulated arc therapy



บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

การฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร (Volumetric modulated arc therapy หรือ VMAT) เป็นเทคนิคการฉายรังสีที่มีการปรับความเข้มโดยการเคลื่อนที่ของซี่กำบังรังสี (Multileaf Collimator หรือ MLC) การปรับอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) และความเร็วในการเคลื่อนที่ของหัวเครื่องฉายรังสี (Gantry speed) ในระหว่างการฉายรังสี (1) โดยการฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้นิยมใช้ในการรักษาโรคมะเร็งหลายส่วน เช่น ต่อมลูกหมาก ศีรษะและลำคอ เต้านม และตำแหน่งอื่นๆ (2, 3) ซึ่งข้อดีของเทคนิคนี้ คือ ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีที่ครอบคลุม และลดปริมาณรังสีที่ปอดและหัวใจได้ดี อย่างไรก็ตาม เทคนิคนี้อาจเป็นการเพิ่มความเสี่ยงให้เกิดโรคมะเร็งชนิดที่สอง (Second cancers) และความเสี่ยงอื่นๆ ได้ เนื่องจากรังสีปริมาณต่ำที่ผู้ป่วยได้รับ (3, 4) จากผลกระทบดังกล่าว ทำให้การเลือกใช้การฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมนั้นจะใช้เทคนิคนี้เฉพาะในกรณีที่มีความซับซ้อนสูง ซึ่งไม่สามารถวางแผนการรักษาให้ได้ปริมาณรังสีตามกำหนดขีดจำกัดเฉพาะ (Dose Constraints) โดยใช้เทคนิคมาตรฐานได้ (3)

โดยรายงานของไอซีอาร์ยู เลขที่ 83 (ICRU report No.83) แนะนำให้ใช้แฟลชริเจียน (Flash region) ในการวางแผนการรักษา (5) เนื่องจากเต้านมอยู่ในบริเวณที่มีการเคลื่อนไหวจากการหายใจ การเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคที่อาจเกิดขึ้นจากอาการบวม น้ำ ความไม่แน่นอนในการจัดทำผู้ป่วย (6) ซึ่งในการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity modulated radiation therapy หรือ IMRT) นั้น มีเครื่องมือที่เรียกว่า สกินแฟลช (Skin flash) (Eclipse treatment planning system, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) แต่อย่างไรก็ตาม ในการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรไม่มีเครื่องมือนี้ และเพื่อแก้ปัญหานี้ได้มีการนำเสนอเครื่องมือที่ใช้ทดแทน Skin flash ได้แก่ วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน (Virtual Bolus) (3) ซึ่งวิธีนี้ได้ถูกใช้อย่างแพร่หลาย (6, 7) โดย ปี ค.ศ.2018 Tyrn M และคณะ (7) ทำการศึกษาเพื่อประเมินประโยชน์ของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนสำหรับการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร ซึ่งการศึกษานี้ยืนยันถึงความปลอดภัยและประโยชน์ในการใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนระหว่างกระบวนการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร เพื่อชดเชยการเปลี่ยนแปลงของเต้านมที่อาจเกิดขึ้นระหว่างการฉายรังสีได้ และปี ค.ศ.2019 Lizondo M และคณะ (3) ทำการศึกษาโดยมีการกำหนดค่า

ความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนที่ 10 และ 15 มิลลิเมตรและมีการปรับเปลี่ยค่าเลขซีทีที่ 0 ถึง -700 HU พบว่า ค่าเลขซีทีที่มีผลกระทบต่อปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งที่น้อยที่สุด เท่ากับ -400 และ -600 ที่ความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ 10 มิลลิเมตร และ 15 มิลลิเมตร ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม ยังคงมีประเด็นคำถามว่า ผู้ป่วยมะเร็งเต้านมที่ได้รับการฉายรังสีด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรโดยใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษาได้รับปริมาณรังสีตามแผนการรักษาหรือไม่

เครื่องมือที่ใช้วัดปริมาณรังสีนั้นควรจะต้องมีความถูกต้องและแม่นยำสูง มีความละเอียดสูง รวมถึงไม่ขึ้นกับปัจจัยต่างๆ เช่น อัตราปริมาณรังสี พลังงาน เป็นต้น โดยเครื่องมือที่ใช้ในการวัดปริมาณรังสีในปัจจุบันมีหลายชนิด เช่น Ionization chamber, Metal oxide semiconductor field effect transistors (MOSFET), Thermoluminescent dosimeters (TLD) และ Optically stimulated luminescence detector (OSLD) เป็นต้น โดยอุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอท (Optically stimulated luminescent dosimetry) เป็นผลึกของสารประกอบอะลูมิเนียมออกไซด์ที่เพิ่มสารเจือปนชนิดคาร์บอน ($Al_2O_3:C$) มีขนาดเล็ก สะดวกในการใช้งาน จึงนิยมใช้ในการวัดปริมาณรังสีแบบ In vivo นอกจากนี้ ยังสามารถวิเคราะห์ค่าปริมาณรังสีซ้ำได้ และสามารถนำกลับมาใช้ใหม่ได้ (1, 8)

ดังนั้น งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อการตรวจสอบแผนการรักษาและเปรียบเทียบปริมาณรังสีในเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงบริเวณเต้านมที่มีการปรับเปลี่ยค่าวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน และประเมินค่าเลขซีที (CT number) ที่เหมาะสมของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนสำหรับการวางแผนการรักษามะเร็งเต้านม ในเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร

จุดมุ่งหมายของการศึกษา

1. เพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่างการวางแผนการรักษามะเร็งเต้านมด้วยวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนกับการวัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ในเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร ในหุ่นจำลองแบบใส่เต้านม
2. เพื่อประเมินค่าเลขซีทีที่เหมาะสมของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนสำหรับการวางแผนการรักษามะเร็งเต้านม ในเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร
3. เพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งและอวัยวะเสี่ยงได้รับจากการวางแผนการรักษามะเร็งเต้านมด้วยวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ในเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม

ขอบเขตของงานวิจัย

ศึกษาคุณลักษณะเฉพาะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ได้แก่ การจางหายของสัญญาณ ความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ การตอบสนองต่อพลังงาน การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี การสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี การตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี และการตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี จากนั้น ทำการสอบเทียบนาโนดอท และนำมาประยุกต์ใช้ในการวัดปริมาณรังสีจากการวางแผนการรักษามะเร็งเต้านมด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรด้วยชุดข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลอง Alderson radiation therapy phantom แบบใส่เต้านม โดยทำการปรับค่าความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนที่ความหนา 0, 10 และ 15 มิลลิเมตร และปรับค่าเลขซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่ 0, -100, -200, -300, -400, -500, -600 และ -700 HU ทำการขยายขนาดก้อนมะเร็งออกนอกขอบเขตลำตัวที่ขนาด 5 และ 10 มิลลิเมตร เพื่อชดเชยความคลาดเคลื่อนจากการเคลื่อนที่ของเต้านม จากนั้น นำแผนการรักษาส่งไปที่เครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น VitalBeam เพื่อทำการวัดปริมาณรังสี โดยทำการวัดในแต่ละจุดซ้ำ 3 ครั้ง เพื่อหาค่าเฉลี่ย และทำการประเมินความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้ด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท กับการคำนวณด้วยเครื่องวางแผนการรักษา โดยประเมินค่าปริมาณรังสีแบบจุดในก้อนมะเร็ง จากนั้น ทำการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรด้วยวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 และ 15 มิลลิเมตร ในภาพของผู้ป่วยมะเร็งเต้านม จำนวน 10 ราย โดยเป็นการเก็บข้อมูลย้อนหลัง และเปรียบเทียบแผนการรักษาด้วยค่า D_{max} และ $D_{95\%}$ ในก้อนมะเร็ง V_{5Gy} ของปอดด้านเดียวกับรอยโรค D_{mean} และ V_{10Gy} ของหัวใจ

สมมุติฐานของการวิจัย

ปริมาณรังสีที่วัดได้ตรงตามแผนการรักษาที่วางแผนด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรโดยการใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในหุ่นจำลอง

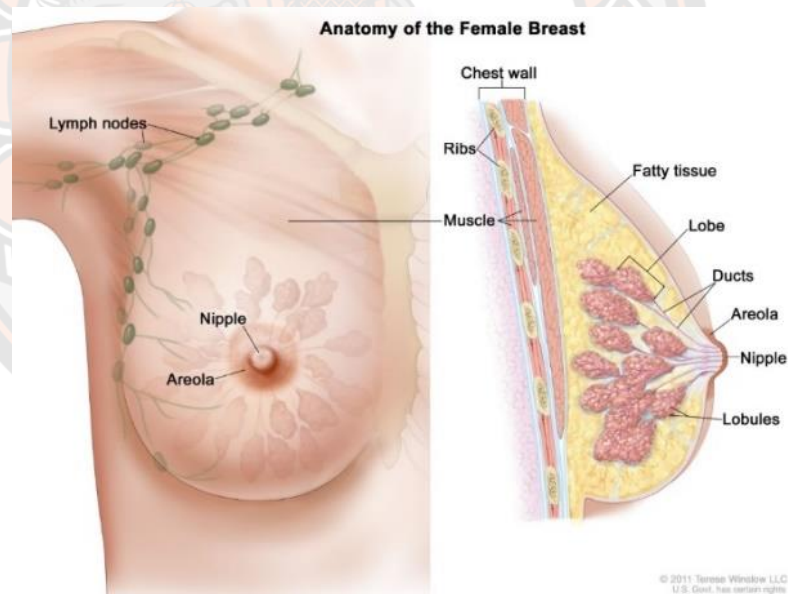
บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 มะเร็งเต้านม (Breast cancer)

มะเร็งเต้านมเป็นโรคที่เกิดความผิดปกติของเซลล์จากเนื้อเยื่อของเต้านม โดยเต้านมประกอบด้วยต่อมน้ำนม (Lobe) ประมาณ 15 – 20 ต่อมน และเชื่อมต่อกันด้วยท่อน้ำนม (Duct) ที่มีหน้าที่ในการนำน้ำนมจากต่อมน้ำนมไปยังหัวนม (Nipple) ซึ่งต่อมน้ำนมและท่อน้ำนมจะถูกล้อมรอบด้วยเนื้อเยื่อไขมัน (Fatty or adipose Tissue) และเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (Fibrous connective tissue) ทำให้เต้านมสามารถคงรูปได้ นอกจากนี้ ยังมีหลอดเลือด (Blood vessels) ท่อน้ำเหลือง (Lymph vessels) และเส้นประสาท (Nerve) แทรกอยู่ด้วย (9, 10) ดังแสดงในภาพ 1



ภาพ 1 แสดงลักษณะทางกายวิภาคของเต้านมเพศหญิง

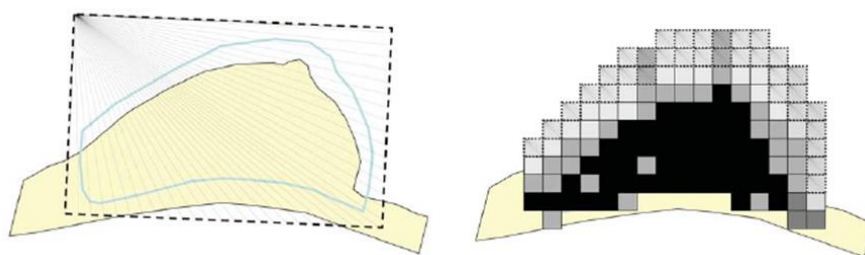
ที่มา: <https://www.cancer.gov/types/breast/patient/breast-treatment-pdq>

มะเร็งเต้านมที่พบบ่อยมากที่สุด คือ มะเร็งที่เกิดในท่อน้ำนม (Ductal carcinoma) ซึ่งเกิดขึ้นในเซลล์ของท่อน้ำนม ส่วนมะเร็งที่เกิดขึ้นในต่อมน้ำนม (Lobular carcinoma) มักพบในเต้านมทั้งสองข้างมากกว่ามะเร็งเต้านมชนิดอื่น (9)

โดยการรักษามะเร็งเต้านมด้วยการฉายรังสีนั้นสามารถรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบสามมิติ (Three dimensional conformal radiotherapy หรือ 3D-CRT) แบบปรับความเข้ม ที่เรียกว่า field-in-field หรือแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร ในกรณีที่การวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบสามมิตินั้นให้ปริมาณรังสีไม่เกินไปตามปริมาณรังสีที่กำหนด รังสีแพทย์อาจจะพิจารณาให้ฉายรังสีด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร โดยการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรเป็นการฉายรังสีที่มีการใช้ซึ่งกำลังรังสีในการปรับความเข้มของปริมาณรังสีและรูปร่างของก้อนมะเร็ง รวมถึงมีการปรับความเร็วของการหมุนของแกนทรี (Gantry speed) และการปรับอัตราปริมาณรังสี (Dose rate) โดยเทคนิคนี้ช่วยให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนด และลดปริมาณรังสีที่อวัยวะเสี่ยงโดยรอบนั้นได้รับให้น้อยลง (3, 4, 11)

2.1.2 แฟลชรีเจียน (Flash region)

ในการฉายรังสีเต้านมด้วยเทคนิค tangential บริเวณของลำรังสีที่ได้รับการวางแผนผ่านผิวหนัง เรียกว่า Flash region โดยบริเวณดังกล่าวยังสามารถใช้กับบริเวณอื่น ๆ ที่มีการขยายขอบเขตของก้อนมะเร็งออกไปนอกผิวหนัง เพื่อให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีเพียงพอสำหรับบริเวณที่มีอากาศล้อมรอบ โดยวัตถุประสงค์ของการสร้างพื้นที่นี้คือ เพื่อชดเชยความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของเต้านม (5)



ภาพ 2 แสดง Flash region ในการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม

2.1.3 อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท เป็นผลึกของสารประกอบอะลูมิเนียมออกไซด์ที่เพิ่มสารเจือปนชนิดคาร์บอน ($Al_2O_3:C$) โดยผลึกนี้สามารถดักจับอิเล็กตรอนเมื่อถูกฉายรังสีได้ (8) เป็นอุปกรณ์นับวัดปริมาณรังสีที่ทนต่อแรงกระแทก ความชื้นและอุณหภูมิ โดยผลึกถูกบรรจุในกล่องพลาสติกสีดำ ทึบแสง ขนาดกว้าง 10 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตรหนา 2 มิลลิเมตร เพื่อป้องกันแสง บริเวณด้านหน้าแผ่นแสดงบาร์โค้ดและด้านหลังแผ่นแสดงหมายเลขประจำแผ่น ดังแสดงในภาพ 3 โดยอุปกรณ์นี้สามารถนับวัดปริมาณรังสีได้ในช่วง ตั้งแต่ 50 ไมโครเกรย์ ถึง 1,500 เซนติเกรย์ และตอบสนองต่อพลังงานในช่วง 5 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ ถึง 20 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ เมื่ออ่านค่านับวัดปริมาณรังสีแล้วสามารถอ่านค่าซ้ำได้ และสามารถนำไปล้างเพื่อบันทึกปริมาณรังสีในครั้งต่อไปได้ (12) โดยสามารถประยุกต์ใช้ได้ทั้งทางการแพทย์ในด้านรังสีวินิจฉัย และด้านรังสีรักษา เช่น การนับวัดปริมาณรังสีภายในหุ่นจำลอง โดยมีคุณลักษณะที่ได้รับการทดสอบมาจากการวิจัย ดังแสดงในตาราง 1



ภาพ 3 แสดงอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

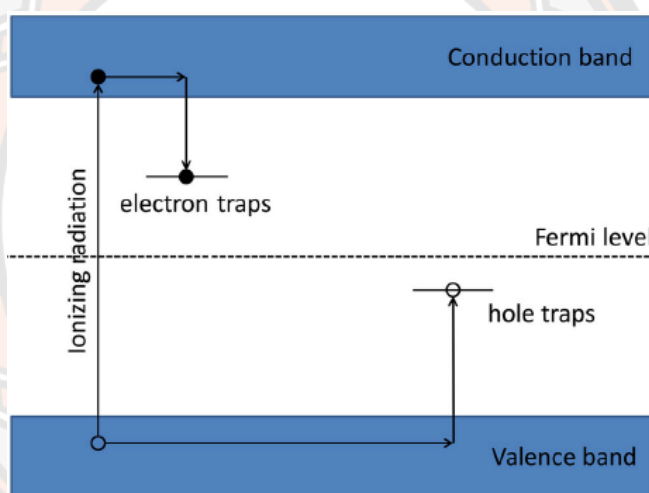
ตาราง 1 แสดงการทดสอบคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

คุณลักษณะ	Wannawikorn D et al. (13)	Raj LJS et al. (14)	Ponmalar R et al. (15)
1. การจางหายของ สัญญาณ	- ช่วงเวลา 5 นาทีแรก มีการจางหายของ สัญญาณ 15 % - เริ่มคงที่ในนาที่ที่ 5 จนถึง 30 วัน โดยมีค่า ความแตกต่าง $\pm 2\%$	-	- ช่วงเวลา 40 วินาที ถึง 10 นาที มีการจางหาย ของสัญญาณ 8.8 % - เริ่มคงที่ในนาที่ที่ 8 ถึง 10 นาที

คุณลักษณะ	Wannawikorn D et al. (13)	Raj LJS et al. (14)	Ponmalar R et al. (15)
2. ความสม่ำเสมอและ ความไวในการวัด ปริมาณรังสี	-	≤ 5%	%CV ≤ 1.5 %
3. ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ	%Diff ≤ 2.5%	%Diff ≤ 3%	< 2%
4. การตอบสนองต่อพลังงาน	-	%Diff ≤ 3%	%Diff ≤ 1.7%
5. การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี	%Diff ≤ 0.9962%	%Diff ≤ 3%	%Diff ≤ 1.3%
6. การสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า	- อ่านค่านับวัด 20 ครั้งแรก ไม่มีการสูญเสียสัญญาณ - หลังจาก 20 ครั้งมีการสูญเสียสัญญาณ 0.05% ต่อครั้ง เมื่อเทียบกับการอ่านครั้งที่ 1	-	อ่าน 50 ครั้งแรกได้การสูญเสียสัญญาณ 2.9%
7. ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี	R ² = 0.9991	-	R ² = 0.9967
8. การตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี	- เทียบกับมุม 0 องศา - มุม น้อยกว่า ± 10 องศา มีค่าความแตกต่าง 3% - มุม มากกว่า ± 10 องศา ค่าความแตกต่างจะเพิ่มขึ้น	-	-
9. การตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี	-	-	≤ 1.10%

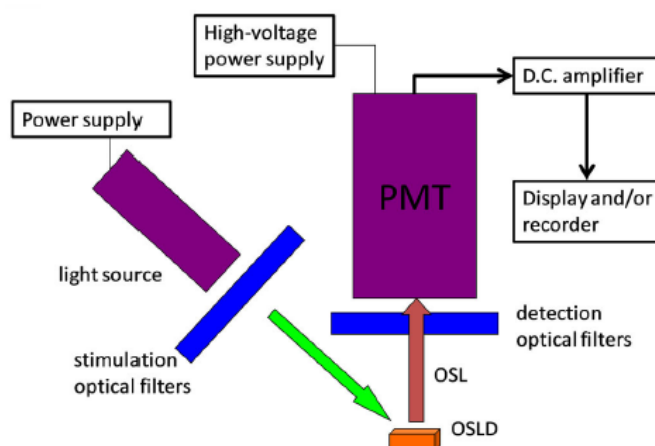
หมายเหตุ: - หมายถึง ไม่ได้ทำการศึกษาคคุณลักษณะในประเด็นนี้

หลักการทำงานของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สามารถเรืองแสงได้ด้วยการกระตุ้นอิเล็กตรอนด้วยแสง โดยมีช่องว่างระหว่างพลังงาน (Energy gap) ประมาณ 2.0 – 4.0 อิเล็กตรอนโวลต์ อยู่ระหว่างแถบวาเลนซ์ (Valence band) และแถบนำไฟฟ้า (Conduction band) เมื่อผลึกของ $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ได้รับรังสีที่มีพลังงานเท่ากับหรือมากกว่าพลังงานดังกล่าว อิเล็กตรอนในแถบวาเลนซ์จะดูดกลืนเอาไว้ เมื่อมีพลังงานสูงมากพอจะทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากแถบวาเลนซ์ขึ้นไปยังแถบนำไฟฟ้า และถูกดักจับอยู่ในชั้นดักจับอิเล็กตรอน (Electron trap) เมื่อแถบวาเลนซ์สูญเสียอิเล็กตรอนไปทำให้เกิดโฮลที่แถบวาเลนซ์ และเคลื่อนที่ขึ้นไปชั้นดักจับโฮล (Hole trap) ทำให้อิเล็กตรอนที่ชั้นดักจับโฮลเคลื่อนที่ลงมายังแถบวาเลนซ์แทน ทำให้ชั้นดักจับอิเล็กตรอน และชั้นดักจับโฮลถูกเติมเต็ม รวมไปถึงไม่มีโฮลในแถบวาเลนซ์ด้วย เรียกว่า กระบวนการดูดกลืนแสง (Absorption) ดังแสดงในภาพ 4 (8, 13)



ภาพ 4 แผนภาพกระบวนการดูดกลืนแสง

โดยเมื่อต้องการทราบค่าของปริมาณรังสี สามารถทำการกระตุ้นอิเล็กตรอนด้วยแสงสีเขียวผ่านตัวกรองจนมีพลังงานที่สูงมากพอที่จะทำให้อิเล็กตรอนที่อยู่ในชั้นดักจับอิเล็กตรอนเคลื่อนที่มารวมกับโฮลในชั้นดักจับโฮล ทำให้เกิดการคายพลังงานแสงสีน้ำเงิน เรียกว่า กระบวนการเปล่งแสง (Luminescence) โดยแสงสีน้ำเงินจะเดินทางผ่านตัวกรอง เข้าสู่ Photomultiplier tube (PMT) ดังแสดงในภาพ 5 ทำให้มีการเพิ่มขึ้นของจำนวนอิเล็กตรอน และแสงถูกเปลี่ยนให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า และส่งสัญญาณไฟฟ้าที่ได้เข้าสู่วงจรการนับวัดด้วยโปรแกรมที่ติดตั้งในคอมพิวเตอร์ สำหรับใช้แสดงผลในการอ่านค่า (8)



ภาพ 5 แผนภาพกระบวนการอ่านค่านับวัด

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปี ค.ศ. 2017 Ponmalar R และคณะ (15) ได้ทำการศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ดังนี้ ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี, การตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี, การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี, การตอบสนองต่อพลังงาน, การตอบสนองต่อระยะทางที่ได้รับรังสี, ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ, การจางหายของสัญญาณ และการสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า โดยศึกษาใน ^{60}Co , โฟตอนที่มีพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และ 18 เมกะโวลต์ วัดที่ระยะความลึก 5 เซนติเมตร พื้นที่ลำรังสี 10×10 ตารางเซนติเมตร และ SSD technique ที่ระยะ 100 และ 80 เซนติเมตร สำหรับโฟตอน และ ^{60}Co ตามลำดับ และทำการเปรียบเทียบกับ ionization chamber รุ่น FC 65 G (Scanditronix Wellhofer AB, Sweden) พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทมีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสีเชิงเส้นตรง ที่ปริมาณรังสีไม่เกิน 300 เซนติเกรย์ โดยมีค่า $R^2 = 0.9962, 0.9967$ และ 0.9960 สำหรับ ^{60}Co , โฟตอนที่มีพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และ 18 เมกะโวลต์ ตามลำดับ, ไม่ขึ้นกับพื้นที่ลำรังสี โดยมีค่าร้อยละความไม่แน่นอน เท่ากับ $1.1 \pm 0.4, 1.09 \pm 0.34$ และ 1.2 ± 0.26 สำหรับ ^{60}Co , โฟตอนที่มีพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และ 18 เมกะโวลต์ ตามลำดับ, ไม่ขึ้นกับอัตราปริมาณรังสีที่ทดสอบที่ 100 ถึง 600 MU/min โดยมีค่าร้อยละความไม่แน่นอน เท่ากับ 1.3 ± 0.4 และ 1.4 ± 0.4 สำหรับโฟตอน 6 เมกะโวลต์ และ 18 เมกะโวลต์ ตามลำดับ, มีความเป็นอิสระต่อพลังงาน โดยมีค่าร้อยละความไม่แน่นอน เท่ากับ 1.7 ± 0.6 และ 1.5 ± 0.7 สำหรับ ^{60}Co และโฟตอนที่มีพลังงาน 18 เมกะโวลต์ ตามลำดับ, การตอบสนองต่อระยะทางที่ได้รับรังสี มีค่าร้อยละความไม่แน่นอน เท่ากับ $15 \pm 1.2, 1.5 \pm 0.9$ และ 1.5 ± 1.3 สำหรับ ^{60}Co , โฟตอนที่มีพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และ 18 เมกะโวลต์ ตามลำดับ, ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ พบว่า สามารถวัด

ปริมาณรังสีซ้ำได้, มีการจางหายของสัญญาณในช่วงเวลา 40 วินาที ถึง 10 นาที มีการจางหายของสัญญาณ 8.8 % จากนั้น เริ่มคงที่ในนาที่ที่ 8 ถึง 10 นาที และการสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า ในการอ่าน 50 ครั้งแรก สูญเสียสัญญาณ 2.9% และ 3.2% สำหรับ โฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และ 18 เมกะโวลต์ ตามลำดับ ที่ปริมาณรังสี 2 เกรย์ และในการอ่าน 200 ครั้ง สูญเสียสัญญาณ 9.4% และ 9.8% สำหรับ โฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และ 18 เมกะโวลต์ ตามลำดับ ที่ปริมาณรังสี 2 เกรย์ และ สูญเสียสัญญาณ 11.5% และ 11.7% สำหรับ โฟตอนพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และ 18 เมกะโวลต์ ตามลำดับ ที่ปริมาณรังสี 10 เกรย์

ปี ค.ศ.2018 Tyran M และคณะ (7) ทำการศึกษาเพื่อประเมินประโยชน์ของวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนสำหรับการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร และทำการศึกษาย้อนหลังในผู้ป่วย 10 ราย ผู้วิจัยได้ทำการวางแผนการรักษาใหม่โดยให้ปริมาณรังสีที่ 50 เกรย์ที่เต้านม และ 47 เกรย์ที่ต่อมน้ำเหลือง โดยทำการใส่วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการคำนวณครั้งแรก เมื่อได้แผนการรักษาที่ต้องการแล้ว ผู้วิจัยได้ทำการคำนวณใหม่อีกครั้งโดยไม่มีวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน โดยมีชุดข้อมูลภาพ 2 ชุด คือ จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ 1 ที่นำมาวาดขอบเขตและวางแผนการรักษา และจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ 2 ที่มีการเปลี่ยนแปลงลักษณะทางกายวิภาค และนำมาซ้อนทับกันทั้งสองชุดข้อมูลเพื่อประเมินความครอบคลุมของปริมาณรังสีของก้อนมะเร็ง ของทั้งสองชุดข้อมูล และมีการประเมินความครอบคลุมของก้อนมะเร็งระหว่างสองชุดข้อมูลนี้ด้วยการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร โดยในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ชุดที่ 1 ทำการเปรียบเทียบระหว่างการวางแผนการรักษาด้วยวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนกับการวางแผนการรักษาโดยไม่ใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน จากนั้น ทำการวิเคราะห์แบบเดียวกันในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ชุดที่ 2 และทำการเปรียบเทียบระดับการลดลงของความครอบคลุมของก้อนมะเร็งระหว่างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 2 ชุด โดยใช้แผนการรักษาแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรที่มีวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน นำมาเปรียบเทียบกับผลจากการใช้การวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคปรับความเข้มแบบ tangents (Tan-IMRT) จากการศึกษาพบว่า การใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนสำหรับการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรไม่ส่งผลกับปริมาณรังสีในชุดข้อมูลภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชุดที่ 1 และมีการกระจายปริมาณรังสีที่ดีขึ้นในชุดข้อมูลภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชุดที่ 2 ที่มีการเปลี่ยนแปลงลักษณะทางกายวิภาคเมื่อเปรียบเทียบกับ การคำนวณโดยไม่มีวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน โดยความครอบคลุมของปริมาตรก้อนมะเร็งมีปริมาณรังสีที่ 95% ของปริมาณรังสีที่กำหนด เท่ากับ 98.9% ในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ชุดที่ 2 สำหรับแผนการรักษาแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรที่ใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อ เปรียบเทียบกับ 92.6% สำหรับแผนการรักษาแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรที่ไม่ใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อ ($p = 0.0002$) และการลดลงของความครอบคลุมของก้อนมะเร็ง มีค่ามัธยฐานของ

ความแตกต่างของปริมาตรก้อนมะเร็งมีปริมาณรังสีที่ 95% ของปริมาณรังสีที่กำหนด เท่ากับ 0.9% และ 0.7% สำหรับแผนการรักษาแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรที่มีวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน และแผนการรักษาด้วยเทคนิคปรับความเข้มแบบ tangents (Tan-IMRT) ตามลำดับ ($p = 1$) สรุปได้ว่าการศึกษานี้ยืนยันถึงความปลอดภัยและประโยชน์ในการใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนระหว่างกระบวนการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร เพื่อลดความเสี่ยงการเปลี่ยนแปลงของเต้านมที่อาจเกิดขึ้นระหว่างการฉายรังสีได้

ปี ค.ศ.2019 Lizondo M และคณะ (3) ทำศึกษาในผู้ป่วยที่มีการเกิดมะเร็งเต้านมทั้งสองข้างพร้อมกัน (Synchronous bilateral breast cancer หรือ SBBC) ทั้งหมด 7 ราย เป็นการศึกษาแบบย้อนหลัง ซึ่งผู้วิจัยได้นำมาทำการวางแผนการรักษาใหม่เฉพาะเต้านมเท่านั้น ไม่ทำการศึกษาในต่อมน้ำเหลือง โดยวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร มีการกำหนดค่าความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนที่ 10 มิลลิเมตรพร้อมทั้งขยายขอบเขตของก้อนมะเร็ง 5 มิลลิเมตร และกำหนดค่าความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนที่ 15 มิลลิเมตรพร้อมทั้งขยายขอบเขตของก้อนมะเร็ง 10 มิลลิเมตร รวมถึงกำหนดค่าเลขซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนที่ 0 -100 -200 -300 -400 -500 -600 -700 HU โดยในการวางแผนการรักษานั้นจะทำการวางแผนด้วยการใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน จากนั้น จะทำการนำวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนออกและทำการคำนวณแผนการรักษาใหม่อีกครั้ง โดยในแต่ละค่าเลขซีทีที่มีการปรับเปลี่ยนที่ความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อนั้น ๆ จะใช้ค่าในการวางแผนการรักษาในส่วนของ optimization เดียวกัน ทำการประเมินค่า D_{mean} , $D_{98\%}$ และ $D_{2\%}$ ในก้อนมะเร็ง ประเมินค่า D_{mean} และ V_{30Gy} สำหรับหัวใจ ประเมินค่า V_{5Gy} สำหรับปอด และ D_{mean} สำหรับตับ โดยในส่วนของก้อนมะเร็งนั้นทำการประเมินด้วยค่าร้อยละความแตกต่างของแผนการรักษาที่มีวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนกับแผนการรักษาที่นำวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อออกแล้วคำนวณปริมาณรังสีใหม่ และในส่วนของอวัยวะเสี่ยงนั้นทำการประเมินค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีของแผนการรักษาที่มีวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนกับแผนการรักษาที่นำวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อออกแล้วคำนวณปริมาณรังสีใหม่ ผลการศึกษาพบว่า ค่าเลขซีทีที่มีผลกระทบต่อปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งที่น้อยที่สุด เท่ากับ -400 และ -600 ที่ความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ 10 มิลลิเมตร และ 15 มิลลิเมตร ตามลำดับ ทั้งนี้ ขึ้นอยู่กับความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ในส่วนของความแตกต่างของปริมาณรังสีที่อวัยวะเสี่ยงนั้นไม่ได้รับผลกระทบอย่างมีนัยสำคัญ

ปี ค.ศ.2020 Monajemi TT และคณะ (4) ทำการประเมินปริมาณรังสีที่ผิวหนังในแผนการรักษาแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร และแผนการรักษาแบบ tangent มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาผลกระทบของความแตกต่างของชนิดและความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อต่อปริมาณรังสีที่ผิวหนัง โดยเป็นการศึกษาในหุ่นจำลองที่สร้างขึ้นด้วยเครื่องพิมพ์สามมิติ (Lulzbot Taz 5 MOARstruder) จากเทอร์โมพลาสติก ชนิดพอลิแลคติกแอซิด (Poly(lactic acid): PLA) โดยมีความหนาแน่นที่ 1.1

กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร และค่าเลขซีที เท่ากับ 160 HU ซึ่งหุ่นจำลองมีช่องสำหรับใส่หัววัดรังสี ไมโครโดมอนต์ (PTW Freiburg) ได้ จากนั้น นำหุ่นจำลองไปจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ ที่ความหนาของสไลด์ เท่ากับ 2.5 มิลลิเมตร ทำการวาดโครงร่างของก้อนมะเร็งและ อวัยวะเสี่ยง สำหรับแผนการรักษาแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร โดยในการวางแผนการรักษาด้วย ระบบวางแผนการรักษาอิกลิปส์ รุ่น 13.6 สำหรับเทคนิค Field in Field tangents นั้น ทำการวางแผนการรักษาทั้งหมด 3 แผน คือ ไม่มีวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ, วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน 5 มิลลิเมตร และ วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน 10 มิลลิเมตร สำหรับเทคนิคแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรนั้น ทำการวางแผนการรักษาทั้งหมด 3 แผน คือ ไม่มีวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ, วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน 10 มิลลิเมตร และวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน 10 มิลลิเมตร ที่มีการขยายขอบเขตของก้อนมะเร็งออกไป 5 มิลลิเมตร โดยกำหนดปริมาณรังสีที่ 4000 เซนติเกรย์ ทั้งหมด 15 ครั้ง หรือคิดเป็น 266.7 เซนติเกรย์ต่อการ ฉายรังสีหนึ่งครั้ง จากนั้น ทำการวัดปริมาณรังสีที่ผิวหนังเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จาก ระบบวางแผนการรักษาด้วยฟิล์ม รุ่น EBT3, โอเอสแอลดี แบบไม่ใส่กล่อง และโอเอสแอลดี แบบใส่ กล่อง สำหรับหัววัดไมโครโดมอนต์นั้นใช้ทำการวัดในกรณีที่มีการขยับเพียง 2 มิลลิเมตร เพื่อจำลอง การเคลื่อนที่ของการหายใจ และความคลาดเคลื่อนในการจัดท่า โดยในการวัดปริมาณรังสีใน หุ่นจำลองนั้นทำการวัดภายใต้ brass mesh และ Superflab ที่ความหนา 3, 5 และ 10 มิลลิเมตร โดยผลการศึกษาซึ่งรายงานค่าเฉลี่ยเทียบเป็น 100% ของปริมาณรังสีที่กำหนดในหนึ่งครั้ง เช่น ปริมาณรังสีเฉลี่ย เท่ากับ 0.60 หมายถึง 60% ของ 266.7 เซนติเกรย์ พบว่า ในแผนการรักษาแบบไม่มี วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ สำหรับเทคนิค tangents มีปริมาณรังสีที่ผิวหนังเฉลี่ย เท่ากับ 0.64, 0.62, 0.77 และ 0.68 ในการวัดด้วย EBT3, โอเอสแอลดี แบบไม่ใส่กล่อง, โอเอสแอลดี แบบใส่กล่อง และระบบ วางแผนการรักษาอิกลิปส์ ตามลำดับ สำหรับเทคนิคแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรนั้น มีปริมาณรังสี ที่ผิวหนังเฉลี่ย เท่ากับ 0.53, 0.53, 0.64 และ 0.60 ในการวัดด้วย EBT3, โอเอสแอลดี แบบไม่ใส่ กล่อง, โอเอสแอลดี แบบใส่กล่อง และระบบวางแผนการรักษาอิกลิปส์ ตามลำดับ ในแผนการรักษาที่ มีวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน สำหรับเทคนิค tangents มีปริมาณรังสีที่ผิวหนังเฉลี่ย ในการวัดด้วย EBT3 เท่ากับ 0.99 (brass mesh), 1.02 (Superflab 3 มิลลิเมตร) , 1.03 (Superflab 5 มิลลิเมตร) และ 1.07 (Superflab 10 มิลลิเมตร) สำหรับเทคนิคแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรนั้น มีปริมาณ รังสีที่ผิวหนังเฉลี่ย ในการวัดด้วย EBT3 เท่ากับ 0.83 (brass mesh), 0.996 (Superflab 3 มิลลิเมตร) , 1.03 (Superflab 5 มิลลิเมตร) และ 1.04 (Superflab 10 มิลลิเมตร) โดยปริมาณรังสีที่ วัดได้เมื่อเทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณโดยระบบวางแผนการรักษาอิกลิปส์ อยู่ภายใน 5% สำหรับ Superflab ทั้งหมด และอยู่ภายใน 15 % สำหรับที่ไม่มีวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ แสดงให้เห็นว่าในการฉาย รังสีนั้น กรณีที่มีเสื้อคลุมหรือผ้าห่มให้ปริมาณรังสีที่ผิวหนังนั้นเพิ่มขึ้นประมาณ 10% และผลในส่วน ของการจำลองการเคลื่อนที่ของการหายใจ และความคลาดเคลื่อนในการจัดท่า ในเทคนิคการฉายรังสี

แบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร สำหรับหัววัดไมโครโดมอนดั้น พบว่า มีค่าความแตกต่าง ประมาณ 8%, 3.5% และ 2% สำหรับแผนการรักษาที่ไม่ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ, วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน 10 มิลลิเมตร และวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน 10 มิลลิเมตร ที่มีการขยายขอบเขตของก้อนมะเร็งออกไป 5 มิลลิเมตร ตามลำดับ

ปี ค.ศ.2020 Wake JR และคณะ (16) ทำการประเมินความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ผิวหนังภายใต้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่คำนวณด้วยระบบวางแผนการรักษาในผู้ป่วยที่ฉายรังสีภายหลังจากการผ่าตัดเต้านม (Postmastectomy radiotherapy; PMRT) ด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท โดยมีการทำการสอบเทียบอุปกรณ์เพื่อหาค่าแก้สำหรับการนำไปใช้งาน การศึกษานี้ทำการวัดในผู้ป่วย 20 ราย ที่วางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มแบบผสม (Hybrid IMRT) และเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร ด้วยปริมาณรังสีที่กำหนด คือ 50 เกรย์ จำนวนครั้งที่ฉาย คือ 25 ครั้ง โดยการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 9 แผ่นบนผนังทรวงอกของผู้ป่วยภายในพื้นที่ 10×10 ตารางเซนติเมตร และแต่ละแผ่นมีระยะห่างกัน 5 เซนติเมตร รวมถึงเว้นระยะจากแนวกึ่งกลางลำตัว 2 เซนติเมตร ซึ่งในการศึกษานี้ทำการวัดปริมาณรังสีในผู้ป่วยแต่ละรายทั้งหมด 3 ครั้งและทำการอนุมานเป็น 25 ครั้งในการฉายรังสี จากนั้น นำมาประเมินค่าเฉลี่ยของความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากแผนการรักษาในแต่ละตำแหน่งของทั้ง 9 ตำแหน่ง โดยใช้ Bland-Altman limits of agreement เพื่อกำหนดขอบเขตของข้อตกลง และ Paired t – test เพื่อใช้ในการทดสอบความคลาดเคลื่อนอย่างมีระบบ (Evidence of systematic bias) ในแต่ละตำแหน่ง ผลการศึกษาพบว่า ค่าร้อยละสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (Coefficient of variation: CV) ของการอ่านค่านับวัดในการวัด 3 ครั้งต่อผู้ป่วย 1 ราย ในแต่ละตำแหน่งทั้ง 9 ตำแหน่ง มีจำนวน 8 ตำแหน่ง มีค่าน้อยกว่า 4.4% และอัตราส่วนเฉลี่ยระหว่างค่าอนุมานของการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท กับปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วยระบบวางแผนการรักษา มีค่าอยู่ในช่วง 0.97 ถึง 0.99 ในทุกจุด โดยมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ในช่วง 0.05 ถึง 0.08 และค่าเฉลี่ยภายในความแตกต่างของผู้ป่วยระหว่างค่าอนุมานของการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท กับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษา มีค่าน้อยกว่า 1 เกรย์ ที่ 7 ตำแหน่งจากทั้งหมด 9 ตำแหน่ง และค่า t – test สำหรับความคลาดเคลื่อนอย่างมีระบบ มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ($p = 0.03$) เพียง 1 ตำแหน่ง จากทั้งหมด 9 ตำแหน่ง แสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษานั้นใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่ผิวหนังภายใต้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อที่วัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท โดยในทุกตำแหน่งมีอัตราส่วนเฉลี่ยมากกว่า 0.97 แต่น้อยกว่า 1

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

งานวิจัยนี้ศึกษาคุณลักษณะเฉพาะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จากนั้นนำมาประยุกต์ใช้ในการวัดปริมาณรังสีจากการวางแผนการรักษามะเร็งเต้านมด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรด้วยวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนโดยใช้ชุดข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลอง Alderson radiation therapy phantom แบบใส่เต้านม และทำการเปรียบเทียบแผนการรักษาเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรด้วยวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในภาพของผู้ป่วยมะเร็งเต้านม จำนวน 10 ราย โดยเป็นการเก็บข้อมูลย้อนหลัง ทั้งนี้ในการวางแผนการรักษาด้วยวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนนั้นได้มีการปรับเปลี่ยนค่าเลขซีทีที่ 0 HU ถึง -700 HU โดยลดลงครั้งละ 100 HU และมีการขยายขอบเขตของก้อนมะเร็งที่ 5 มิลลิเมตร และ 10 มิลลิเมตร ที่ความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน 10 และ 15 มิลลิเมตร ตามลำดับ

3.1 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. หุ่นจำลอง Alderson radiation therapy phantom

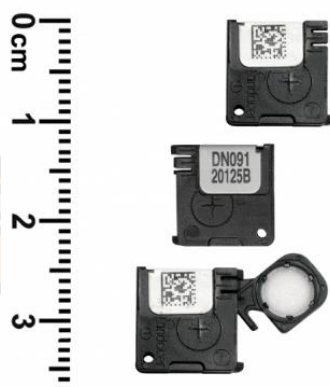
Alderson radiation therapy phantom (ART) หรือ Alderson RANDO phantom เป็นหุ่นจำลองที่นิยมใช้ในทางรังสีวิทยา โดยมีคุณสมบัติของวัสดุคล้ายกับเนื้อเยื่อต่าง ๆ ในร่างกายมนุษย์ สามารถวัดปริมาณรังสีภายในได้เนื่องจากหุ่นจำลองแบ่งเป็นแผ่น ๆ ตามขวาง มักใช้ตรวจสอบคุณภาพงานทางรังสีรักษา ดังแสดงในภาพ 6 (17)



ภาพ 6 แสดงหุ่นจำลอง Alderson radiation therapy phantom

2. ชุดอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

2.1 อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ยี่ห้อ Landauer จำนวน 100 แผ่น ภายในเป็นผลึกของสารประกอบอะลูมิเนียมออกไซด์ที่เพิ่มสารเจือปนชนิดคาร์บอน ($Al_2O_3:C$) ถูกบรรจุในกล่องพลาสติกสีดำ ทึบแสง ขนาดกว้าง 10 มิลลิเมตร ยาว 10 มิลลิเมตร หนา 2 มิลลิเมตร ดังแสดงในภาพ 7



ภาพ 7 แสดงอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

ที่มา: <https://www.landauer.eu/produit/nanodot/>

2.2 เครื่องอ่านค่านับวัด รุ่น MicroStar ยี่ห้อ Landauer ใช้สำหรับอ่านค่านับวัดของ อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท



ภาพ 8 แสดงเครื่องอ่านค่านับวัด รุ่น MicroStar

2.3 เครื่องล้างข้อมูลการนับวัด Annealer รุ่น DS3980 ใช้สำหรับล้างค่านับวัดของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท



ภาพ 9 แสดงเครื่องล้างข้อมูลการนับวัด Annealer

3. เครื่องจำลองการรักษาด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ยี่ห้อ Philips รุ่น Brilliance Big Bore หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระปกเกล้า ดังแสดงในภาพ 10 ใช้สำหรับสร้างภาพตัดขวางของหุ่นจำลอง Alderson RANDO phantom โดยเป็นเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ spiral ในหนึ่งรอบการหมุนจะได้ภาพทั้งหมด 32 slices และมีช่องอุโมงค์รับตัวผู้ป่วย ขนาด 85 เซนติเมตร เพื่อรองรับผู้ป่วยพร้อมอุปกรณ์ยึดตรึง



ภาพ 10 แสดงเครื่องจำลองการรักษาด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

4. เครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Clinac 2100 C/D หน่วยรังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร ดังแสดงในภาพ 11 สำหรับศึกษาคุณลักษณะเฉพาะ (Characteristics) ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ให้เอกซเรย์พลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ และอิเล็กตรอน พลังงาน 6, 9, 12, 16 และ 20 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ โดยสามารถปลดปล่อยปริมาณรังสีต่อเวลา (Dose rate) สูงที่สุด เท่ากับ 600 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที มีซีกำบังรังสีจำนวน 60 คู่ โดยซีกำบังรังสีตรงกลาง มีจำนวน 40 คู่ ความหนา เท่ากับ 5 มิลลิเมตร และบริเวณด้านขอบ มีจำนวน 20 คู่ ความหนา เท่ากับ 10 มิลลิเมตร



ภาพ 11 แสดงเครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Clinac 2100 C/D

5. เครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Vitalbeam หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระปกเกล้า ดังแสดงในภาพ 12 สำหรับศึกษาในขั้นตอนการประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทในการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของมะเร็งเต้านม โดยเครื่องเร่งอนุภาคให้เอกซเรย์พลังงาน 6 และ 10 เมกะโวลต์ แบบมีตัวกรองปรับเรียบ (Flattening filter) และ พลังงาน 6 เมกะโวลต์ แบบไม่มีตัวกรองปรับเรียบ (Flattening filter free) และอิเล็กตรอน พลังงาน 6, 9, 12, 16 และ 20 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ โดยสามารถปลดปล่อยปริมาณรังสีต่อเวลา (Dose rate) สูงที่สุด เท่ากับ 600 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที แบบมีตัวกรองปรับเรียบ (Flattening filter) และสามารถปลดปล่อยปริมาณรังสีต่อเวลา (Dose rate) สูงที่สุด เท่ากับ 1,400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที แบบไม่มีตัวกรองปรับเรียบ

(Flattening filter free) มีซีกำบังรังสี จำนวน 60 คู่ โดยซีกำบังรังสีตรงกลาง มีจำนวน 40 คู่ ความหนา เท่ากับ 5 มิลลิเมตร และบริเวณด้านขอบ มีจำนวน 20 คู่ ความหนา เท่ากับ 10 มิลลิเมตร



ภาพ 12 แสดงเครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Vitalbeam

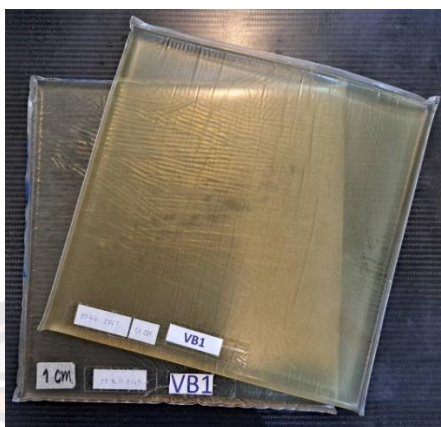
6. ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Eclipse รุ่น 16.01.10 บริษัท Varian โดยใช้ อัลกอริทึม AAA สำหรับวางแผนการรักษาในหุ่นจำลองในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบ ปรับความเข้มเชิงปริมาตรของมะเร็งเต้านม ดังแสดงในภาพ 13



ภาพ 13 แสดงระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Eclipse รุ่น 16.01.10 บริษัท Varian

ที่มา: https://varian.widen.net/s/ld8fnxjrzl/eclipse_featuresheet_rad10716b_sept2020

7. วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ (Bolus) มีขนาด 30 x 30 ตารางเซนติเมตร มีความหนา เช่น 0.5, 1.0, 1.5 เซนติเมตร เป็นต้น (18)



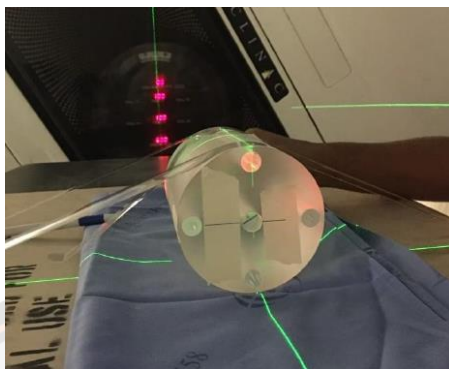
ภาพ 14 แสดงวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ

8. วัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง (Solid water phantom) มีค่าความหนาแน่น เท่ากับ 1.03 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร มีขนาด 30 x 30 ตารางเซนติเมตร (19)



ภาพ 15 แสดงวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ชนิดแข็ง

9. CTDI phantom ใช้สำหรับศึกษาการตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี (Directional dependence)



ภาพ 16 แสดง CTDI phantom

10. ชุดอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี สำหรับการหาคุณลักษณะเฉพาะ (Characteristics) ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

10.1 Ionization chamber ขนาด 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร รุ่น TW30013 ยี่ห้อ PTW เป็นหัววัดรังสีชนิด Framer chamber ดังแสดงในภาพ 17 สำหรับวัดปริมาณรังสีในวัสดุสมมูลน้ำชนิดแข็ง (Solid water phantom) โดยใช้ในการศึกษาการตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี (Field size dependence)



ภาพ 17 แสดง Ionization chamber 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร รุ่น TW30013 ยี่ห้อ PTW

10.2 อิเล็กโทรมิเตอร์ (Electrometer) รุ่น UNIDOS ยี่ห้อ PTW ใช้สำหรับนับวัดค่าประจุที่เกิดขึ้นจากการฉายรังสีผ่านตัวกลาง ดังแสดงในภาพ 18 โดยใช้ร่วมกับ Ionization chamber ขนาด 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร รุ่น TW30013 ยี่ห้อ PTW



ภาพ 18 แสดง Electrometer รุ่น UNIDOS ยี่ห้อ PTW

11. ชุดอุปกรณ์วัดรังสี สำหรับการสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

11.1 Ionization chamber ขนาด 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตร รุ่น FC65-G ยี่ห้อ IBA dosimetry เป็นหัววัดรังสีชนิด Framer chamber ดังแสดงในภาพ 19 สำหรับวัดปริมาณรังสีในวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง (Solid water phantom)



ภาพ 19 แสดง Ionization chamber 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตรรุ่น FC65-G ยี่ห้อ IBA dosimetry

11.2 อิเล็กโทรมิเตอร์ (Electrometer) รุ่น DOSE1 ยี่ห้อ IBA dosimetry ใช้สำหรับ
 นับวัดค่าประจุที่เกิดขึ้นจากการฉายรังสีผ่านตัวกลาง ดังแสดงในภาพ 20 โดยใช้ร่วมกับ Ionization
 chamber ขนาด 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตร รุ่น FC65-G ยี่ห้อ IBA dosimetry



ภาพ 20 แสดง Electrometer รุ่น DOSE 1 ยี่ห้อ IBA dosimetry

3.2 การดำเนินการวิจัย

3.2.1 การหาคุณลักษณะเฉพาะ (Characteristics) ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

3.2.1.1 การจางหายของสัญญาณ (Fading characteristics)

1) วางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 66 ตัว บนวัสดุ
 สมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 20 เซนติเมตร จากนั้น วางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร
 บนอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 0.5
 เซนติเมตร บนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ โดยจัดตำแหน่งให้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท อยู่
 กึ่งกลางลำรังสี และให้ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง เท่ากับ 100
 เซนติเมตร ด้วยเทคนิค Source to surface distance (SSD)

2) โดยมุมของแกนทรี (Gantry) ของเครื่องเร่งอนุภาค เท่ากับ 0 องศา
 และให้พื้นที่ลำรังสี ขนาด 20 x 20 ตารางเซนติเมตร โดยให้พลังงานที่ 6 เมกะโวลต์ ฉายปริมาณรังสี
 100 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที โดยอ่านค่านับวัดปริมาณรังสี
 ภายหลังจากฉายรังสีที่ 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 90, 120, 150, 180, 240,
 300, 360, 420 และ 480 นาที อ่านค่าที่เวลาเดียวกันทุกเช้า เย็น ทุกวันเป็นเวลา 5 วัน อ่านค่า
 สัปดาห์ละครั้งเป็นเวลา 3 สัปดาห์ และอ่านค่าเดือนละครั้งเป็นเวลา 1 เดือน

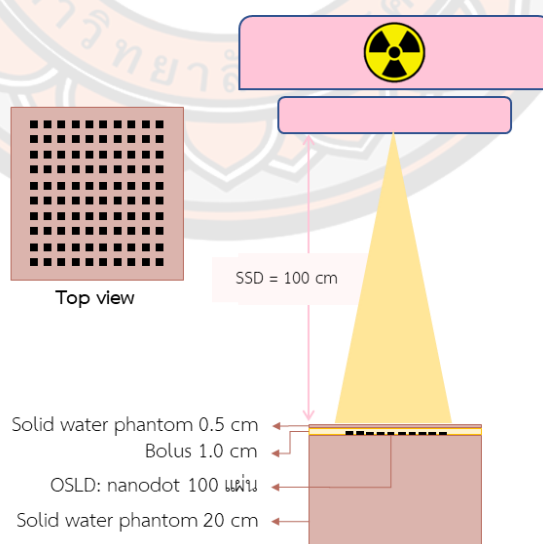
3) อ่านค่านับวัดซ้ำ 3 ครั้งต่ออุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท
 1 ตัว ในทุกระยะเวลาที่ทำการทดสอบ

4) สร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างระยะเวลาภายหลังการฉายรังสี (Minutes) และค่าปริมาณรังสีสัมพัทธ์ (Normalized dose) จากนั้น ทำการวิเคราะห์หาช่วงเวลาที่เหมาะสมในการอ่านค่านับวัดภายหลังฉายรังสี โดยพิจารณาจากความคงที่ของค่าปริมาณรังสีสัมพัทธ์ และเมื่อได้ระยะเวลาที่เหมาะสมทำการ normalized dose ของช่วงเวลานั้นให้มีค่า เท่ากับ 1 เพื่อหาค่าการจางหายของสัญญาณนับวัดปริมาณรังสีภายหลังการฉายรังสีในระยะเวลา 1 เดือน

3.2.1.2 ความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี (Uniformity and sensitivity)

1) วางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 100 ตัว บนวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 20 เซนติเมตร จากนั้น วางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร บนอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 0.5 เซนติเมตร บนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ โดยระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง เท่ากับ 100 เซนติเมตร ด้วยเทคนิค SSD ดังแสดงในภาพ 21

2) มุมของแกนทรีของเครื่องเร่งอนุภาค เท่ากับ 0 องศา และให้พื้นที่ลำรังสี ขนาด 20 x 20 ตารางเซนติเมตร โดยให้พลังงานที่ 6 เมกะโวลต์ ฉายปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที หลังจากฉายรังสี จากนั้น นำอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทไปอ่านค่า โดยอ่านค่านับวัดซ้ำแผ่นละ 3 ครั้ง



ภาพ 21 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี

3) หาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และหาค่าความไวในการวัดปริมาณรังสี จากอัตราส่วนของปริมาณรังสีเฉลี่ยจากอุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ทั้งหมดต่อปริมาณรังสีที่วัดได้ในแต่ละแผ่น ซึ่งหาได้จากสมการที่ 1 และหาความสม่ำเสมอของอุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ทั้ง 100 ตัว โดยพิจารณาจากค่าร้อยละสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (Coefficient of variation: CV) ซึ่งหาได้จากสมการที่ 2

$$\text{Sensitivity} = \left(\frac{\text{Mean}_{100 \text{ OSLD}}}{\text{Mean}_{\text{OSLD}}} \right) \quad (1)$$

เมื่อ $\text{Mean}_{100 \text{ OSLD}}$ คือ ค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 100 แผ่น
 $\text{Mean}_{\text{OSLD}}$ คือ ค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอทแผ่นที่ต้องการหาค่า sensitivity

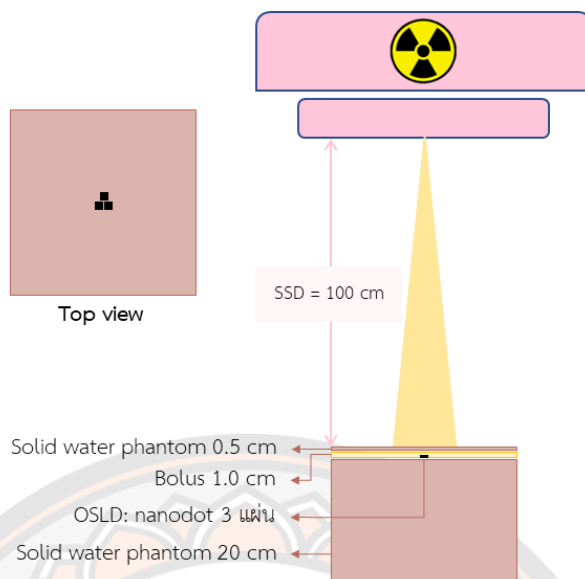
$$\%CV = \left(\frac{SD}{\text{Mean}} \right) \times 100 \quad (2)$$

เมื่อ SD คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน
 Mean คือ ค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่อุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอทวัดได้

3.2.1.3 ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ (Reproducibility)

1) วางอุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 3 ตัว บนวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 20 เซนติเมตร จากนั้น วางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร บนอุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 0.5 เซนติเมตร บนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ โดยระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง เท่ากับ 100 เซนติเมตร ด้วยเทคนิค SSD ดังแสดงในภาพ 22

2) มุมของแกนทรีของเครื่องเร่งอนุภาค เท่ากับ 0 องศา และให้พื้นที่ลำรังสี ขนาด 10 x 10 ตารางเซนติเมตร โดยให้พลังงานที่ 6 เมกะโวลต์ ฉายปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิิตต่อนาที โดยทำการทดลองซ้ำ 3 ครั้ง และอ่านค่านับวัดซ้ำ 3 ครั้งต่ออุปกรณ์วัดรังสีโอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 1 ตัว



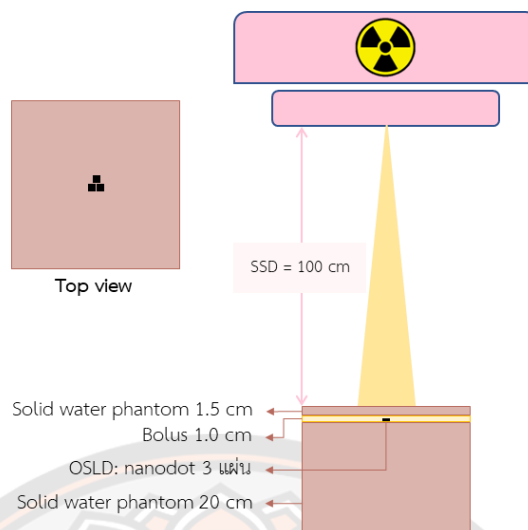
ภาพ 22 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ

3) หาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และหาความเที่ยงตรงในการวัดปริมาณรังสี โดยพิจารณาจากค่าร้อยละสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน (Coefficient of variation: CV) ซึ่งหาได้จากสมการที่ 2

3.2.1.4 การตอบสนองต่อพลังงาน (Energy dependence)

1) วางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 3 ตัว บนวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 20 เซนติเมตร จากนั้น วางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร บนอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 1.5 เซนติเมตร บนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ สำหรับพลังงาน 6 เมกะโวลต์ และวางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร บนอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 0.5 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 10 เมกะโวลต์ ด้วยเทคนิค SSD ดังแสดงในภาพ 23

2) มุมของแกนทรีของเครื่องเร่งอนุภาค เท่ากับ 0 องศา และให้พื้นที่ลำรังสี ขนาด 10 x 10 ตารางเซนติเมตร โดยให้พลังงานที่ 6 เมกะโวลต์ และ 10 เมกะโวลต์ ฉายปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิิตต่อนาที โดยอ่านค่านับวัดซ้ำ 3 ครั้งต่ออุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 1 ตัว



ภาพ 23 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับการตอบสนองต่อพลังงาน

3) หาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน จากนั้น หาค่าปริมาณรังสีสัมพัทธ์ โดยกำหนดให้พลังงาน 6 เมกะวัตต์เท่ากับ 1 และหาค่าร้อยละความแตกต่างของการนับวัดต่อพลังงาน 6 และ 10 เมกะวัตต์ ซึ่งหาได้จากสมการ 3

$$\text{Dose difference} = \frac{D - D_{\text{ref}}}{D_{\text{ref}}} \times 100 \quad (3)$$

เมื่อ D คือ ปริมาณรังสีที่วัดได้จากพารามิเตอร์ต่าง ๆ
 D_{ref} คือ ปริมาณรังสีที่วัดได้จากพารามิเตอร์

อ้างอิงที่กำหนดในการทดสอบ

3.2.1.5 การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี (Repetition rate dependence)

1) วางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 3 ตัว บนวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 20 เซนติเมตร จากนั้น วางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร บนอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 0.5 เซนติเมตร บนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ โดยระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง เท่ากับ 100 เซนติเมตร ด้วยเทคนิค SSD

2) มุมของแกนทรีของเครื่องเร่งอนุภาค เท่ากับ 0 องศา และให้พื้นที่ลำรังสี ขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร โดยให้พลังงานที่ 6 เมกะโวลต์ ฉายปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 100, 200, 300, 400, 500 และ 600 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที โดยอ่านค่านับวัดซ้ำ 3 ครั้งต่ออุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 1 ตัว

3) หาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน จากนั้น ค่าปริมาณรังสีสัมพัทธ์ และหาค่าความแตกต่างของอัตราปริมาณรังสีที่เทียบกับ 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อ นาที ซึ่งหาได้จากสมการ 3

3.2.1.6 การสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า (Signal depletion per read out)

1) วางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 3 ตัว บนวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 20 เซนติเมตร จากนั้น วางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร บนอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 0.5 เซนติเมตร บนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ โดยระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง เท่ากับ 100 เซนติเมตร ด้วยเทคนิค SSD

2) มุมของแกนทรีของเครื่องเร่งอนุภาค เท่ากับ 0 องศา และให้พื้นที่ลำรังสี ขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร โดยให้พลังงานที่ 6 เมกะโวลต์ ฉายปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที โดยอ่านค่านับวัดซ้ำ 20 ครั้งต่ออุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 1 ตัว

3) หาค่าปริมาณรังสีสัมพัทธ์ และหาค่าความแตกต่างของการนับวัดจากการอ่านค่าครั้งที่ 1 จากสมการที่ 3

3.2.1.7 ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี (Dose linearity)

1) วางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 3 ตัว บนวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 20 เซนติเมตร จากนั้น วางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร บนอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 0.5 เซนติเมตร บนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ โดยระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง เท่ากับ 100 เซนติเมตร ด้วยเทคนิค SSD กำหนดมุมของแกนทรีของเครื่องเร่งอนุภาค เท่ากับ 0 องศา และให้พื้นที่ลำรังสี ขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร โดยให้พลังงานที่ 6 เมกะโวลต์

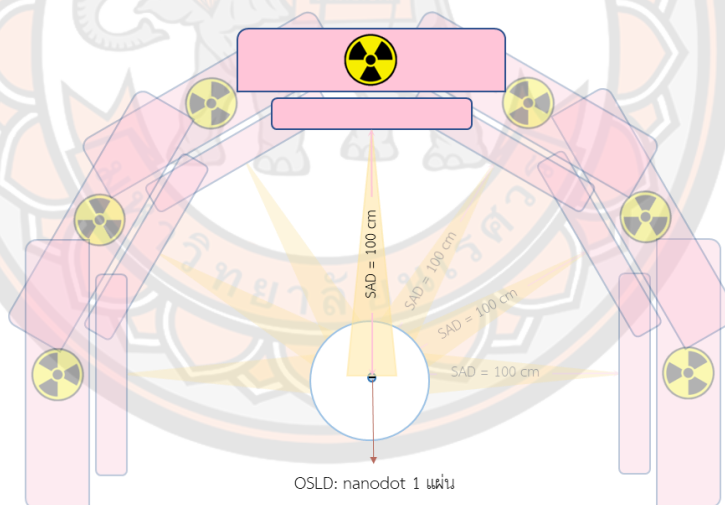
2) ฉายปริมาณรังสี 5, 10, 50, 100, 200, 300 และ 400 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที โดยอ่านค่านับวัดซ้ำ 3 ครั้งต่ออุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 1 ตัว

3) หาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน และหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์เชิงเส้น (R^2) ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

3.2.1.8 การตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี (Directional dependence)

1) นำอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 1 ตัว โดยวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทไว้ตรงกลางหุ่นจำลองทรงกระบอก CTDI Phantom และนำไปฉายรังสีพลังงาน 6 เมกะโวลต์ ปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์ อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิิตต่อนาที ทำการจัดตั้งอุปกรณ์ด้วยเทคนิค Source-axis distance (SAD) ระยะ 100 เซนติเมตร และปรับองศาเครื่องเร่งอนุภาคในช่วง ± 90 องศา โดยปรับทีละ 30 องศา ดังแสดงในภาพ 24 จากนั้น นำอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ไปอ่านค่านับวัดซ้ำแผ่นละ 3 ครั้ง

2) หาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย และ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน จากนั้น ทำการหาค่าปริมาณรังสีสัมพัทธ์ โดยกำหนดให้แกนทริมุม 0 องศา มีค่าเท่ากับ 1 และหาค่าความแตกต่างของมุมต่าง ๆ ที่เทียบกับมุม 0 องศา



ภาพ 24 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับการตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี

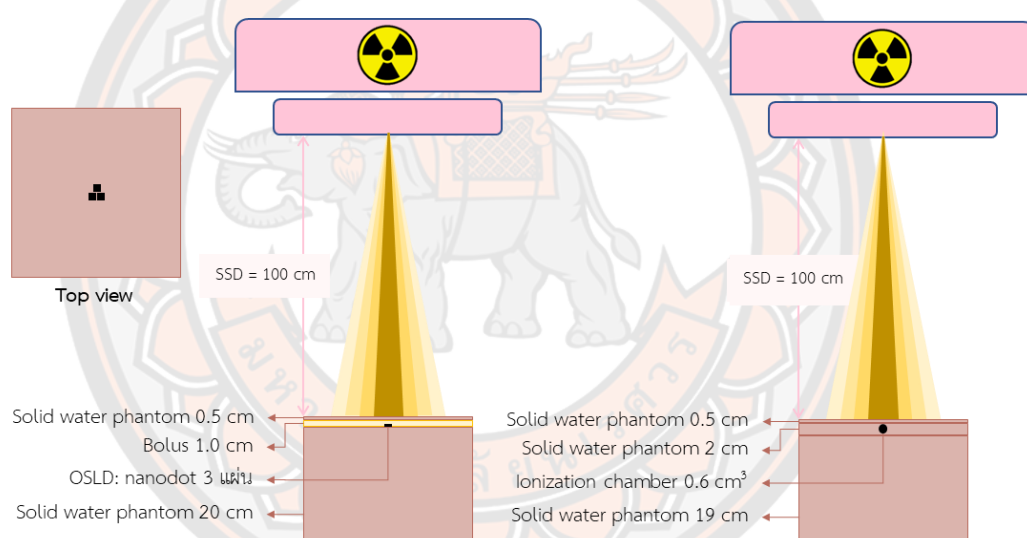
3.2.1.9 การตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี (Field size dependence)

1) วางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 3 ตัว บนวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 20 เซนติเมตร จากนั้น วางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 1 เซนติเมตร บนอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และวางวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง ความหนา 0.5

เซนติเมตร บนวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ โดยระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของวัสดุสมมูลน้ำ ชนิดแข็ง เท่ากับ 100 เซนติเมตร ด้วยเทคนิค SSD กำหนดมุมของแกนทรีของเครื่องเร่งอนุภาค เท่ากับ 0 องศา ดังแสดงในภาพ 25 โดยให้พลังงานที่ 6 เมกะโวลต์

2) ฉายปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่ออนาที และเปิดพื้นที่ลำรังสี เท่ากับ 5×5 , 10×10 , 15×15 และ 20×20 ตารางเซนติเมตร ตามลำดับ โดยอ่านค่านับวัดซ้ำ 3 ครั้งต่ออุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 1 ตัว

3) วัดปริมาณรังสีโดยใช้ Ionization chamber ปริมาตร 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร ฉายรังสีเอกซ์พลังงาน 6 เมกะโวลต์ ฉายปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์ โดยให้อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่ออนาที และวางที่ความลึก 1.5 เซนติเมตร และเปิดพื้นที่ลำรังสี เท่ากับ 5×5 , 10×10 , 15×15 และ 20×20 ตารางเซนติเมตร ตามลำดับ



ภาพ 25 แสดงการวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท สำหรับการตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี

4) หาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน จากนั้น ทำการคำนวณหาค่า Output factor ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และนำไปเปรียบเทียบกับค่า Output factor ที่หาได้จากการวัดโดย Ionization chamber โดยหาค่า Output factor ได้ดังสมการ 4

$$\text{Output factor} = \frac{D_{FS}}{D_{10 \times 10}} \quad (4)$$

เมื่อ D_{FS} คือ ปริมาณรังสีที่พื้นที่ลำรังสีใด ๆ
 $D_{10 \times 10}$ คือ ปริมาณรังสีที่พื้นที่ลำรังสี 10×10

ตารางเซนติเมตร

3.2.1.10 คำนวณค่าความไม่แน่นอน (Uncertainty) ของการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท โดยใช้ค่าร้อยละสัมประสิทธิ์ความแปรปรวนจากคุณลักษณะเฉพาะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และทำการรวมความไม่แน่นอนจากสมการ 5

$$U = \sqrt{G_1^2 + G_2^2 + \dots + G_n^2} \quad (5)$$

เมื่อ G คือ ความไม่แน่นอนจากสาเหตุที่ 1 ถึง n

โดยปัจจัยต่าง ๆ ที่เป็นสาเหตุของความคลาดเคลื่อนพิจารณาจากคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จากนั้น ทำการหาช่วงความไม่แน่นอนขยาย (Expanded uncertainty) ในการวัด ที่ความเชื่อมั่น 95% ($k = 2$) ตาม TRS 398 (20)

3.2.2 การสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

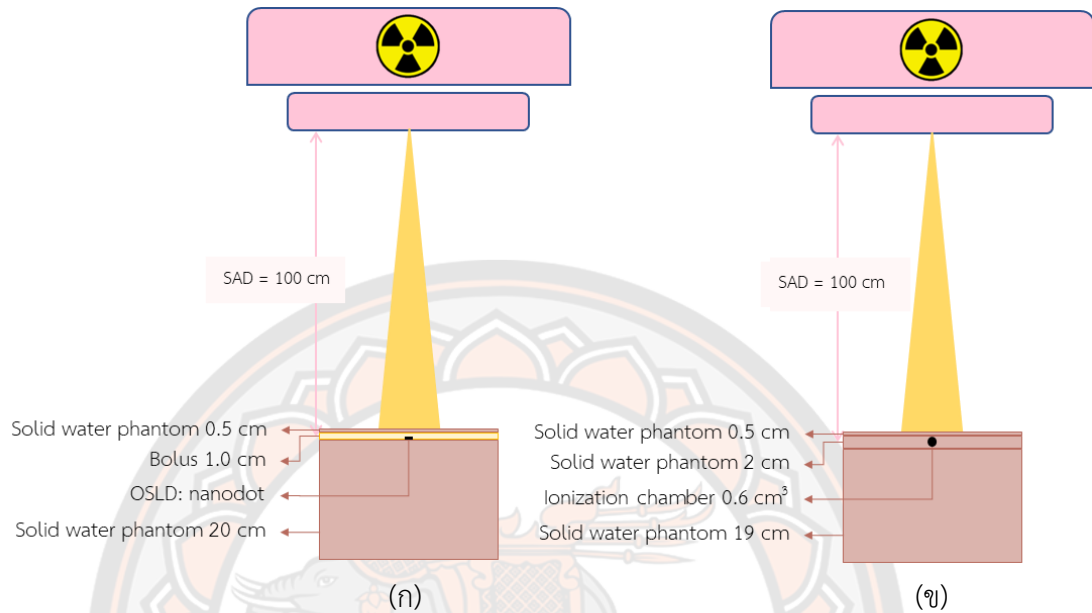
สอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท โดยการเปรียบเทียบกับ Ionization chamber 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตร โดยฉายรังสี 100 เซนติเกรย์ พลังงาน 6 เมกะโวลต์ อัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่ออนาที พื้นที่ลำรังสี 10×10 ตารางเซนติเมตร โดยจัดวางอุปกรณ์ ดังภาพ 26 ทำซ้ำทั้งหมด 3 ครั้ง จากนั้น อ่านค่านับวัดซ้ำ 3 ครั้งต่ออุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 1 ตัว หาค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย และทำการแก้ค่า Sensitivity ของแต่ละตัว

จากนั้น นำปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และ Ionization chamber มาหาค่า Calibration factor จากสมการที่ 6

$$\text{Calibration factor} = \frac{D_{IC}}{D_{OSLD}} \quad (6)$$

เมื่อ D_{IC} คือ ปริมาณรังสีที่วัดได้โดย Ionization chamber

D_{OSLD} คือ ปริมาณรังสีที่วัดได้โดยอุปกรณ์วัดรังสี
ไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทที่มีการแก้ค่า Sensitivity แล้ว



ภาพ 26 แสดงการสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท โดยภาพ ก แสดงการวางอุปกรณ์ที่ใช้วัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และภาพ ข แสดงการวางอุปกรณ์ที่ใช้วัดด้วย Ionization chamber

3.2.3 การประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทในการวัดปริมาณรังสีใน
หุ่นจำลองในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของมะเร็งเต้านม

3.2.3.1 การได้มาซึ่งภาพของหุ่นจำลอง

1) สแกนหุ่นจำลองโดยใส่เต้านมและวางวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ขนาด 1.5 เซนติเมตร เพื่อให้เกิด Charged particle equilibrium ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Philips รุ่น Brilliance Big Bore โดยใช้โปรโตคอลที่ใช้งานจริงในการสแกนทรวงอกของโรงพยาบาลพระปกเกล้า ดังแสดงในตาราง 2

ตาราง 2 แสดงค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนทรวงอกของโรงพยาบาลพระปกเกล้า

รายการ	ค่าพารามิเตอร์
Protocol	ONCO CHEST NC
Tube Voltage supply	120 kVp
Slice thickness	3 mm
mAs/Slice (mA)	200
Collimation	16 x 0.75
Pitch	0.688
Rotation time	0.75 sec
Matrix	1024

รักษา

- 2) ส่งภาพตัดขวางของหุ่นจำลองไปยังระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการ
- 3) รังสีแพทย์วาดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะเสี่ยงตาม RTOG breast cancer atlas ในชุดข้อมูลของหุ่นจำลอง
- 4) ทำซ้ำข้อมูลภาพ 2 ชุด เพื่อขยายขอบเขตของก้อนมะเร็งออกนอกขอบเขตของลำตัวทางด้านหน้า ขนาด 5 และ 10 มิลลิเมตร ตามลำดับ เพื่อชดเชยการเคลื่อนที่ของเต้านม ดังนั้น จะมีชุดข้อมูลทั้งหมด 3 ชุด คือ ไม่มีวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ, วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 10 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที 0 HU และก้อนมะเร็งที่ทำการขยายขอบเขต 5 มิลลิเมตร และวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 15 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที 0 HU และก้อนมะเร็งที่ทำการขยายขอบเขต 10 มิลลิเมตร ดังแสดงในตาราง 3

ตาราง 3 แสดงค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการทดสอบ

ความหนาของ วัสดุผสมเนื้อเยื่อเสมือน (mm)	ขนาดของก้อนมะเร็งที่ทำการขยายจาก ก้อนมะเร็งของรังสีแพทย์ (mm)	ค่าเลขซีที (HU)
0	-	-
10	5	0
10	5	-100
10	5	-200
10	5	-300
10	5	-400
10	5	-500
10	5	-600
10	5	-700
15	10	0
15	10	-100
15	10	-200
15	10	-300
15	10	-400
15	10	-500
15	10	-600
15	10	-700

หมายเหตุ: - หมายถึง ภาพต้นฉบับซึ่งใช้สำหรับวางแผนการรักษาที่ไม่ใช้วัสดุผสมเนื้อเยื่อเสมือน

3.2.3.2 การวางแผนการรักษา

1) วางแผนการรักษาด้วยชุดข้อมูลภาพทั้ง 3 ชุดดังกล่าวด้วยระบบวางแผนการรักษาอิกลิปส์ โดยใช้พลังงาน 6 เมกะโวลต์ และกำหนดปริมาณรังสีทั้งหมด 50 เกรย์ ครั้งละ 2 เกรย์ จำนวน 25 ครั้ง

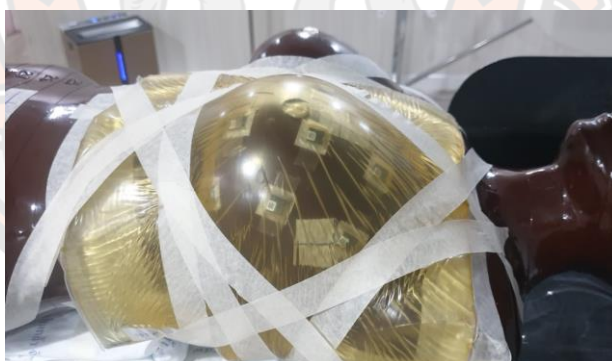
2) วางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร เมื่อได้แผนการรักษาตามข้อกำหนดแล้วทำการนำวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนออก และทำการคำนวณปริมาณรังสีอีกครั้ง

3) ทำซ้ำโดยเปลี่ยนแปลงค่าเลขซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ดังนี้ -100, -200, -300, -400, -500, -600 และ -700 HU ดังแสดงในตาราง 3 โดยใช้ค่าการ optimization ตามเดิม เมื่อได้แผนการรักษาตามข้อกำหนดแล้วนำวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนออก และทำการคำนวณปริมาณรังสีอีกครั้ง

4) ลดจำนวนครั้งของการฉายรังสี เป็น 1 ครั้ง สำหรับการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท และส่งแผนการรักษาไปที่เครื่องฉายรังสี จากนั้นบันทึกค่าปริมาณรังสีทั้ง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษา

3.2.3.3 การวัดปริมาณรังสี

1) จัดทำของหุ่นจำลองให้ตรงตามการจำลองการรักษา และวางอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ทั้งหมด 9 จุด บริเวณเต้านมหรือหน้าอก ตามตำแหน่งของการวางตามการได้มาซึ่งภาพของหุ่นจำลอง ดังแสดงในภาพที่ 27



ภาพ 27 แสดงการจัดตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

2) วัดในแต่ละจุดซ้ำ 3 ครั้ง โดยอ่านค่าการนับวัดทั้งหมด 3 ครั้งต่ออุปกรณ์ วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท 1 ตัว เพื่อหาค่าเฉลี่ย

3) ประเมินปริมาณรังสีในส่วนของแผนการรักษาเทียบกับการวัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทที่ทำการลบค่าปริมาณรังสีพื้นหลังและแก้ค่า Sensitivity

กับ Calibration factor เรียบร้อยแล้ว โดยประเมินค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีแบบจุด ในก้อนมะเร็ง ได้ตั้งสมการ 7

$$\text{Dose difference} = \frac{D_{\text{OSLD}} - D_{\text{TPS}}}{D_{\text{TPS}}} \times 100 \quad (7)$$

$$\text{โดยที่ } D_{\text{OSLD}} = M_{\text{OSLD}} \times \text{Calibration factor} \quad (8)$$

เมื่อ M_{OSLD} หมายถึง ค่านับวัดปริมาณรังสีจาก อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ที่ทำการแก้ค่า sensitivity แล้ว Calibration factor หมายถึง ค่าแก้ที่ได้จากการสอบเทียบ อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

3.2.4 การประยุกต์ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา

3.2.4.1 การคัดเลือกภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับวางแผนการรักษา มะเร็ง เต้านม

คัดเลือกภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์บริเวณทรวงอกของผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โดยใช้ข้อมูลย้อนหลัง 3 ปี ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2563 – 2565 จากหน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระปกเกล้า จำนวน 10 ราย

ซึ่งมีเกณฑ์ในการคัดเลือก ดังนี้

1) เป็นภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้าย

เกณฑ์ในการคัดออก ดังนี้

1) ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้ายที่ก่อนนูนออกมาจากผิวหนัง

2) ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้ายที่มีการผ่าตัดเต้านมทั้งหมด (Total mastectomy)

จากนั้น ทำการคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่าง จากสมการของ Taro Yamane (21) ซึ่งสามารถคำนวณได้ตั้งสมการที่ 9

$$n = \frac{N}{1 + N(e)^2} \quad (9)$$

เมื่อ n	คือ	ขนาดกลุ่มตัวอย่าง
N	คือ	ขนาดประชากร
e	คือ	ระดับนัยสำคัญทางสถิติ

3.2.4.2 รังสีแพทย์วาดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะเสี่ยงตาม RTOG breast cancer atlas ในชุดข้อมูลภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้าย

3.2.4.3 ทำซ้ำข้อมูลภาพ 2 ชุด เพื่อขยายขอบเขตของก้อนมะเร็งออกนอกขอบเขตของลำตัวทางด้านหน้า ขนาด 5 และ 10 มิลลิเมตร ตามลำดับ เพื่อชดเชยการเคลื่อนที่ของเต้านม ดังนั้น จะมีชุดข้อมูลทั้งหมด 2 ชุด คือ วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 10 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที 0 HU และก้อนมะเร็งที่ทำการขยายขอบเขต 5 มิลลิเมตร และวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ความหนา 15 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที 0 HU และก้อนมะเร็งที่ทำการขยายขอบเขต 10 มิลลิเมตร

3.2.4.4 วางแผนการรักษาด้วยระบบวางแผนการรักษา Eclipse โดยใช้พลังงาน 6 เมกะโวลต์ และกำหนดปริมาณรังสีทั้งหมด 50 เกรย์ ครั้งละ 2 เกรย์ จำนวน 25 จากนั้น เมื่อได้ปริมาณรังสีตามกำหนดขีดจำกัดเฉพาะตาม RTOG 1005 ดังแสดงในตาราง 4 ทำการนำวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนออก และทำการคำนวณปริมาณรังสีอีกครั้ง

ตาราง 4 แสดงปริมาณรังสีตามกำหนดขีดจำกัดเฉพาะตาม RTOG 1005

อวัยวะเสี่ยง	ปริมาณรังสีตามกำหนดขีดจำกัดเฉพาะ
ปอดด้านเดียวกับรอยโรค	$V_{5Gy} \leq 55\%$
หัวใจ	$D_{mean} \leq 5$ เกรย์
	$V_{10Gy} \leq 35\%$

3.2.4.5 ทดลองซ้ำโดยเปลี่ยนแปลงค่าเลขซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ ดังนี้ -100, -200, -300, -400, -500, -600 และ -700 HU ดังแสดงในตาราง 3 โดยใช้ค่าการ Optimization ตามเดิม

3.2.4.6 เปรียบเทียบปริมาณรังสีในก้อนมะเร็งด้วยค่า D_{max} และ $D_{95\%}$ โดย ค่า D_{max} ได้รับปริมาณรังสีไม่เกิน 115% ของปริมาณรังสีที่กำหนดหรือไม่เกิน 57.5 เกรย์ และค่า $D_{95\%}$ ได้รับปริมาณรังสีไม่น้อยกว่า 95% ของปริมาณรังสีที่กำหนดหรือไม่น้อยกว่า 47.5 เกรย์ และทำการเปรียบเทียบปริมาณรังสีในอวัยวะเสี่ยงด้วยค่า D_{mean} และ $V_{35\%}$ สำหรับหัวใจ และประเมินค่า $V_{55\%}$

สำหรับปอด ตามกำหนดขีดจำกัดเฉพาะตาม RTOG 1005 ดังแสดงในตาราง 4 เพื่อพิจารณาค่าเลข
ซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนที่เหมาะสมสำหรับการวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคนี้



บทที่ 4

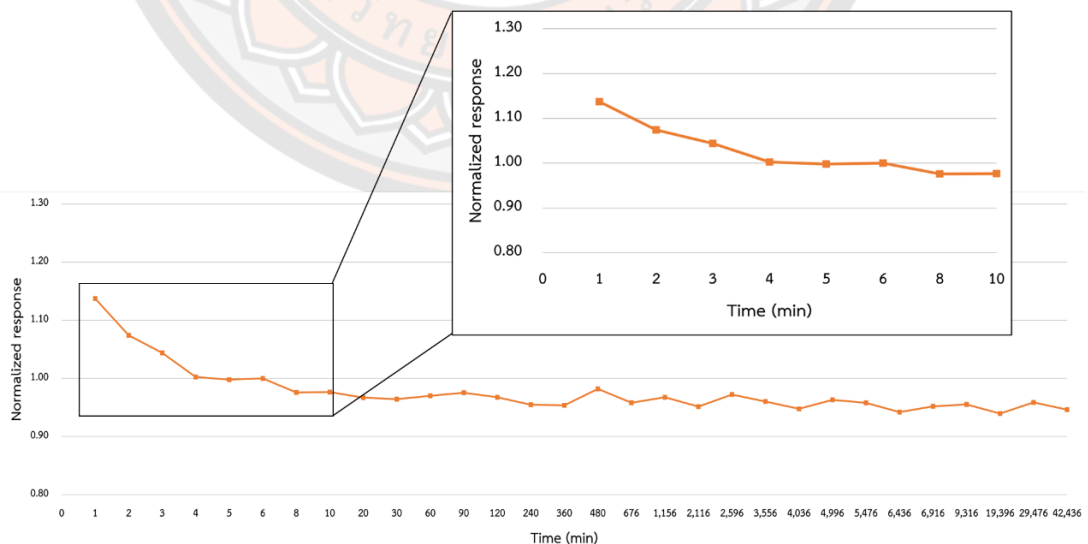
ผลการวิจัย

4.1 การหาคุณลักษณะเฉพาะ (Characteristics) ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

จากการศึกษาคุณลักษณะเฉพาะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ดังนี้ การจางหายของสัญญาณ ความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ การตอบสนองต่อพลังงาน การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี การสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี การตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี และการตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี

4.1.1 การจางหายของสัญญาณ (Fading characteristics)

จากการศึกษาการจางหายของสัญญาณ พบว่า มีค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย ตั้งแต่ 110.95 เซนติเกรย์ ถึง 91.66 เซนติเกรย์ และมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่มากที่สุด เท่ากับ 2.40 เซนติเกรย์ ดังแสดงในภาคผนวก ก ค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่นับวัดได้ในช่วงเวลา 1 นาที ถึง 1 เดือน มีการลดลงอย่างรวดเร็วภายหลังการฉายรังสีในช่วงเวลา 6 นาทีแรก คิดเป็น 12.10% และเริ่มคงที่ในนาทีที่ 6 โดยหลังจากนาทีที่ 6 ถึง 30 วัน มีการลดลง 5.37% ดังแสดงในภาพ 28 โดยในการศึกษานี้ทำการอ่านค่าภายใน 2 วันหลังจากฉายรังสี ซึ่งมีการลดลง 2.77%



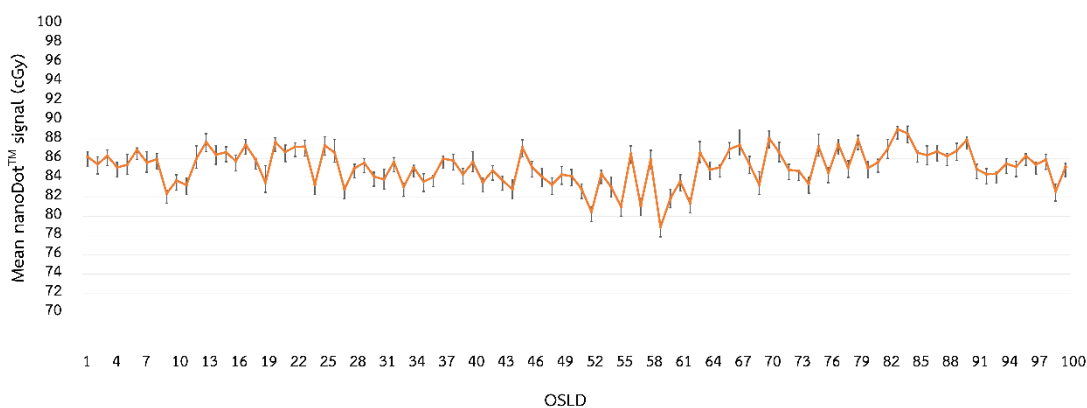
ภาพ 28 แสดงค่า Normalized response กับระยะเวลาภายหลังการฉายรังสี

ที่ 1 นาที ถึง 1 เดือน

หมายเหตุ: Normalized response ที่ปริมาณรังสี ณ เวลา 1 นาที ภายหลังการฉายรังสี เท่ากับ 1

4.1.2 ความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี (Uniformity and sensitivity)

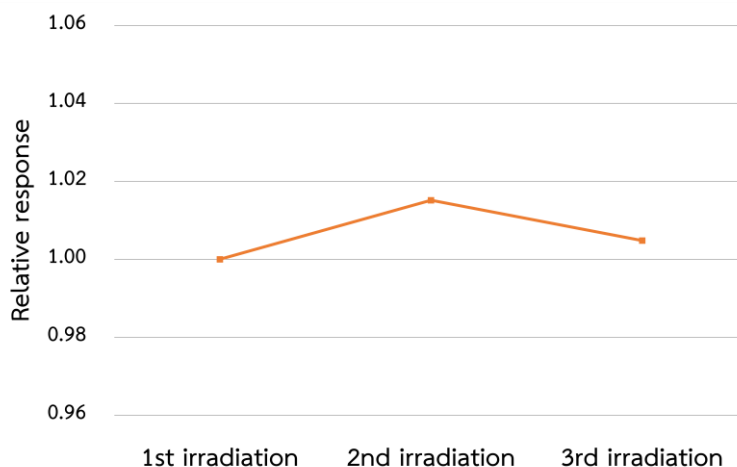
จากการศึกษาความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสีของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 100 แผ่น ดังแสดงในภาพ 29 พบว่า ปริมาณรังสีเฉลี่ย เท่ากับ 85.12 เซนติเกรย์ และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน เท่ากับ 1.87 เซนติเกรย์ ทำให้ได้ค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน เท่ากับ 2.20% และได้ค่าความไวในการวัดปริมาณรังสีสำหรับอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท แต่ละแผ่น ดังแสดงในภาคผนวก



ภาพ 29 แสดงค่านับวัดเฉลี่ยของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 100 แผ่น

4.1.3 ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ (Reproducibility)

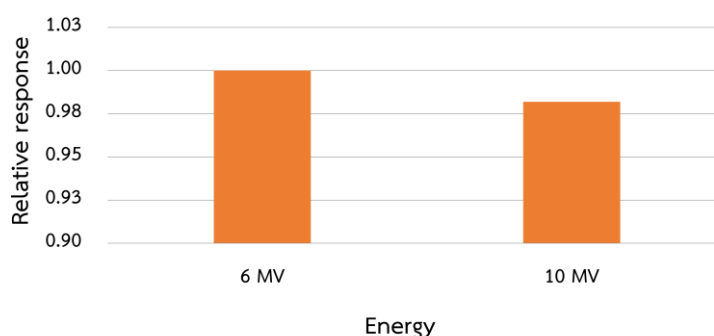
จากการศึกษาความเที่ยงตรงเมื่อนำอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ ดังแสดงในภาพ 30 พบว่า ปริมาณรังสีเฉลี่ย ของการฉายรังสีทั้ง 3 ครั้ง เท่ากับ 88.16 เซนติเกรย์ และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน เท่ากับ 0.68 เซนติเกรย์ และพบว่า อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทมีความเที่ยงตรงในการนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ เนื่องจากมีค่าความแตกต่างเมื่อเทียบกับการฉายครั้งที่ 1 เท่ากับ 2.00% และมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน เท่ากับ 0.77%



ภาพ 30 แสดง Relative response ของความเที่ยงตรงเมื่อวัดปริมาณรังสีซ้ำเมื่อกำหนดให้การฉายรังสีครั้งที่ 1 เท่ากับ 1

4.1.4 การตอบสนองต่อพลังงาน (Energy dependence)

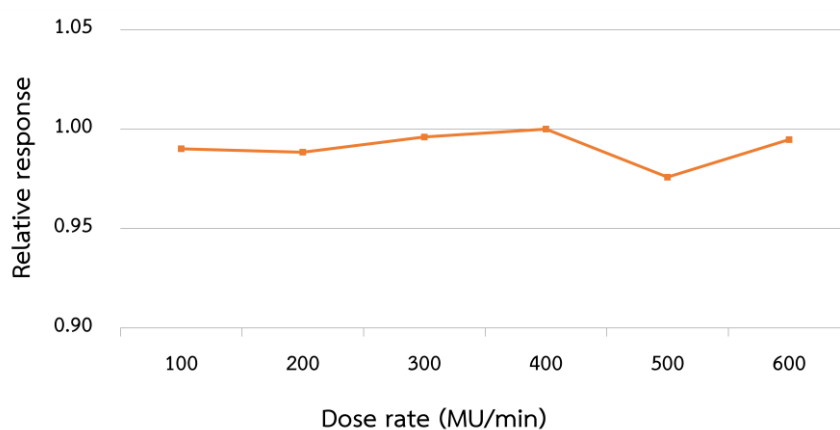
จากการศึกษาการตอบสนองต่อพลังงาน พบว่า ที่พลังงาน 6 เมกะโวลต์ มีปริมาณรังสีเฉลี่ย เท่ากับ 87.89 เซนติเกรย์ โดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน เท่ากับ 1.12 เซนติเกรย์ และที่พลังงาน 10 เมกะโวลต์ มีปริมาณรังสีเฉลี่ย เท่ากับ 86.38 เซนติเกรย์ โดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน เท่ากับ 0.75 เซนติเกรย์ และมี Relative response เมื่อกำหนดให้ 6 เมกะโวลต์ เท่ากับ 1 และมีค่าความแตกต่าง เท่ากับ 1.81% ดังแสดงในภาพ 31



ภาพ 31 แสดง Relative response ของการตอบสนองต่อพลังงาน เมื่อกำหนดให้ 6 เมกะโวลต์ เท่ากับ 1

4.1.5 การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี (Repetition rate dependence)

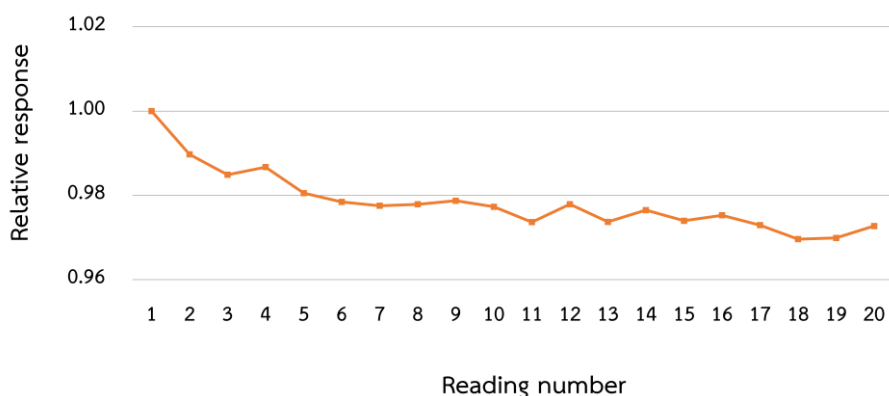
จากการศึกษาการตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี พบว่า ที่อัตราปริมาณรังสี 100, 200, 300, 400, 500 และ 600 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที มีค่า Relative response เมื่อเปรียบเทียบกับอัตราปริมาณรังสีอื่น ๆ กับ 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที พบว่า มีค่าใกล้เคียงกับ โดยมีความแตกต่างที่มากที่สุด เท่ากับ 2% ดังแสดงในภาพ 32 และมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน เท่ากับ 0.85%



ภาพ 32 แสดง Relative response ของการตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี เมื่อกำหนดให้ 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที เท่ากับ 1

4.1.6 การสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า (Signal depletion per read out)

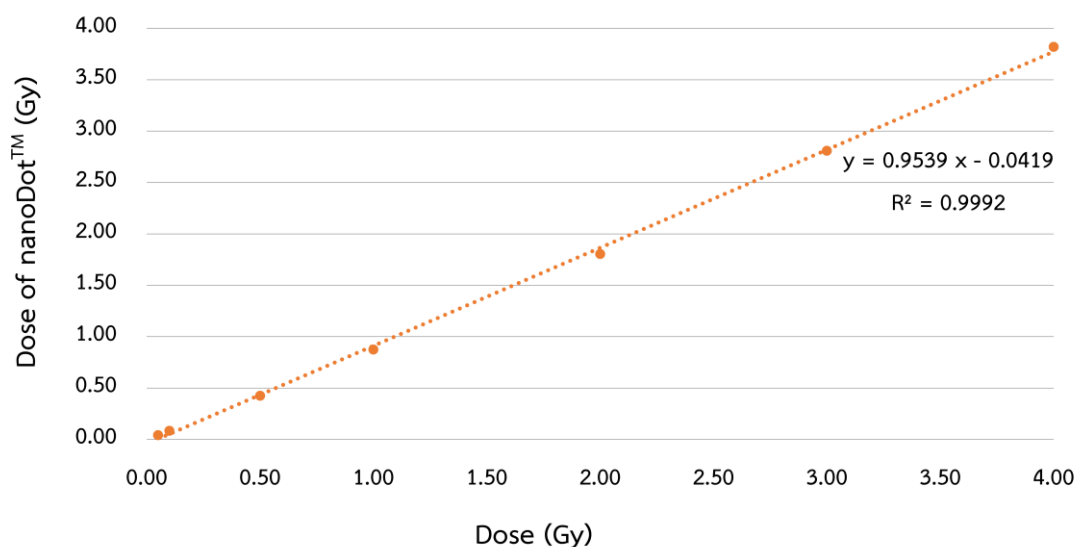
จากการศึกษาการสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่าจำนวนวัดซ้ำ 20 ครั้ง และมี Relative response เมื่อกำหนดให้การอ่านค่าครั้งที่ 1 เท่ากับ 1 ดังแสดงในภาพ 33 พบว่า มีความแตกต่างไม่เกิน 3.04% และที่การอ่านค่าจำนวนวัดซ้ำ 5 ครั้ง พบว่า มีความแตกต่างไม่เกิน 1.95% และที่ 20 ครั้ง พบว่า มีความแตกต่างไม่เกิน 2.73%



ภาพ 33 แสดง Relative response ของการสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า เมื่อกำหนดให้การอ่านค่าครั้งที่ 1 เท่ากับ 1

4.1.7 ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี (Dose linearity)

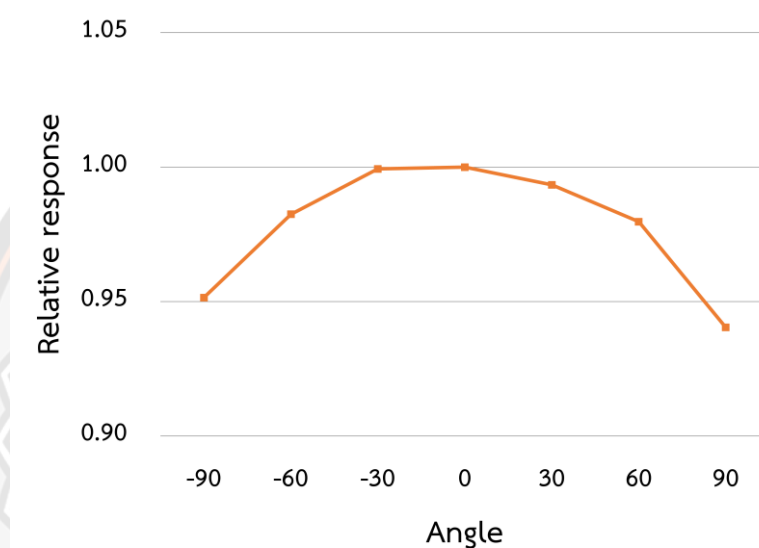
จากการศึกษาความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี พบว่า ปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท มีความเป็นเชิงเส้นกับปริมาณรังสีที่กำหนดในช่วง 0 – 4 เกรย์ โดยมีค่า R^2 เท่ากับ 0.9992 ดังแสดงในภาพ 34



ภาพ 34 แสดงความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสีของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

4.1.8 การตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี (Directional dependence)

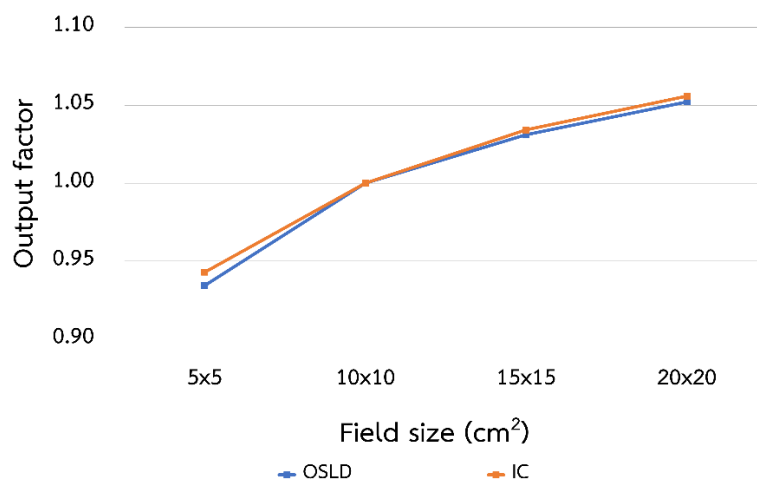
จากการศึกษาการตอบสนองต่อทิศทางของลำรังสี พบว่า ที่มุม 0 องศา สามารถอ่านค่าปริมาณรังสีได้มากที่สุด และเมื่อพิจารณาที่มุมต่างๆ เทียบกับมุม 0 องศา ได้ผลดังแสดงในภาพ 35 โดยมีค่าความแตกต่างที่มากที่สุดเท่ากับ 5.96% ที่มุม + 90 องศา นอกจากนี้ ที่มุมไม่เกิน ± 60 องศา มีค่าความแตกต่างไม่เกิน 2% และที่มุม ± 90 องศา มีค่าความแตกต่างไม่เกิน 6% ดังแสดงในภาพ 35 และมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน เท่ากับ 2.40%



ภาพ 35 แสดง Relative response ของการตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี เมื่อกำหนดให้มุม 0 องศา เท่ากับ 1

4.1.9 การตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี (Field size dependence)

จากการศึกษาการตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี พบว่า ค่า Output factor แปรผันตรงกับพื้นที่ลำรังสี ดังแสดงในภาพ 36 และเมื่อทำการเปรียบเทียบค่า Output factor ระหว่างอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท กับ Ionization chamber พบว่า ค่าความแตกต่างมากขึ้นเมื่อพื้นที่ลำรังสีเล็กลง โดยที่พื้นที่ลำรังสี 5×5 , 15×15 , และ 20×20 ตารางเซนติเมตร มีค่าความแตกต่างไม่เกิน 0.91%, 0.31%, และ 0.35% ตามลำดับ และมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน เท่ากับ 0.38%



ภาพ 36 แสดงค่า Output factor ของแต่ละพื้นที่ลำรังสี

4.1.10 การคำนวณค่าความไม่แน่นอน (Uncertainty) ของการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

จากการศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอลชนิดนาโนดอท มีค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากปัจจัยต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอลชนิดนาโนดอท ดังแสดงในตาราง 5 โดยเมื่อคำนวณค่าความไม่แน่นอนรวม (Combined Uncertainty) เท่ากับ 3.15% ส่งผลให้ค่าความไม่แน่นอนขยาย (Expanded Uncertainty) ที่ความเชื่อมั่น 95% ($k = 2$) เท่ากับ 6.30%

ตาราง 5 แสดงค่าความไม่แน่นอน (Uncertainty) จากปัจจัยต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอลชนิดนาโนดอท

ปัจจัยเกี่ยวข้องกับการวัดปริมาณรังสี	ค่าความไม่แน่นอน (Uncertainty)
การจางหายของสัญญาณ	1.29%
ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ	0.77%
การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี	0.85%
การสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า	0.74%
ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี	0.70%*
การตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี	2.40%
การตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี	0.38%

ปัจจัยเกี่ยวข้องกับการวัดปริมาณรังสี	ค่าความไม่แน่นอน (Uncertainty)
ค่าความไม่แน่นอนรวม	3.15%
ค่าความไม่แน่นอนขยายที่ความเชื่อมั่น 95% (k = 2)	6.30%

หมายเหตุ: * ข้อมูลจาก Wesolowska PE และคณะ (22)

4.2 การสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

จากการสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทกับ Ionization chamber พบว่า ปริมาณรังสีเฉลี่ยของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท เท่ากับ 84.18 เซนติเกรย์ และ ปริมาณรังสีเฉลี่ยของ Ionization chamber เท่ากับ 103.00 เซนติเกรย์ ดังนั้น Calibration factor เท่ากับ 1.22

4.3 การประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทในการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง ในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของมะเร็งเต้านม

จากการวัดปริมาณรังสีในแผนการรักษาที่วางไว้ในหุ่นจำลองโดยใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ที่ทำการแก้ค่า Sensitivity และ Calibration factor แล้ว พบว่า ค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้เทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษาโดยเฉลี่ย 9 ตำแหน่งในแผนการรักษาที่ไม่ใส่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน (No virtual bolus) มีค่า $1.68\% \pm 1.89\%$ สำหรับแผนการรักษาที่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนความหนา 10 มิลลิเมตร (10-mm virtual bolus) ที่ 0 HU ถึง -700 HU มีค่าอยู่ในช่วง $1.92\% \pm 1.48\%$ ถึง $3.57\% \pm 1.42\%$ และแผนการรักษาที่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนความหนา 15 มิลลิเมตร (15-mm virtual bolus) ที่ 0 HU ถึง -700 HU มีค่าอยู่ในช่วง $1.85\% \pm 1.88\%$ ถึง $3.08\% \pm 1.66\%$ ซึ่งในทุกแผนการรักษานั้นมีค่าน้อยกว่า 5% ตามที่ IAEA human health report No.8 แนะนำ (23) ดังแสดงในตาราง 6

ตาราง 6 แสดงค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดได้เทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษาโดยเฉลี่ย 9 ตำแหน่ง

แผนการรักษา	% ความแตกต่างของปริมาณรังสี
No virtual bolus	1.68 ± 1.89
10-mm virtual bolus 0 HU	1.92 ± 1.48
10-mm virtual bolus -100 HU	2.34 ± 1.53

แผนการรักษา	% ความแตกต่างของปริมาณรังสี
10-mm virtual bolus -200 HU	3.20 ± 1.48
10-mm virtual bolus -300 HU	3.06 ± 1.14
10-mm virtual bolus -400 HU	2.73 ± 1.70
10-mm virtual bolus -500 HU	2.74 ± 2.15
10-mm virtual bolus -600 HU	2.91 ± 1.41
10-mm virtual bolus -700 HU	3.57 ± 1.42
15-mm virtual bolus 0 HU	2.38 ± 1.03
15-mm virtual bolus -100 HU	2.15 ± 1.72
15-mm virtual bolus -200 HU	3.08 ± 1.66
15-mm virtual bolus -300 HU	2.59 ± 1.50
15-mm virtual bolus -400 HU	2.15 ± 2.10
15-mm virtual bolus -500 HU	2.33 ± 1.81
15-mm virtual bolus -600 HU	2.26 ± 2.04
15-mm virtual bolus -700 HU	1.85 ± 1.88

4.4 การประยุกต์ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา

จากการแผนการรักษาที่มีการปรับความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนและเปลี่ยนแปลงค่าเลขซีทีของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ พบว่า ค่า D_{max} ของทุกแผนการรักษาไม่เกิน 115% ของปริมาณรังสีที่กำหนด หรือ 57.5 เกรย์ ค่า $D_{95\%}$ ของทุกแผนการรักษามีค่าไม่น้อยกว่า 95% ของปริมาณรังสีที่กำหนด หรือ 47.5 เกรย์ และมีแนวโน้มลดลงตามค่าเลขซีทีที่ลดลงในแผนการรักษาที่มีความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนที่เท่ากัน ดังแสดงในตาราง 7 โดยในส่วนของปริมาณรังสีที่อวัยวะเสี่ยงได้รับ พบว่า V_{5Gy} ของปอดข้างเดียวกับรอยโรค มีค่าอยู่ในช่วงปริมาณรังสีที่กำหนด คือ ไม่เกิน 55% ของปริมาตรปอด ในทุกแผนการรักษาที่ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร ยกเว้นแผนการรักษาที่มีค่าเลขซีที เท่ากับ -600 HU และในแผนการรักษาที่ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร มีเพียงแผนการรักษาที่มีค่าเลขซีที เท่ากับ 0 HU เท่านั้นที่ผ่านเกณฑ์ที่กำหนด ทั้งนี้ ในส่วนของ D_{mean} ของหัวใจ ที่ได้รับปริมาณรังสีไม่เกิน 5 เกรย์นั้น พบว่า มีเพียงแผนการรักษาที่ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 และ 15 มิลลิเมตร ที่มีค่าเลขซีที เท่ากับ 0 HU เท่านั้นที่ผ่านเกณฑ์ที่กำหนด และสำหรับ V_{10Gy} ที่กำหนดให้ไม่เกิน 35% ของปริมาตรของหัวใจนั้น พบว่า มีค่าอยู่ภายในเกณฑ์ที่กำหนดในทุกแผนการรักษา ดังแสดงในตาราง 8

ตาราง 7 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยของก้อนมะเร็งในแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งเต้านม จำนวน 10 ราย

ความหนาของวัสดุสมมูล เนื้อเยื่อเสมือน (mm)	แผนการรักษา			CI	HI
	ค่าเลขซีที (HU)	D _{max} (Gy)	D _{95%} (Gy)		
10	0	56.18 ± 0.51	50.08 ± 0.09	1.00	0.10
10	-100	57.23 ± 1.22	49.10 ± 0.98	0.99	0.13
10	-200	56.89 ± 0.99	48.85 ± 0.95	0.98	0.13
10	-300	56.60 ± 1.24	48.74 ± 0.97	0.98	0.12
10	-400	56.49 ± 1.25	48.51 ± 1.09	0.98	0.13
10	-500	56.17 ± 0.99	48.41 ± 1.04	0.97	0.13
10	-600	56.27 ± 0.95	48.21 ± 0.92	0.97	0.13
10	-700	56.32 ± 1.22	47.99 ± 1.40	0.96	0.13
15	0	56.36 ± 0.63	50.23 ± 0.25	1.00	0.11
15	-100	57.31 ± 1.31	48.97 ± 1.06	0.98	0.15
15	-200	56.93 ± 1.40	48.80 ± 0.98	0.97	0.15
15	-300	56.52 ± 1.21	48.63 ± 0.99	0.97	0.14
15	-400	56.22 ± 1.46	48.36 ± 0.97	0.97	0.14
15	-500	56.12 ± 1.65	48.00 ± 1.01	0.96	0.14
15	-600	55.49 ± 1.39	47.84 ± 1.05	0.96	0.14
15	-700	55.55 ± 1.69	47.73 ± 0.96	0.95	0.14

ตาราง 8 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยของปอดและหัวใจในแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งเต้านม จำนวน 10 ราย

แผนการรักษา		ปอดด้านเดียว กับรอยโรค	หัวใจ	
ความหนาของ วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อ เสมือน (mm)	ค่าเลขซีที (HU)	V _{5Gy} (%)	D _{mean} (Gy)	V _{10Gy} (%)
10	0	44.31 ± 4.43	4.24 ± 0.65	8.81 ± 1.76
10	-100	53.21 ± 8.67	5.35 ± 1.47	12.30 ± 6.43
10	-200	54.64 ± 9.17	5.51 ± 1.51	12.85 ± 6.76
10	-300	53.32 ± 8.80	5.49 ± 1.39	12.72 ± 6.54
10	-400	53.57 ± 9.85	5.35 ± 1.38	12.25 ± 6.05
10	-500	54.10 ± 10.03	5.40 ± 1.42	12.22 ± 6.06
10	-600	55.20 ± 9.48	5.45 ± 1.44	12.37 ± 5.91
10	-700	54.63 ± 11.19	5.39 ± 1.50	12.28 ± 6.55
15	0	45.41 ± 5.38	4.39 ± 0.43	9.23 ± 1.40
15	-100	59.49 ± 10.16	6.06 ± 1.09	14.09 ± 4.70
15	-200	59.99 ± 9.46	5.93 ± 1.06	13.55 ± 4.51
15	-300	59.27 ± 8.46	5.93 ± 1.19	13.69 ± 5.29
15	-400	59.42 ± 10.74	5.77 ± 1.16	12.99 ± 4.79
15	-500	61.19 ± 10.39	5.88 ± 1.24	13.42 ± 5.25
15	-600	60.11 ± 8.80	5.77 ± 1.11	13.21 ± 5.10
15	-700	59.40 ± 9.51	5.78 ± 1.19	13.05 ± 4.89

บทที่ 5

อภิปรายผล

จากการศึกษาคุณลักษณะเฉพาะในแง่ของการจางหายของสัญญาณช่วงเวลา 1 นาที ถึง 1 เดือนภายหลังการฉายรังสี มีการลดลงอย่างรวดเร็วภายหลังการฉายรังสีในช่วงเวลา 6 นาทีแรก คิดเป็น 12.10% และเริ่มคงที่ในนาทีที่ 6 เป็นต้นไป ซึ่งในการศึกษาของ Ponmalar และคณะ (15) พบว่า ที่เวลา 40 วินาที ถึง 10 นาที มีการลดลงอย่างรวดเร็ว โดยคิดเป็น 8.80% และเริ่มคงที่ที่เวลา 10 นาที และสำหรับการศึกษาของ Duangkamol และคณะ (13) พบว่า เวลา 1 นาที ถึง 5 นาที มีการลดลงอย่างรวดเร็ว โดยคิดเป็น 15% และเริ่มคงที่ที่เวลา 5 นาที เป็นต้นไป ซึ่งจะเห็นได้ว่าภายหลังจากฉายรังสีทันที จนถึง 10 นาทีแรกไม่สามารถนำอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทมาอ่านค่านับวัดได้ในทันที ซึ่งอาจเกิดจากกระบวนการดูดกลืนแสงยังไม่เกิดความเสถียร (13, 15)

จากการศึกษาคุณลักษณะเฉพาะในแง่ของความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี พบว่า ค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน เท่ากับ 2.20% สำหรับอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 100 แผ่น ซึ่งในการศึกษาของ Ponmalar และคณะ (15) พบว่า ที่ค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน ไม่เกิน 1.50% สำหรับอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จำนวน 200 แผ่น นอกจากนี้ จากการศึกษาคคุณลักษณะเฉพาะนี้ทำให้ได้ค่า Sensitivity ของอุปกรณ์ในแต่ละแผ่น เพื่อนำไปใช้แก้ค่าในการวัดปริมาณรังสีต่อไป

จากการศึกษาความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ พบว่า มีความเที่ยงตรง เนื่องจากมีค่าความแตกต่างเมื่อเทียบกับการฉายครั้งที่ 1 เท่ากับ 2.00% และมีค่าสัมประสิทธิ์ความแปรปรวน เท่ากับ 0.77% ซึ่งในการศึกษาของ Duangkamol และคณะ (13) พบว่า มีค่าความแตกต่างที่ $\pm 2.5\%$ และสำหรับการศึกษาของ Raj LJS และคณะ (14) พบว่า มีค่าความแตกต่างสูงที่สุด เท่ากับ $\pm 3\%$

จากการศึกษาการตอบสนองต่อพลังงานและอัตราปริมาณรังสีนั้น มีค่าความแตกต่าง ไม่เกิน 1.81% และ 2.00% ตามลำดับ ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Ponmalar และคณะ (15) ซึ่งมีค่าความแตกต่างของการนับวัดต่อพลังงาน ไม่เกิน 1.70% และค่าการนับวัดต่ออัตราปริมาณรังสี ไม่เกิน 1.30% แสดงให้เห็นว่า อุปกรณ์มีการตอบสนองแบบเป็นอิสระต่อพลังงานและอัตราปริมาณรังสี

จากการศึกษาการสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า พบว่า มีค่าความแตกต่างไม่เกิน 3.04% จากการอ่านซ้ำ 20 ครั้งแรก ซึ่งการศึกษาของ Ponmalar และคณะ (15) พบว่า มีค่าความแตกต่าง ไม่เกิน 2.90% จากการอ่านซ้ำใน 50 ครั้งแรก

จากการศึกษาความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี พบว่า อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท มีความเป็นเชิงเส้นกับปริมาณรังสีที่กำหนด โดย R^2 มีค่าเท่ากับ 0.999 ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Ponmalar และคณะ (15) ที่พบว่า R^2 มีค่าเท่ากับ 0.997

จากการศึกษาการตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี พบว่า อุปกรณ์นี้ไม่มีความเป็นอิสระเชิงมุม เนื่องจากพบว่ามีค่าความแตกต่างไม่เกิน 5.92% ที่มุม +90 องศา ซึ่งในการศึกษาของ Duangkamol และคณะ (13) พบว่า ที่มุนน้อยกว่า ± 10 องศา มีค่าความแตกต่าง เท่ากับ 3.00% เมื่อเปรียบเทียบกับมุม 0 องศา และจะเพิ่มขึ้นมากขึ้น เมื่อมุมของการเข้าลำรังสีมากกว่า ± 10 องศา

จากการศึกษาการตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสี พบว่า ค่า Output factor มีความแตกต่างระหว่างอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทกับ Ionization chamber มากขึ้น ทั้งนี้ เป็นเพราะพื้นที่ลำรังสีขนาดเล็กมีเงื่อนไขในการวัดเฉพาะและคุณสมบัติของเครื่องวัดรังสีด้วย และอุปกรณ์วัดรังสีนี้มีค่าเลขอะตอมสูงทำให้มีความไวต่อรังสีกระเจิงมากกว่า Ionization chamber รวมถึง Ionization chamber มีขนาดใหญ่กว่าอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท จึงเกิด Volume averaging effect (24) โดยที่พื้นที่ลำรังสี 5×5 ตารางเซนติเมตร พบว่า มีค่าความแตกต่างไม่เกิน 0.91% ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Ponmalar และคณะ (15) ซึ่งมีค่าความคลาดเคลื่อน $1.10\% \pm 0.40\%$

โดยจากการศึกษาคุณลักษณะดังกล่าว สามารถหาค่าความไม่แน่นอนที่เกิดจากปัจจัยต่าง ๆ นั้น ที่ค่าความไม่แน่นอนที่ความเชื่อมั่น 95% ($k=2$) มีค่าเท่ากับ 6.30%

จากการวัดปริมาณรังสีตามแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรที่วางไว้ในหุ่นจำลองโดยใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ที่ทำการแก้ค่า Sensitivity และ Calibration factor แล้ว พบว่า ค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้เทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษาโดยเฉลี่ย 9 ตำแหน่งนั้นมีค่าไม่เกิน $\pm 5\%$ ตามที่ IAEA human health report No.8 (23) แนะนำ ทั้งนี้ ที่ตำแหน่งที่ 2 3 7 และ 8 ในแต่ละแผนการรักษาที่มีค่าความแตกต่างมากกว่า 5% นั้นเป็นตำแหน่งที่อยู่บริเวณขอบลำรังสีของเต้านม ซึ่งจากการศึกษาของ Monajemi TT และคณะ (4) พบว่า ค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทเทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษา มีค่าไม่เกิน $\pm 15\%$ โดยค่าร้อยละความแตกต่างที่มากอาจเนื่องจากเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร มีการเคลื่อนที่ของซี่ก้างรังสี ในบางช่วงอาจจะมีพื้นที่ลำรังสีขนาดเล็กหรืออุปกรณ์วัดรังสีอยู่บริเวณขอบของลำรังสี รวมถึงเต้านมเป็นบริเวณพื้นที่ที่ไม่อยู่ในระนาบเดียวกัน ทำให้การวางอุปกรณ์ไม่ได้ระนาบ ดังนั้น กรณีที่ต้องทำการวัดนั้นควรมีการศึกษาควบคู่กับการวัดด้วยเครื่องวัดรังสีอื่น ๆ เช่น Metal oxide semiconductor field effect transistor (MOSFET) dosimeter

เป็นต้น นอกจากนี้ ตำแหน่งที่มีค่าความแตกต่างเกิน 5% นั้น อาจเป็นจากความไม่เป็นอิสระเชิงมุมของอุปกรณ์นี้ด้วย

จากการศึกษาการประยุกต์ใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษาจากแผนการรักษาที่มีการปรับความหนาของวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนและเปลี่ยนแปลงค่าเลขซีทีของวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อ พบว่า แผนการรักษาที่ปริมาณรังสีผ่านเกณฑ์ทั้งหมด คือ แผนการรักษาที่ใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 และ 15 มิลลิเมตร ที่มีค่าเลขซีที เท่ากับ 0 HU ซึ่งจากการศึกษาของ Lizondo M และคณะ (3) แนะนำว่า การเลือกค่าเลขซีทีที่เหมาะสมที่สุด มีค่าประมาณ -400 HU และ -550 HU สำหรับวัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อที่มีความหนา 10 มิลลิเมตร และ 15 มิลลิเมตร ตามลำดับ และการใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนนั้นไม่ได้มีการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีในอวัยวะเสี่ยงอย่างมีนัยสำคัญ ทำให้การศึกษานี้สนใจการลดค่าเลขซีทีเพื่อประเมินปริมาณรังสีจากแผนการรักษา ทั้งนี้ ในการศึกษาหากพิจารณาที่การเคลื่อนที่ของทรวงอกนั้น จากการศึกษาของ Frazier RC และคณะ (25) พบว่า ในการหายใจแบบปกติ การหายใจเข้ามีการเคลื่อนที่ไปทางด้านหน้า โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 6 มิลลิเมตร (ช่วง 3 – 11 มิลลิเมตร) และ 4 มิลลิเมตร (ช่วง 1 – 7 มิลลิเมตร) ในขอบด้านในและขอบด้านข้าง ตามลำดับ ดังนั้น วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนที่ความหนา 10 และ 15 มิลลิเมตรสามารถเลือกใช้ได้ แต่ทั้งนี้ที่ความหนาที่มากกว่านั้นจะมีแนวโน้มของปริมาณรังสีที่ได้รับสูงขึ้นทั้งในส่วนของก้อนมะเร็งและอวัยวะเสี่ยงเช่นกัน

ข้อจำกัดของงานวิจัย

ในการใช้งานอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท มีข้อจำกัดในการใช้งานสำหรับการประยุกต์ใช้ในการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของมะเร็งเต้านมนั้น ทำการวัดปริมาณรังสี ณ หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระปกเกล้า และต้องส่งไปอ่านและล้างค่าการนับวัด ณ คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ซึ่งใช้ระยะเวลา 2 วัน รวมถึงแผนการรักษาที่ใช้ในการวัดปริมาณรังสีนั้น เป็นแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร ซึ่งมีการหมุนรอบหุ่นจำลอง ส่งผลให้บางมุมอาจจะมีการตอบสนองต่อรังสีต่ำ เนื่องจากอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ไม่มีความเป็นอิสระต่อทิศทางเข้าของลำรังสี

ข้อเสนอแนะ

ในการศึกษาการประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทในการวัดปริมาณรังสีในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรของมะเร็งเต้านมนั้นควรมีการวัดคู่กับเครื่องวัดรังสีอื่นๆ เพื่อเปรียบเทียบกัน และควรมีการแก้ค่าทางคุณลักษณะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทอื่นที่เกี่ยวข้อง ทั้งนี้ เนื่องจากการศึกษานี้เป็นการศึกษาในหุ่นจำลองซึ่งไม่มีการเคลื่อนไหวจริง ดังนั้น เพื่อให้การวัดปริมาณรังสีได้ใกล้เคียงที่สุดควรมีการศึกษาด้วยการวัดในผู้ป่วยจริง นอกจากนี้ ในการศึกษาในแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมนั้น ควรมีจำนวนประชากรที่นำมาวางแผนการรักษาในการประยุกต์ใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา ควรมีจำนวนมากขึ้นเพื่อให้สามารถประเมินผลได้ดียิ่งขึ้น



บทที่ 6

บทสรุป

จากการศึกษาคุณลักษณะเฉพาะของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท พบว่าสามารถอ่านค่าได้คงที่ภายหลังจากฉายรังสี 6 นาที มีความสม่ำเสมอ และความเที่ยงตรงสำหรับการนำมาวัดรังสีซ้ำ ทั้งนี้ อุปกรณ์นี้มีการตอบสนองแบบอิสระต่อพลังงานและอัตราปริมาณรังสี รวมถึงมีความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี นอกจากนี้ยังตอบสนองต่อพื้นที่ลำรังสีได้ใกล้เคียงกับ Ionization chamber จนถึงพื้นที่ลำรังสี ขนาด 5×5 ตารางเซนติเมตร แต่อุปกรณ์นี้มีการสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า และไม่เป็นอิสระเชิงมุม โดยจากการศึกษาคุณลักษณะดังกล่าว สามารถหาค่าความไม่แน่นอนที่ความเชื่อมั่น 95% ($k=2$) มีค่าเท่ากับ 6.30% นอกจากนี้ ในการสอบเทียบอุปกรณ์นี้กับ Ionization chamber มีค่า Calibration factor เท่ากับ 1.22 โดยจากการวัดปริมาณรังสีในแผนการรักษาที่วางไว้ในหุ่นจำลองโดยใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท พบว่า ค่าความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้เทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษาโดยเฉลี่ย 9 ตำแหน่งนั้นมีค่าอยู่ภายใน $\pm 5\%$ ตามที่ IAEA human health report No.8 แนะนำ โดยค่าความแตกต่างที่มากที่สุด คือ ตำแหน่งที่ 3 ในแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -700 HU มีค่าความแตกต่างมากที่สุด เท่ากับ 6.36% และจากการประยุกต์ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา พบว่า แผนการรักษาที่ปริมาณรังสีผ่านเกณฑ์ทั้งหมด คือ แผนการรักษาที่ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 และ 15 มิลลิเมตร ที่มีค่าเลขซีที เท่ากับ 0 HU ทั้งนี้ ควรมีการศึกษาเพิ่มเติมในส่วนของ การวัดปริมาณรังสีในผู้ป่วยจริง รวมถึงจำนวนประชากรที่นำมาวางแผนการรักษาในการประยุกต์ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา ควรมีจำนวนมากขึ้นเพื่อให้สามารถประเมินผลได้ดียิ่งขึ้น



บรรณานุกรม

มหาวิทยาลัยพระนคร

บรรณานุกรม

1. จารีก ก้านเพชร, ชุติ วรรณวิจิตร, โชติกา จำปาเงิน, ทวีป แสงแห่งธรรม, ธนวัฒน์ ถาวรวงษ์, พันทิวา อุณหศิริ, และคณะ. ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา (Physics of Radiotherapy). กรุงเทพฯ: สาขารังสีรักษา และมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โรงพยาบาล จุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย; 2563.
2. Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British Journal of Radiology*. 2011;84(1007):967-96.
3. Lizondo M, Latorre-Musoll A, Ribas M, Carrasco P, Espinosa N, Coral A, et al. Pseudo skin flash on VMAT in breast radiotherapy: Optimization of virtual bolus thickness and HU values. *Physica Medica*. 2019;63:56-62.
4. Monajemi TT, Oliver PAK, Day A, Yewondwossen M. In search of a one plan solution for VMAT post-mastectomy chest wall irradiation. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2020;21(8):216-23.
5. Hodapp N. The ICRU Report 83: prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Strahlentherapie und Onkologie : Organ der Deutschen Röntgengesellschaft [et al]*. 2012;188:97-9.
6. Rossi M, Boman E, Skyttä T, Haltamo M, Laaksomaa M, Kapanen M. Dosimetric effects of anatomical deformations and positioning errors in VMAT breast radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2018;19(5):506-16.
7. Tyrán M, Tallet A, Resbeut M, Ferré M, Favrel V, Fau P, et al. Safety and benefit of using a virtual bolus during treatment planning for breast cancer treated with arc therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2018;19:463 - 72.
8. Kry SF, Alvarez P, Cygler JE, DeWerd LA, Howell RM, Meeks S, et al. AAPM TG 191: Clinical use of luminescent dosimeters: TLDs and OSLDs. *Medical Physics*. 2020;47(2):e19-e51.
9. Institute NC. Breast Cancer Treatment 2022 [updated 2022, August 31; cited 2022 September 21]. Available from: <https://www.cancer.gov/types/breast/patient/breast-treatment-pdq>.

10. ประกาศักษณ์ ไชยเจริญ. ความรู้เกี่ยวกับมะเร็งเต้านม 2560 [updated 2560, กรกฎาคม 21; cited 2565 กันยายน 21]. Available from: https://www.thanyarak.or.th/center_general.php#.
11. Chang JS, Chang JH, Kim N, Kim YB, Shin KH, Kim K. Intensity Modulated Radiotherapy and Volumetric Modulated Arc Therapy in the Treatment of Breast Cancer: An Updated Review. *J Breast Cancer*. 2022;25(5):349-65.
12. Landauer. nanoDot™ [cited 2023 April 22]. Available from: <https://www.landauer.com/product/nanodot>.
13. 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):R14-R29.
14. Raj LJS, Pearlin B, Peace BST, Isiah R, Singh IRR. Characterisation and use of OSLD for in vivo dosimetry in head and neck intensity-modulated radiation therapy. *Journal of Radiotherapy in Practice*. 2021;20(4):448-54.
15. Ponmalar R, Manickam R, Ganesh K, Saminathan S, Raman A, Godson H. Dosimetric characterization of optically stimulated luminescence dosimeter with therapeutic photon beams for use in clinical radiotherapy measurements. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*. 2017;13(2):304-12.
16. Wake JR, Chen FQ, Ashworth S, Byth K, Wang W, Stuart KE. Verification using in vivo optically stimulated luminescent dosimetry of the predicted skin surface dose in patients receiving postmastectomy radiotherapy. *Medical Dosimetry*. 2021;46(2):e1-e6.
17. cnmcco.com. ART Phantoms for Radiation Treatment Planning [cited 2022 September 1]. Available from: <http://www.cnmcco.com/dosimetry/productOVs/art.htm>.
18. CIVCO R. Bolus 2006 [cited 2023 May 20]. Available from: https://civcort.com/ro/resources/Technical-Spec-Sheets/BolusTechnicalDataSheet_2017P1300_A.pdf.
19. Standard i. Virtual Water Phantom 2005 [cited 2023 May 20]. Available from: <https://pdf.medicaexpo.com/pdf/standard-imaging/virtual-water-phantom/101141-143392.html>.

20. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2001.
21. Yamane T. Statistics: an introductory analysis. 2 ed. New York: Harper & Row; 1967.
22. Wesolowska PE, 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. Radiation Measurements. 2017;106:556-62.
23. Development of Procedures for In Vivo Dosimetry in Radiotherapy. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2013.
24. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2017.
25. Frazier RC, Vicini FA, Sharpe MB, Yan D, Fayad J, Baglan KL, et al. Impact of breathing motion on whole breast radiotherapy: a dosimetric analysis using active breathing control. International Journal of Radiation Oncology**Biology* Physics*. 2004;58(4):1041-7.



ภาคผนวก

มหาวิทยาลัยนครพนม

ภาคผนวก ก

การหาคุณลักษณะเฉพาะ (Characteristics) ของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

1. การจางหายของสัญญาณ (Fading characteristics)

ตาราง 9 แสดงค่าปริมาณรังสีเฉลี่ย ในระยะเวลาภายหลังการฉายรังสี ตั้งแต่ 1 นาที ถึง 1 เดือน

ระยะเวลาภายหลังการฉายรังสี	ปริมาณรังสีเฉลี่ย (เซนติเกรย์)	SD
1 นาที	110.95	2.40
2 นาที	104.80	0.53
3 นาที	101.84	1.79
4 นาที	97.80	0.64
5 นาที	97.35	0.39
6 นาที	97.56	0.27
8 นาที	95.21	0.95
10 นาที	95.28	0.11
20 นาที	94.33	0.76
30 นาที	94.08	0.43
60 นาที	94.64	0.70
90 นาที	95.15	0.77
120 นาที	94.40	0.66
240 นาที	93.14	1.71
360 นาที	93.04	0.82
480 นาที	95.80	0.72
วันที่ 1 เวลา 09.00 น.	93.47	0.99
วันที่ 1 เวลา 17.00 น.	94.40	1.22
วันที่ 2 เวลา 09.00 น.	92.82	1.11
วันที่ 2 เวลา 17.00 น.	94.85	1.61
วันที่ 3 เวลา 09.00 น.	93.68	0.13

ระยะเวลาภายหลังการฉายรังสี	ปริมาณรังสีเฉลี่ย (เซนติเกรย์)	SD
วันที่ 3 เวลา 17.00 น.	92.46	1.60
วันที่ 4 เวลา 09.00 น.	93.97	1.53
วันที่ 4 เวลา 17.00 น.	93.46	0.53
วันที่ 5 เวลา 09.00 น.	91.91	2.37
วันที่ 5 เวลา 17.00 น.	92.87	0.75
สัปดาห์ที่ 1	93.19	1.72
สัปดาห์ที่ 2	91.66	2.08
สัปดาห์ที่ 3	93.54	0.68
1 เดือน	92.31	1.27

2. ความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี (Uniformity and Sensitivity)

ตาราง 10 แสดงปริมาณรังสี และค่าความไวในการศึกษาความสม่ำเสมอและความไวในการวัดปริมาณรังสี

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	SD	Sensitivity
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	86.79	85.94	85.76	86.16	0.55	0.97
2	86.26	84.80	85.10	85.38	0.77	0.99
3	86.96	85.77	86.04	86.26	0.62	0.99
4	85.16	85.50	84.51	85.05	0.50	1.00
5	86.55	84.80	84.65	85.33	1.06	1.00
6	87.05	86.69	86.94	86.89	0.19	0.99
7	86.73	85.46	84.47	85.55	1.13	0.99
8	86.61	85.53	85.55	85.89	0.62	0.98
9	82.69	82.34	81.97	82.33	0.36	1.01
10	84.36	83.45	83.27	83.69	0.58	1.02
11	83.98	83.07	82.62	83.22	0.69	1.03

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	SD	Sensitivity
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
12	87.40	85.68	84.77	85.95	1.34	0.99
13	88.67	87.33	87.01	87.67	0.88	0.98
14	86.92	86.93	85.29	86.38	0.94	0.98
15	87.22	86.54	86.13	86.63	0.55	0.98
16	86.39	85.56	85.18	85.71	0.62	1.00
17	87.57	87.85	86.81	87.41	0.54	0.98
18	85.75	85.95	85.94	85.88	0.11	0.98
19	84.95	83.93	81.52	83.46	1.76	1.01
20	88.17	87.35	87.49	87.67	0.44	0.98
21	86.94	87.18	85.88	86.67	0.69	0.99
22	87.56	86.74	87.29	87.19	0.42	1.00
23	87.55	87.62	86.47	87.21	0.65	1.00
24	83.14	83.37	83.28	83.26	0.12	1.02
25	88.27	87.28	86.45	87.33	0.91	0.97
26	88.12	86.22	85.44	86.59	1.37	0.98
27	83.11	82.42	82.83	82.79	0.35	1.03
28	85.35	85.00	84.56	84.97	0.40	1.00
29	85.89	85.06	85.66	85.54	0.43	0.99
30	84.63	83.82	83.84	84.10	0.46	1.03
31	85.00	83.51	82.92	83.81	1.07	1.01
32	86.12	85.50	85.24	85.62	0.45	0.99
33	82.95	82.67	83.48	83.03	0.41	1.03
34	85.05	84.87	85.26	85.06	0.20	0.99
35	83.45	84.44	82.82	83.57	0.82	1.02
36	84.28	84.01	83.88	84.06	0.20	1.02
37	85.94	85.70	86.25	85.96	0.27	0.98
38	86.52	85.40	85.38	85.77	0.65	1.00

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	SD	Sensitivity
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
39	85.01	84.15	83.83	84.33	0.61	1.00
40	86.68	85.60	84.53	85.61	1.08	0.99
41	83.98	83.08	83.48	83.51	0.45	1.01
42	85.32	84.56	84.31	84.73	0.53	1.01
43	83.24	84.08	83.81	83.71	0.43	1.02
44	83.85	82.67	81.83	82.78	1.02	1.04
45	87.93	87.13	86.34	87.13	0.79	0.98
46	85.07	85.66	84.44	85.06	0.61	1.00
47	84.85	84.20	83.18	84.08	0.84	1.02
48	84.03	82.61	83.14	83.26	0.72	1.03
49	84.92	84.65	83.33	84.30	0.85	1.01
50	84.90	83.94	83.56	84.14	0.69	1.02
51	83.00	82.25	83.22	82.82	0.51	1.02
52	80.89	79.86	80.54	80.43	0.52	1.04
53	84.56	84.64	83.97	84.39	0.37	1.02
54	84.09	82.78	82.16	83.01	0.99	1.02
55	81.24	81.08	80.66	80.99	0.30	1.05
56	87.02	86.85	85.58	86.48	0.79	0.99
57	81.64	81.33	80.18	81.05	0.77	1.05
58	86.98	85.27	85.37	85.87	0.96	1.00
59	79.44	78.71	78.38	78.84	0.54	1.07
60	82.81	81.00	81.74	81.85	0.91	1.03
61	83.91	84.10	82.81	83.61	0.70	1.02
62	81.85	81.37	80.76	81.33	0.55	1.06
63	87.75	86.55	85.42	86.57	1.16	0.99
64	85.51	84.95	84.02	84.83	0.75	1.01
65	85.20	84.76	85.18	85.05	0.25	1.00

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	SD	Sensitivity
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
66	87.73	86.63	86.49	86.95	0.68	0.97
67	89.06	87.03	86.02	87.37	1.55	0.98
68	86.22	85.34	84.67	85.41	0.78	1.00
69	84.65	83.17	81.87	83.23	1.39	1.01
70	88.64	88.36	87.23	88.08	0.75	0.96
71	87.73	86.48	85.70	86.64	1.02	0.99
72	85.44	84.66	84.27	84.79	0.60	1.01
73	84.62	84.63	84.80	84.68	0.10	1.00
74	83.63	83.82	82.62	83.36	0.65	1.01
75	88.62	86.95	86.10	87.22	1.28	0.98
76	84.82	84.73	83.87	84.47	0.53	1.01
77	87.99	87.07	87.24	87.44	0.49	0.98
78	85.45	85.43	84.19	85.02	0.73	1.00
79	87.98	88.35	87.46	87.93	0.45	0.98
80	85.44	85.35	84.17	84.99	0.71	1.00
81	85.36	85.95	85.40	85.57	0.33	1.01
82	87.89	87.10	85.97	86.99	0.96	0.98
83	89.24	89.10	88.70	89.02	0.28	0.96
84	89.41	88.43	87.91	88.58	0.77	0.95
85	86.41	86.55	86.79	86.58	0.20	0.98
86	87.31	86.23	85.43	86.32	0.95	1.00
87	87.34	86.68	86.13	86.72	0.61	0.98
88	86.17	86.52	85.95	86.21	0.29	1.00
89	87.62	86.61	86.12	86.79	0.77	0.98
90	87.84	87.75	88.21	87.93	0.25	0.98
91	85.37	84.92	84.34	84.88	0.52	1.01
92	85.01	83.99	84.06	84.35	0.57	1.02

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	SD	Sensitivity
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
93	84.20	84.45	84.54	84.40	0.18	1.00
94	86.02	85.34	84.91	85.42	0.56	1.00
95	85.74	84.96	84.64	85.12	0.56	1.00
96	86.50	86.17	86.11	86.26	0.21	0.98
97	85.62	85.24	85.20	85.36	0.23	1.00
98	86.42	85.81	85.32	85.85	0.55	0.99
99	83.41	81.93	82.35	82.56	0.76	1.01
100	85.30	85.37	84.67	85.11	0.39	0.99

3. ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดปริมาณรังสีซ้ำ (Reproducibility of OSLD)

ตาราง 11 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายครั้งที่ 1

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	89.93	89.96	90.19	90.03	0.98	88.25
2	88.72	88.01	87.52	88.08	0.99	86.72
3	88.34	89.15	87.42	88.30	0.99	87.77

ตาราง 12 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายครั้งที่ 2

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	96.16	91.11	90.24	92.51	0.98	90.68
2	89.53	88.74	89.06	89.11	0.99	87.74
3	89.10	88.78	88.65	88.84	0.99	88.31

ตาราง 13 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายครั้งที่ 3

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	90.65	90.15	90.02	90.27	0.98	88.49
2	88.71	87.91	88.26	88.29	0.99	86.93
3	90.60	89.13	87.63	89.12	0.99	88.59

4. การตอบสนองต่อพลังงาน (Energy dependence)

ตาราง 14 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยพลังงาน 6 เมกะโวลต์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	91.24	89.45	90.41	90.36	0.99	88.97
2	85.81	85.45	84.44	85.23	1.04	88.20
3	89.08	87.81	82.04	86.31	1.01	86.76

ตาราง 15 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยพลังงาน 10 เมกะโวลต์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	88.77	87.57	89.04	88.46	0.98	86.69
2	84.73	85.28	85.06	85.02	1.02	86.93
3	84.30	83.68	82.49	83.49	1.02	85.53

5. การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสี (Repetition rate dependence)

ตาราง 16 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 100 มอนิเตอร์ยูนิิตต่อนาที

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	82.06	82.36	81.74	82.05	1.06	87.05
2	87.44	87.15	86.77	87.12	1.00	86.95
3	88.32	87.40	87.60	87.77	0.98	86.15

ตาราง 17 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 200 มอนิเตอร์ยูนิิตต่อนาที

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	84.49	85.43	84.80	84.91	1.03	87.63
2	87.64	87.10	87.61	87.45	0.99	86.62
3	87.24	86.86	86.76	86.95	0.98	85.45

ตาราง 18 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 300 มอนิเตอร์ยูนิตต่ออนาที

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	84.76	83.94	84.82	84.51	1.03	86.91
2	87.29	86.77	86.86	86.97	1.01	87.40
3	85.49	85.84	85.74	85.69	1.02	87.38

ตาราง 19 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 400 มอนิเตอร์ยูนิตต่ออนาที

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	89.93	89.96	90.19	90.03	0.98	88.25
2	88.72	88.01	87.52	88.08	0.99	86.72
3	88.34	89.15	87.42	88.30	0.99	87.77

ตาราง 20 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 500 มอนิเตอร์ยูนิตต่ออนาที

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	83.87	83.16	84.06	83.69	0.99	83.19
2	87.81	87.58	87.57	87.65	0.98	86.26
3	83.74	83.90	83.44	83.70	1.04	86.95

ตาราง 21 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยอัตราปริมาณรังสี 600 มอนิเตอร์ยูนิตต่อนาที

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	87.53	85.55	86.20	86.43	1.02	87.80
2	87.18	86.78	86.82	86.93	0.99	86.36
3	85.78	85.50	84.54	85.28	1.02	87.19

ตาราง 22 แสดงค่าปริมาณรังสีที่อัตราปริมาณรังสีต่าง ๆ

อัตราปริมาณรังสี (MU/min)	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Relative Response
	แผ่นที่				
	1	2	3		
100	87.05	86.95	86.15	86.71 ± 0.50	0.99
200	87.63	86.62	85.45	86.56 ± 1.10	0.99
300	86.91	87.40	87.38	87.23 ± 0.28	1.00
400	88.25	86.72	87.77	87.58 ± 0.78	1.00
500	83.19	86.26	86.95	85.47 ± 2.00	0.98
600	87.80	86.36	87.19	87.12 ± 0.72	0.99

6. การสูญเสียสัญญาณต่อการอ่านค่า (Signal depletion per read out)

ตาราง 23 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการอ่านค่าซ้ำ 20 ครั้ง

อ่าน ครั้งที่	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ค่าร้อยละความ แตกต่างต่อการ อ่านครั้งแรก	ค่าร้อยละความ แตกต่างต่อการ อ่านหนึ่งครั้ง
	แผ่นที่					
	1	2	3			
1	90.06	87.34	88.86	88.75	0.00	0.00
2	88.60	86.55	88.37	87.84	1.03	1.03
3	87.11	86.89	88.24	87.41	1.51	0.49
4	88.79	86.38	87.55	87.57	1.33	0.18
5	88.23	86.16	86.68	87.03	1.95	0.63
6	87.87	86.08	86.57	86.84	2.16	0.22
7	87.25	86.34	86.69	86.76	2.25	0.09
8	86.97	86.24	87.16	86.79	2.21	0.03
9	87.52	85.39	87.68	86.86	2.13	0.09
10	87.39	86.07	86.76	86.74	2.27	0.15
11	86.60	85.43	87.22	86.41	2.64	0.37
12	87.59	85.93	86.85	86.79	2.21	0.43
13	87.67	85.30	86.29	86.42	2.63	0.43
14	87.12	85.86	87.02	86.67	2.35	0.29
15	86.99	85.74	86.59	86.44	2.60	0.26
16	87.34	85.14	87.20	86.56	2.47	0.13
17	86.73	85.68	86.64	86.35	2.71	0.24
18	86.63	85.13	86.41	86.06	3.04	0.34
19	86.74	85.04	86.47	86.08	3.01	0.03
20	86.61	85.63	86.76	86.33	2.73	0.29

7. ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี (Dose linearity)

ตาราง 24 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 5 เซนติเกรย์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	4.46	4.39	4.34	4.40	0.98	4.30
2	4.36	4.33	4.27	4.32	1.01	4.37
3	4.23	4.23	4.16	4.21	1.02	4.28

ตาราง 25 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 10 เซนติเกรย์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	8.67	8.60	8.55	8.60	1.00	8.56
2	8.86	8.83	8.76	8.82	0.96	8.45
3	8.80	8.72	8.62	8.71	0.98	8.52

ตาราง 26 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 50 เซนติเกรย์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	43.32	42.60	42.67	42.87	0.99	42.53
2	43.07	42.67	42.43	42.72	1.00	42.49
3	43.01	43.39	42.83	43.08	1.00	42.85

ตาราง 27 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 100 เซนติเกรย์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	89.93	89.96	90.19	90.03	0.98	88.25
2	88.72	88.01	87.52	88.08	0.99	86.72
3	88.34	89.15	87.42	88.30	0.99	87.77

ตาราง 28 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 200 เซนติเกรย์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	182.42	182.89	181.22	182.18	0.98	179.29
2	179.48	179.82	181.06	180.12	1.01	182.18
3	178.42	177.48	178.98	178.29	1.01	180.06

ตาราง 29 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 300 เซนติเกรย์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	290.76	288.12	287.65	288.84	0.98	283.44
2	268.75	266.63	267.51	267.63	1.05	279.56
3	283.61	283.96	284.98	284.19	0.98	279.68

ตาราง 30 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยปริมาณรังสี 400 เซนติเกรย์

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	393.59	392.04	389.81	391.81	0.99	386.61
2	380.58	379.06	384.88	381.51	0.99	379.05
3	390.26	390.15	383.59	388.00	0.98	380.57

8. การตอบสนองต่อทิศทางเข้าของลำรังสี (Directional dependence)

ตาราง 31 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 0 องศา

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	86.24	86.72	85.87	86.28	0.99	85.02
2	86.47	86.11	85.44	86.01	1.00	85.82
3	87.67	86.76	87.23	87.22	0.98	85.87

ตาราง 32 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 30 องศา

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	86.67	86.27	86.07	86.34	0.99	85.41
2	85.44	84.49	84.32	84.75	1.00	84.52
3	85.84	84.99	83.70	84.84	1.00	85.09

ตาราง 33 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 60 องศา

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	85.03	84.63	85.37	85.01	0.98	83.12
2	83.46	83.37	83.13	83.32	1.01	83.82
3	84.75	83.87	83.74	84.12	1.01	84.56

ตาราง 34 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 90 องศา

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	81.01	80.04	83.99	81.68	1.00	81.79
2	78.07	77.93	77.70	77.90	1.00	77.67
3	84.93	83.82	84.32	84.35	0.97	81.95

ตาราง 35 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 270 องศา

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	80.15	80.38	78.59	79.71	1.02	81.12
2	80.71	80.59	81.03	80.78	1.01	81.76
3	82.78	83.16	83.19	83.04	0.98	81.37

ตาราง 36 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 30 องศา

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	86.67	86.79	87.89	87.12	0.96	83.82
2	83.82	84.49	83.15	83.82	1.00	83.54
3	83.65	82.32	83.01	82.99	1.02	84.68

ตาราง 37 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยทิศทางการเข้าลำรังสี ที่มุม 330 องศา

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	83.12	82.65	82.38	82.72	1.02	84.44
2	84.75	84.06	83.79	84.20	1.01	85.31
3	80.91	80.80	81.10	80.94	1.07	86.79

9. การตอบสนองของต่อพื้นที่ลำรังสี (Field size dependence)

ตาราง 38 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยการเปิดพื้นที่ลำรังสี 5 x 5 ตารางเซนติเมตร

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	79.78	78.05	77.70	78.51	1.00	78.52
2	80.36	78.31	79.69	79.45	1.01	79.84
3	77.70	78.73	77.97	78.13	1.00	78.44

ตาราง 39 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยการเปิดพื้นที่ลำรังสี 10 x 10 ตารางเซนติเมตร

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	85.42	84.83	84.11	84.79	1.00	84.90
2	82.94	81.85	82.08	82.29	1.03	84.35
3	85.02	85.34	85.40	85.25	0.99	84.20

ตาราง 40 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยการเปิดพื้นที่ลำรังสี 15 x 15 ตารางเซนติเมตร

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	86.72	86.33	86.67	86.57	1.00	86.14
2	88.67	88.81	87.28	88.26	1.00	87.97
3	90.05	87.83	88.65	88.84	0.98	87.20

ตาราง 41 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการฉายด้วยการเปิดพื้นที่ลำรังสี 20 x 20 ตารางเซนติเมตร

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	อ่านครั้งที่					
	1	2	3			
1	88.31	88.85	89.90	89.02	1.00	88.66
2	89.23	90.50	89.61	89.78	0.99	88.96
3	89.93	89.34	88.82	89.36	1.00	89.02

ตาราง 42 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการใช้ Ionization chamber วัดปริมาณรังสี เมื่อเปิดพื้นที่
ลำรังสีขนาดต่าง ๆ

พื้นที่ลำรังสี (cm ²)	อุณหภูมิ (° C)	ความ ดัน (Pa)	ค่านับวัด (nC)			เฉลี่ย	ค่านับวัดที่แก้ไข ค่าอุณหภูมิและ ความดันแล้ว (nC)
			ครั้งที่				
			1	2	3		
5 × 5	23.90	1002.00	16.55	16.54	16.54	16.95	
10 × 10	23.80	1002.00	17.55	17.55	17.55	17.98	
15 × 15	23.90	1002.00	18.14	18.13	18.16	18.59	
20 × 20	24.00	1002.00	18.51	18.51	18.53	18.98	

ตาราง 43 แสดงค่าร้อยละความแตกต่างของ Output factor ที่ได้จากอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล
ชนิดนาโนดอท และ Ionization chamber

พื้นที่ลำรังสี (cm ²)	Output factor จากอุปกรณ์วัดรังสี ไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท	Output factor จาก Ionization chamber	ค่าร้อยละ ความแตกต่าง
5x5	0.93	0.94	0.91
10x10	1.00	1.00	0.00
15x15	1.03	1.03	0.31
20x20	1.05	1.06	0.35

การสอบเทียบอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

ตาราง 44 แสดงปริมาณรังสีจากการสอบเทียบโดยวัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท ที่ 100 เซนติเกรย์ และความลึก 1.5 เซนติเมตร

แผ่นที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	Sensitivity	ปริมาณรังสีสุทธิ x Sensitivity (cGy)
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	85.33	84.17	84.76	84.75	0.99	83.71
2	84.01	82.75	82.32	83.03	1.02	84.76
3	84.04	84.00	83.23	83.76	1.00	84.09

ตาราง 45 แสดงปริมาณรังสีจากการสอบเทียบโดยวัดด้วย Ionization chamber ที่ 100 เซนติเกรย์ และความลึก 1.5 เซนติเมตร

Volt	อุณหภูมิ (°C)	ความดัน (Pa)	ค่านับวัด (nC)			เฉลี่ย (nC)	ปริมาณ รังสีสุทธิ (cGy)
			ครั้งที่				
			1	2	3		
+300	18.00	1010.50	21.47	21.47	21.47		
+100	18.00	1010.50	21.28	21.28	21.28	103.00	
-300	18.00	1010.50	21.51	21.51	21.51		

ภาคผนวก ข

การประยุกต์ใช้อุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอทในการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองในแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาณของมะเร็งเต้านม

จากการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง พบว่า ตำแหน่งที่มีค่าความแตกต่างมากกว่า 5% คือ ตำแหน่งที่ 2 มีค่าเท่ากับ 5.45% ในแผนการรักษาที่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนความหนา 15 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที -200 HU ตำแหน่งที่ 3 มีค่าเท่ากับ 5.27%, 5.96%, 5.72% และ 6.36% ในแผนการรักษาที่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนความหนา 10 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที -200 HU, -500 HU, -600 HU และ -700 HU ตามลำดับ ตำแหน่งที่ 3 มีค่าเท่ากับ 5.54%, 5.10%, 5.35% และ 5.46% ในแผนการรักษาที่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนความหนา 15 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที -100 HU, -200 HU, -300 HU และ -500 HU ตามลำดับ ตำแหน่งที่ 7 มีค่าเท่ากับ 5.61% ในแผนการรักษาที่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนความหนา 15 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที -600 HU และตำแหน่งที่ 8 มีค่าเท่ากับ 6.02% ในแผนการรักษาที่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนความหนา 10 มิลลิเมตร ค่าเลขซีที -200 HU โดยตำแหน่งดังกล่าว เป็นตำแหน่งที่อยู่บริเวณด้าน Medial และ Lateral ซึ่งค่าความแตกต่างที่มากอาจเนื่องจากอุปกรณ์วัดรังสีอยู่บริเวณขอบของลำรังสี และการเกิดจากความไม่เป็นอิสระเชิงมุมของอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนดอท

ตาราง 46 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาแบบไม่ใส่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน

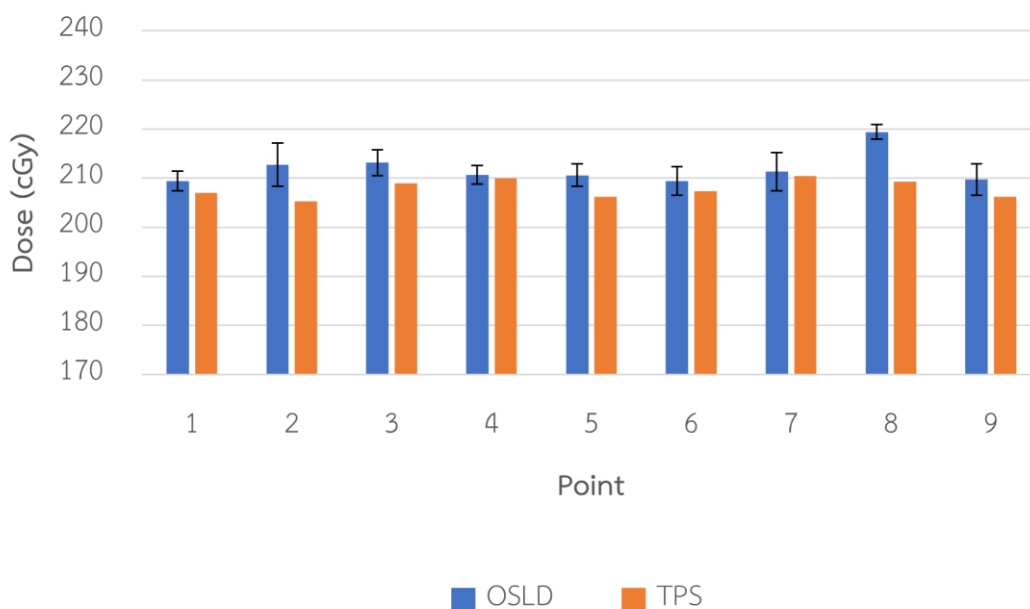
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	206.26	208.55	206.49	207.10 ± 1.26	206.40	0.34
2	218.99	222.26	219.30	220.18 ± 1.80	210.00	4.85
3	222.70	220.31	219.93	220.98 ± 1.50	211.70	4.38
4	205.05	205.48	204.82	205.12 ± 0.34	206.50	-0.67
5	210.14	208.40	208.55	209.03 ± 0.96	208.90	0.06
6	211.77	213.62	211.71	212.36 ± 1.08	207.80	2.20
7	214.83	211.06	213.42	213.10 ± 1.91	209.10	1.91
8	205.15	211.75	210.72	209.20 ± 3.55	207.50	0.82
9	209.29	209.30	205.72	208.10 ± 2.06	205.50	1.27



ภาพ 37 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาแบบไม่ใส่วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน

ตาราง 47 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ 0 HU

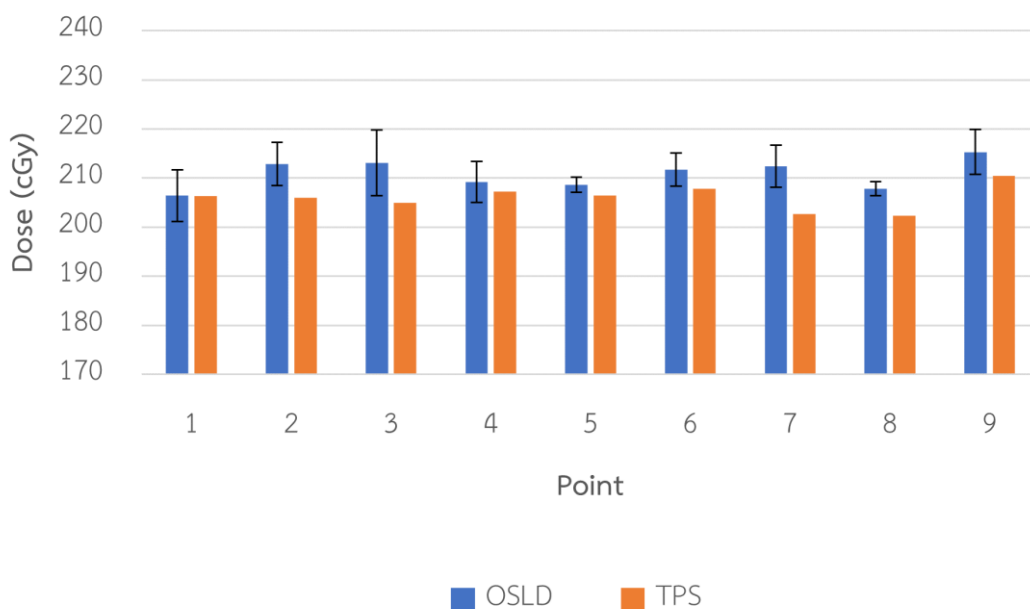
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	209.35	207.51	211.49	209.45 ± 1.99	207.00	1.18
2	211.51	209.07	217.62	212.73 ± 4.41	205.30	3.62
3	211.07	212.21	216.14	213.14 ± 2.66	209.00	1.98
4	209.57	209.61	212.91	210.69 ± 1.92	210.00	0.33
5	207.92	212.01	211.89	210.61 ± 2.33	206.20	2.14
6	206.88	208.69	212.62	209.40 ± 2.93	207.30	1.01
7	207.17	214.87	211.99	211.34 ± 3.89	210.40	0.45
8	220.14	217.69	220.40	219.41 ± 1.50	209.30	4.83
9	206.18	210.53	212.39	209.70 ± 3.18	206.20	1.70



ภาพ 38 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ 0 HU

ตาราง 48 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -100 HU

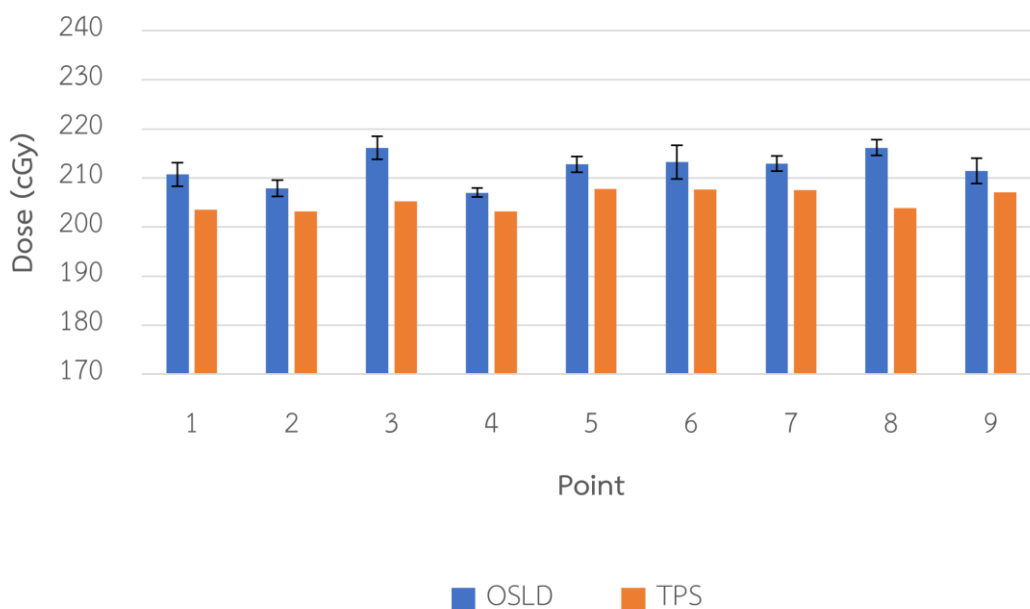
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	200.96	211.40	206.88	206.41 ± 5.24	206.30	0.05
2	213.76	216.81	208.09	212.89 ± 4.43	206.00	3.34
3	214.15	219.24	205.97	213.12 ± 6.69	205.00	3.96
4	207.41	213.95	206.29	209.22 ± 4.14	207.20	0.97
5	207.03	210.17	208.63	208.61 ± 1.57	206.40	1.07
6	209.57	215.66	210.00	211.74 ± 3.40	207.80	1.90
7	213.16	216.31	207.75	212.41 ± 4.33	202.70	4.79
8	206.67	207.38	209.41	207.82 ± 1.42	202.30	2.73
9	218.58	217.25	210.10	215.31 ± 4.56	210.50	2.28



ภาพ 39 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -100 HU

ตาราง 49 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -200 HU

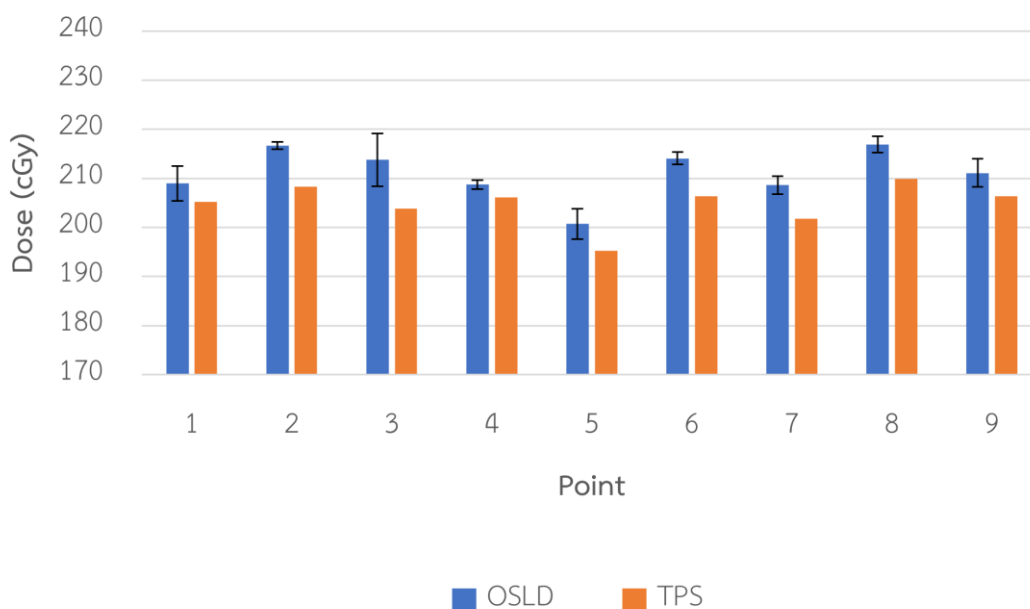
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	209.61	209.12	213.46	210.73 ± 2.38	203.50	3.55
2	209.58	206.30	207.88	207.92 ± 1.64	203.20	2.32
3	214.79	214.75	218.83	216.12 ± 2.34	205.30	5.27
4	207.78	207.20	206.00	206.99 ± 0.91	203.20	1.87
5	212.81	211.19	214.40	212.80 ± 1.60	207.80	2.41
6	209.46	214.06	216.19	213.24 ± 3.44	207.70	2.67
7	211.28	213.25	214.34	212.96 ± 1.55	207.60	2.58
8	217.29	216.91	214.33	216.18 ± 1.61	203.90	6.02
9	209.94	209.94	214.38	211.42 ± 2.56	207.10	2.09



ภาพ 40 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -200 HU

ตาราง 50 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -300 HU

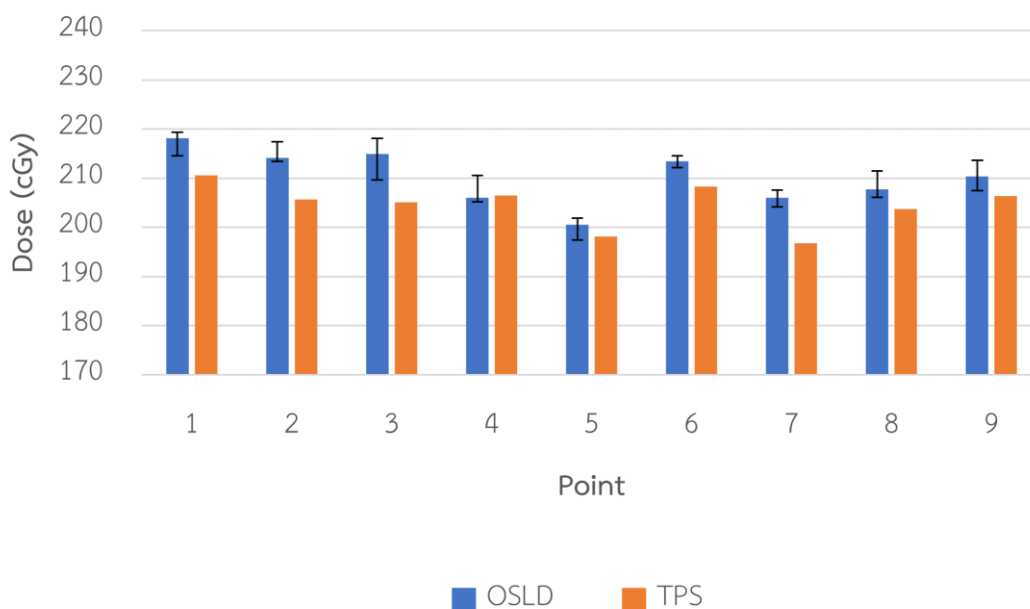
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	205.44	208.93	212.52	208.97 ± 3.54	205.20	1.84
2	216.54	217.52	216.08	216.71 ± 0.74	208.30	4.04
3	207.66	217.94	215.67	213.76 ± 5.40	203.80	4.89
4	207.76	209.57	208.82	208.72 ± 0.91	206.10	1.27
5	197.32	201.30	203.49	200.70 ± 3.13	195.30	2.77
6	215.05	212.69	214.51	214.08 ± 1.24	206.40	3.72
7	207.69	207.38	210.75	208.61 ± 1.86	201.80	3.37
8	216.54	218.76	215.52	216.94 ± 1.66	209.90	3.35
9	208.71	210.27	214.32	211.10 ± 2.90	206.40	2.28



ภาพ 41 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -300 HU

ตาราง 51 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -400 HU

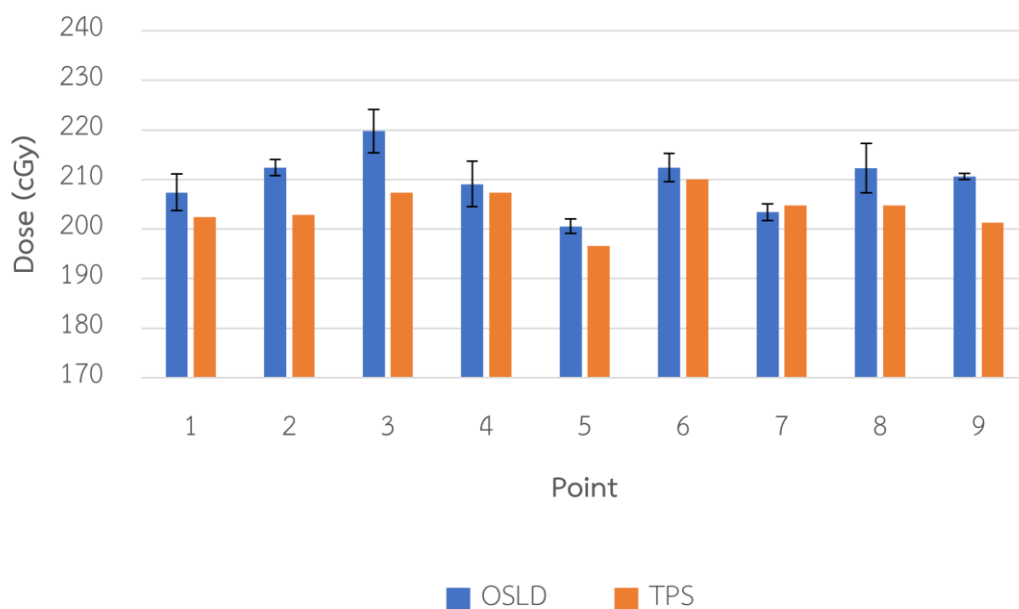
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	217.16	217.68	219.46	218.10 ± 1.20	210.60	3.56
2	211.47	213.26	217.71	214.15 ± 3.22	205.70	4.11
3	214.67	212.04	218.22	214.98 ± 3.10	205.10	4.82
4	204.03	211.17	202.97	206.06 ± 4.46	206.50	-0.21
5	199.88	201.99	199.72	200.53 ± 1.27	198.10	1.23
6	212.35	214.60	213.30	213.42 ± 1.13	208.30	2.46
7	205.69	207.65	204.72	206.02 ± 1.49	196.70	4.74
8	203.62	208.60	210.90	207.71 ± 3.72	203.70	1.97
9	206.67	212.95	211.34	210.32 ± 3.26	206.30	1.95



ภาพ 42 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -400 HU

ตาราง 52 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -500 HU

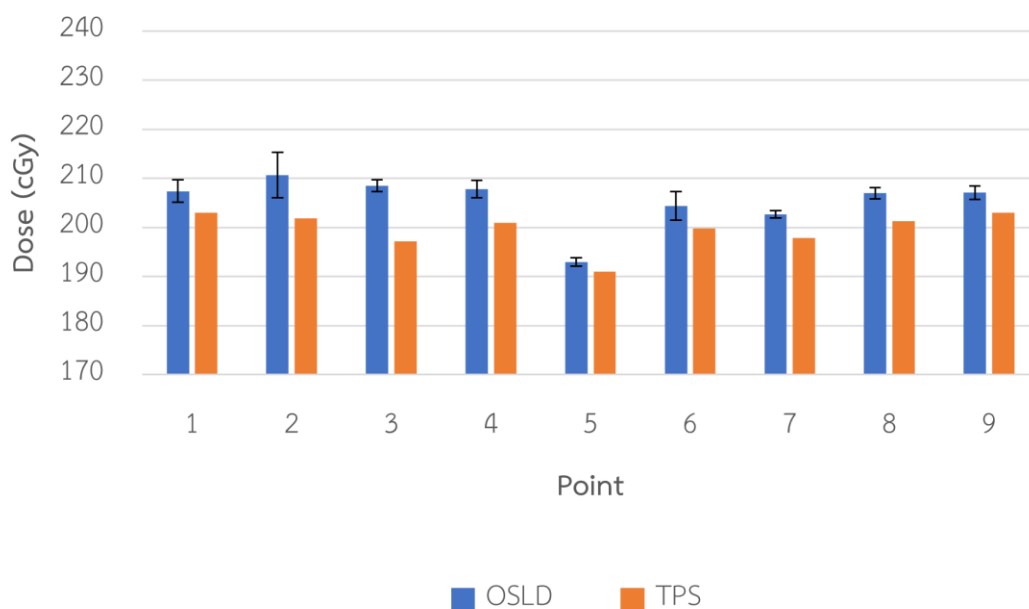
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	203.42	208.08	210.70	207.40 ± 3.68	202.40	2.47
2	212.83	210.56	213.74	212.38 ± 1.64	202.90	4.67
3	218.14	216.45	224.69	219.76 ± 4.35	207.40	5.96
4	205.55	207.32	214.26	209.04 ± 4.60	207.30	0.84
5	199.08	200.55	202.07	200.57 ± 1.49	196.60	2.02
6	209.87	215.53	211.78	212.39 ± 2.88	210.00	1.14
7	201.49	204.30	204.50	203.43 ± 1.68	204.80	-0.67
8	212.29	207.32	217.27	212.29 ± 4.97	204.80	3.66
9	210.75	209.92	211.09	210.59 ± 0.60	201.30	4.61



ภาพ 43 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -500 HU

ตาราง 53 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -600 HU

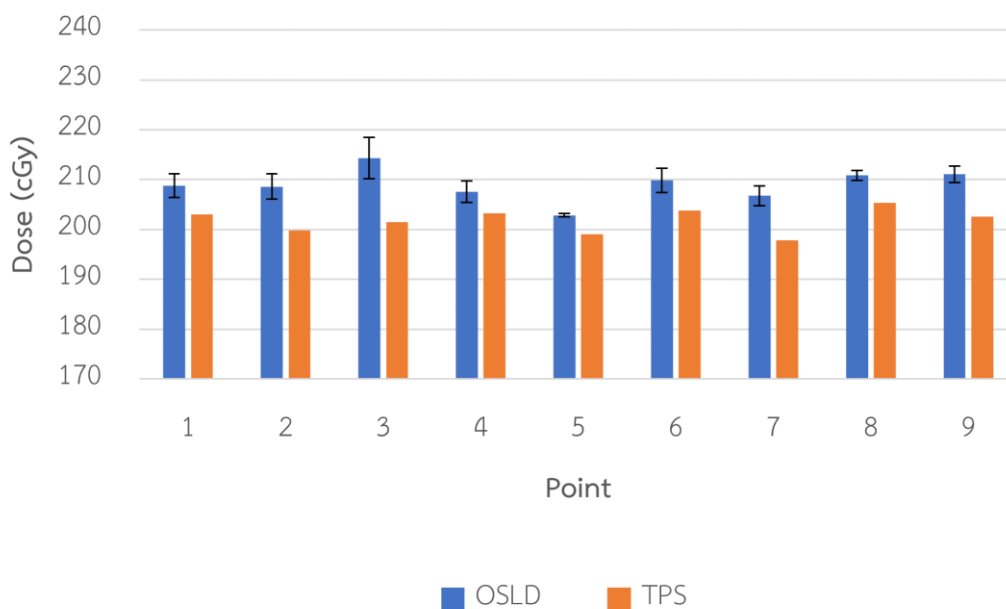
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	206.69	205.52	209.97	207.39 ± 2.31	203.00	2.16
2	205.44	214.23	212.47	210.71 ± 4.65	201.90	4.37
3	207.46	208.21	209.77	208.48 ± 1.18	197.20	5.72
4	207.05	206.66	209.90	207.87 ± 1.77	201.00	3.42
5	192.37	192.49	193.94	192.93 ± 0.88	191.00	1.01
6	201.45	207.32	204.32	204.37 ± 2.93	199.80	2.29
7	202.53	202.01	203.42	202.65 ± 0.71	197.90	2.40
8	206.34	208.32	206.37	207.01 ± 1.13	201.30	2.84
9	206.74	205.97	208.61	207.10 ± 1.36	203.00	2.02



ภาพ 44 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -600 HU

ตาราง 54 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -700 HU

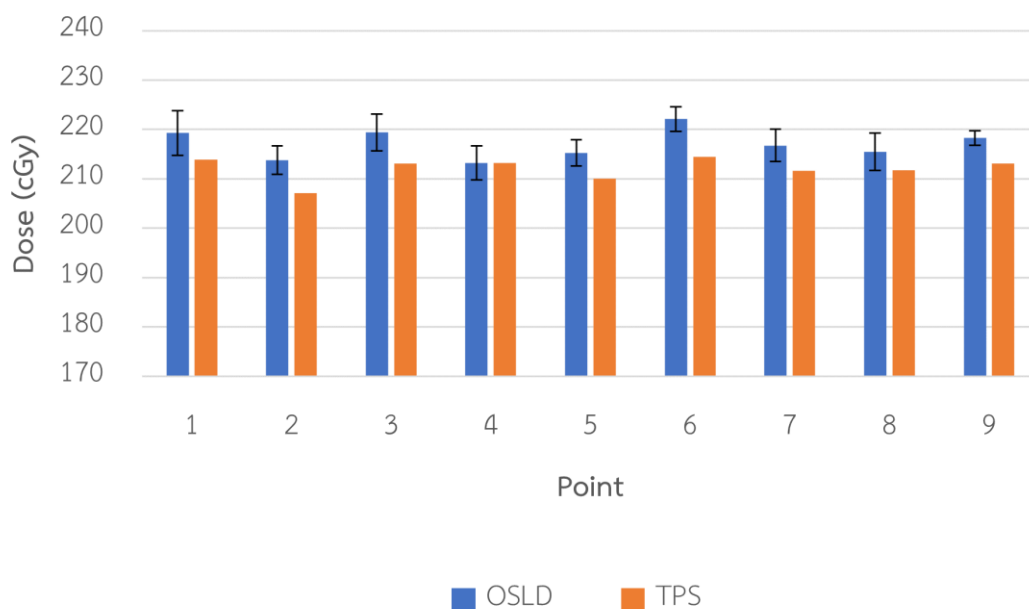
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	206.05	209.86	210.39	208.76 ± 2.37	203.00	2.84
2	205.72	209.39	210.69	208.60 ± 2.58	199.80	4.40
3	209.64	215.87	217.42	214.31 ± 4.12	201.50	6.36
4	207.36	209.87	205.56	207.60 ± 2.16	203.20	2.16
5	203.20	202.49	202.88	202.86 ± 0.35	199.00	1.94
6	207.39	209.94	212.17	209.84 ± 2.39	203.80	2.96
7	205.08	208.95	206.30	206.78 ± 1.98	197.80	4.54
8	209.71	211.28	211.59	210.86 ± 1.01	205.30	2.71
9	210.07	210.15	212.98	211.07 ± 1.66	202.60	4.18



ภาพ 45 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 10 มิลลิเมตร และ -700 HU

ตาราง 55 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ 0 HU

ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	223.80	219.39	214.72	219.30 ± 4.54	213.90	2.53
2	216.78	213.53	211.05	213.79 ± 2.87	207.10	3.23
3	218.43	223.55	216.17	219.38 ± 3.78	213.10	2.95
4	215.02	215.45	209.20	213.22 ± 3.49	213.20	0.01
5	214.76	218.10	212.93	215.26 ± 2.62	210.10	2.46
6	222.59	224.30	219.39	222.10 ± 2.49	214.40	3.59
7	217.65	219.49	213.16	216.76 ± 3.26	211.60	2.44
8	217.25	218.08	211.18	215.50 ± 3.77	211.70	1.80
9	217.75	219.96	217.05	218.25 ± 1.52	213.10	2.42



ภาพ 46 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ 0 HU

ตาราง 56 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -100 HU

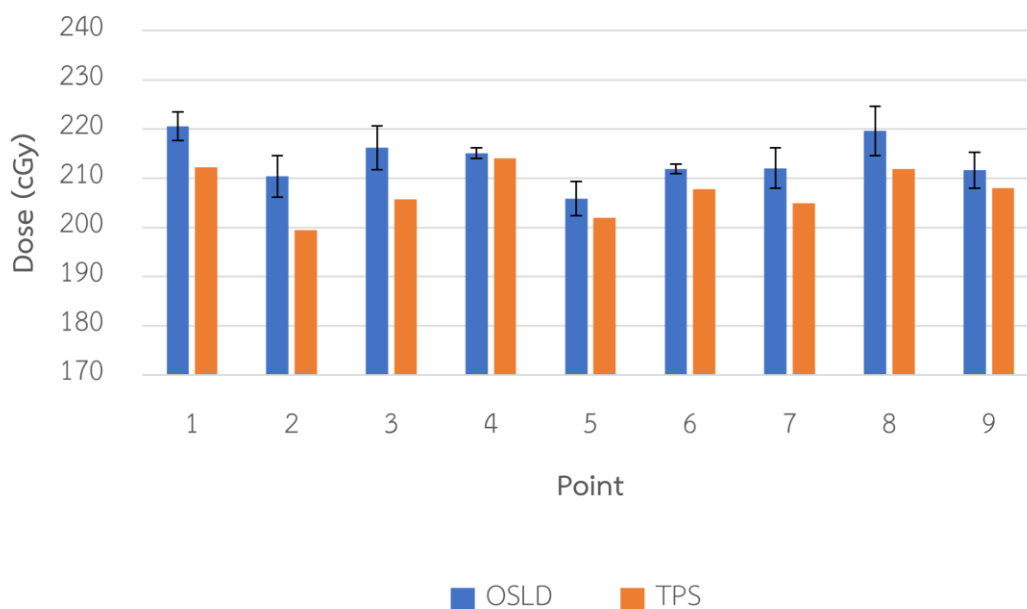
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	214.34	219.10	215.39	216.28 ± 2.50	213.60	1.25
2	217.08	216.10	215.43	216.20 ± 0.83	209.50	3.20
3	223.79	231.51	225.73	227.01 ± 4.02	215.10	5.54
4	211.30	212.31	209.28	210.96 ± 1.54	212.60	-0.77
5	213.49	211.45	203.29	209.41 ± 5.40	207.50	0.92
6	218.53	218.70	216.57	217.93 ± 1.18	212.80	2.41
7	218.89	216.30	214.08	216.42 ± 2.40	211.30	2.42
8	210.65	210.93	208.20	209.93 ± 1.50	206.00	1.91
9	222.99	218.08	220.00	220.35 ± 2.48	215.10	2.44



ภาพ 47 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -100 HU

ตาราง 57 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -200 HU

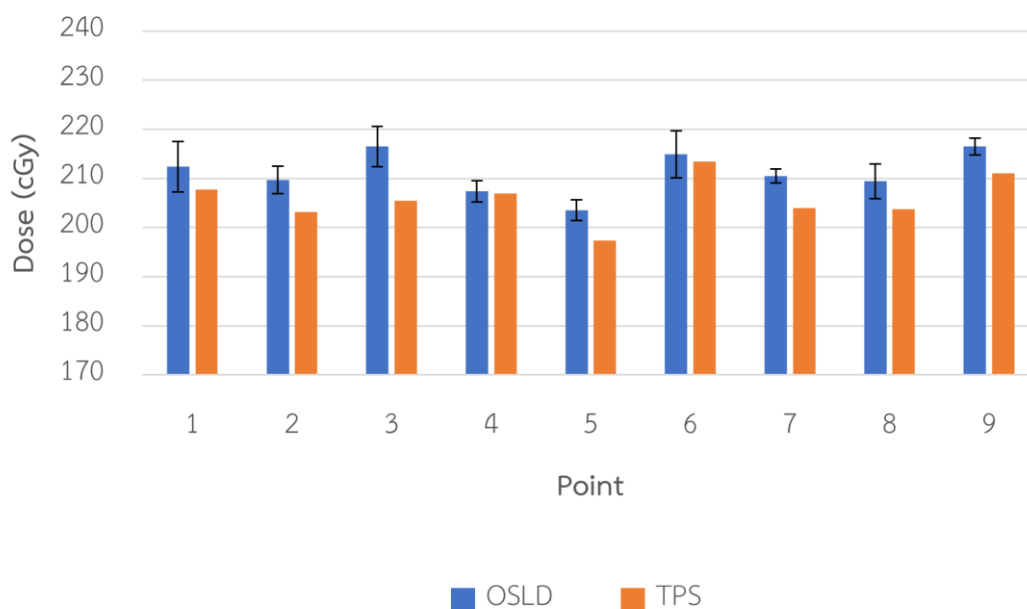
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	223.45	220.56	217.66	220.55 ± 2.89	212.20	3.94
2	213.80	211.64	205.70	210.38 ± 4.19	199.50	5.45
3	215.52	220.91	212.12	216.19 ± 4.43	205.70	5.10
4	214.48	216.34	214.49	215.10 ± 1.07	214.10	0.47
5	203.73	209.83	203.99	205.85 ± 3.45	201.90	1.96
6	212.45	212.46	210.76	211.89 ± 0.98	207.80	1.97
7	214.16	214.59	207.28	212.01 ± 4.10	204.90	3.47
8	220.25	224.26	214.25	219.59 ± 5.04	211.90	3.63
9	207.34	213.63	213.85	211.61 ± 3.70	208.00	1.73



ภาพ 48 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -200 HU

ตาราง 58 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -300 HU

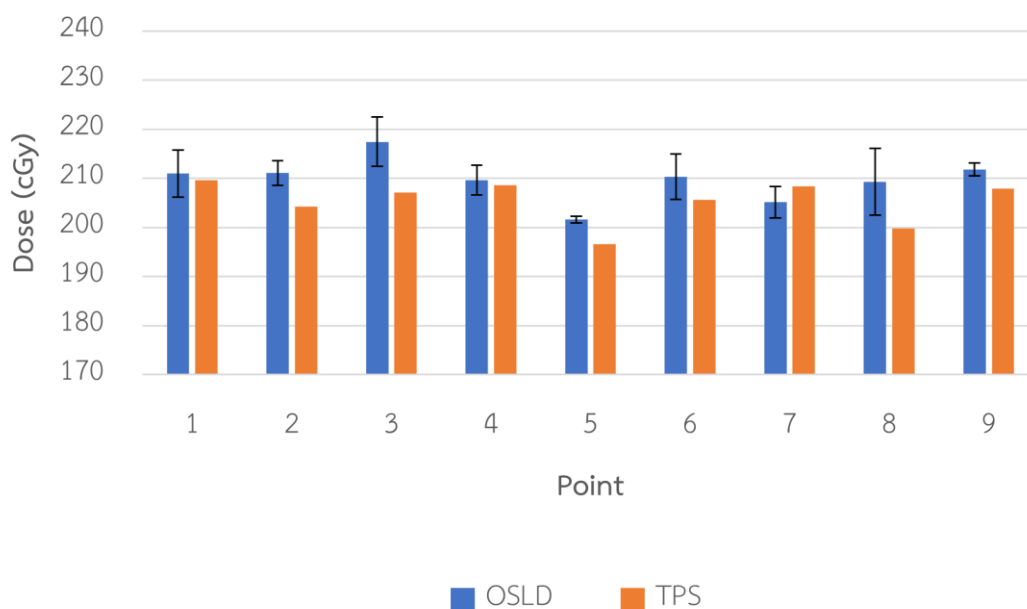
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	212.62	217.37	207.12	212.37 ± 5.13	207.70	2.25
2	212.51	209.60	206.94	209.68 ± 2.78	203.20	3.19
3	218.80	218.90	211.78	216.49 ± 4.08	205.50	5.35
4	208.69	208.53	204.90	207.37 ± 2.15	206.90	0.23
5	203.90	205.39	201.23	203.51 ± 2.11	197.40	3.09
6	211.76	220.39	212.54	214.90 ± 4.77	213.50	0.65
7	212.11	209.69	209.71	210.50 ± 1.39	204.00	3.19
8	210.81	212.06	205.45	209.44 ± 3.51	203.70	2.82
9	217.55	217.40	214.49	216.48 ± 1.72	211.10	2.55



ภาพ 49 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -300 HU

ตาราง 59 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -400 HU

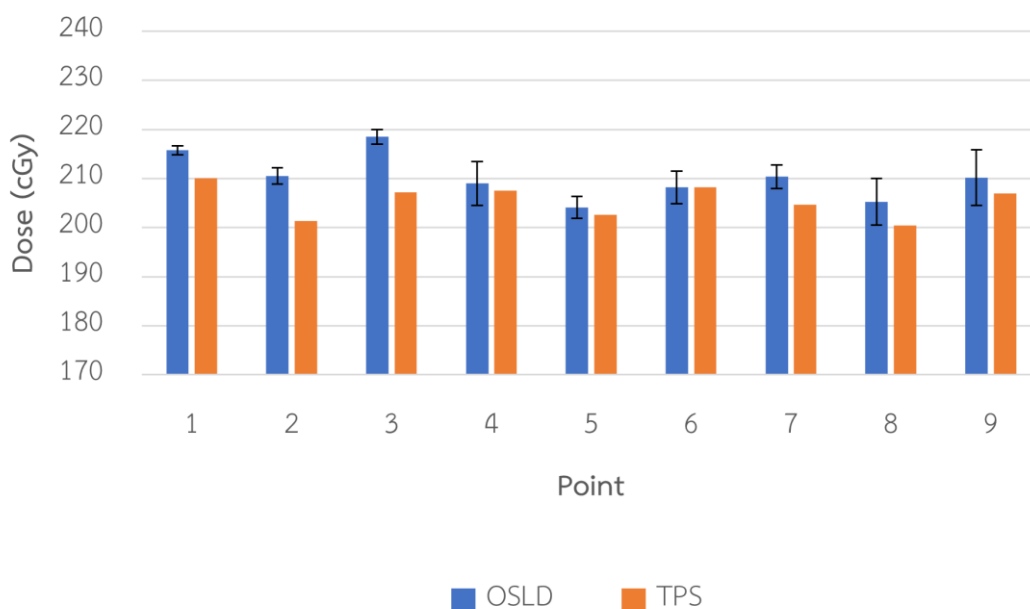
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	212.31	214.99	205.58	210.96 ± 4.85	209.70	0.60
2	213.39	211.55	208.42	211.12 ± 2.51	204.30	3.34
3	218.00	222.16	212.14	217.43 ± 5.03	207.10	4.99
4	209.35	212.80	206.72	209.62 ± 3.05	208.60	0.49
5	202.20	200.86	201.73	201.60 ± 0.68	196.60	2.54
6	214.18	211.69	205.20	210.36 ± 4.63	205.70	2.26
7	204.84	208.53	202.15	205.17 ± 3.21	208.40	-1.55
8	210.44	215.48	202.01	209.31 ± 6.81	199.80	4.76
9	212.82	212.22	210.36	211.80 ± 1.28	207.90	1.88



ภาพ 50 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -400 HU

ตาราง 60 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -500 HU

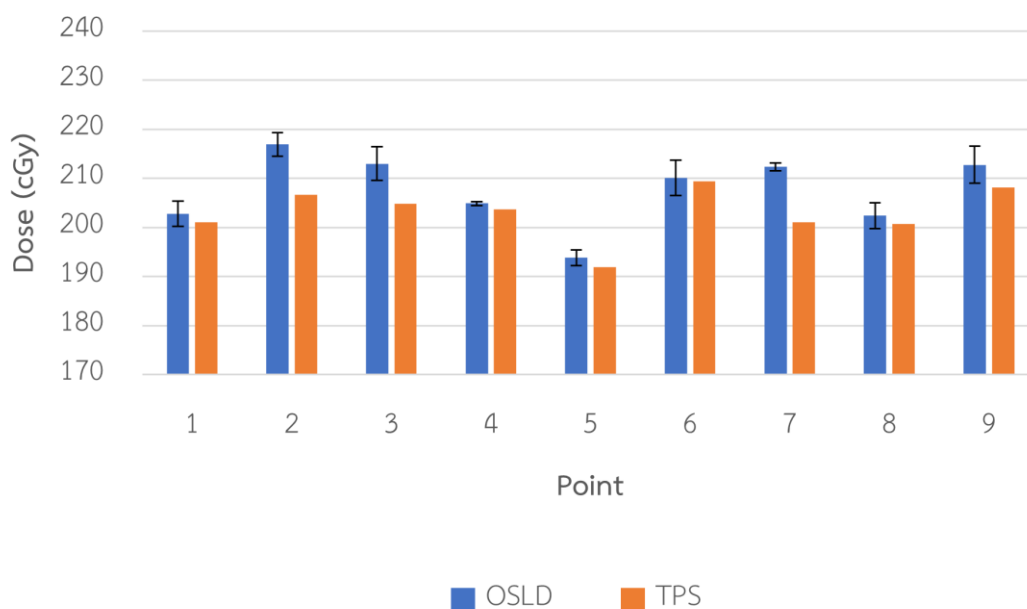
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	216.32	214.64	216.21	215.73 ± 0.94	210.00	2.73
2	211.85	211.03	208.62	210.50 ± 1.68	201.30	4.57
3	219.57	219.13	216.82	218.51 ± 1.48	207.20	5.46
4	213.56	208.79	204.62	208.99 ± 4.47	207.50	0.72
5	201.85	206.33	204.16	204.11 ± 2.24	202.60	0.75
6	206.36	212.04	206.21	208.21 ± 3.32	208.20	0.00
7	211.76	211.75	207.52	210.34 ± 2.44	204.70	2.76
8	207.91	208.07	199.76	205.25 ± 4.75	200.40	2.42
9	212.64	214.25	203.72	210.20 ± 5.67	207.00	1.55



ภาพ 51 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -500 HU

ตาราง 61 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -600 HU

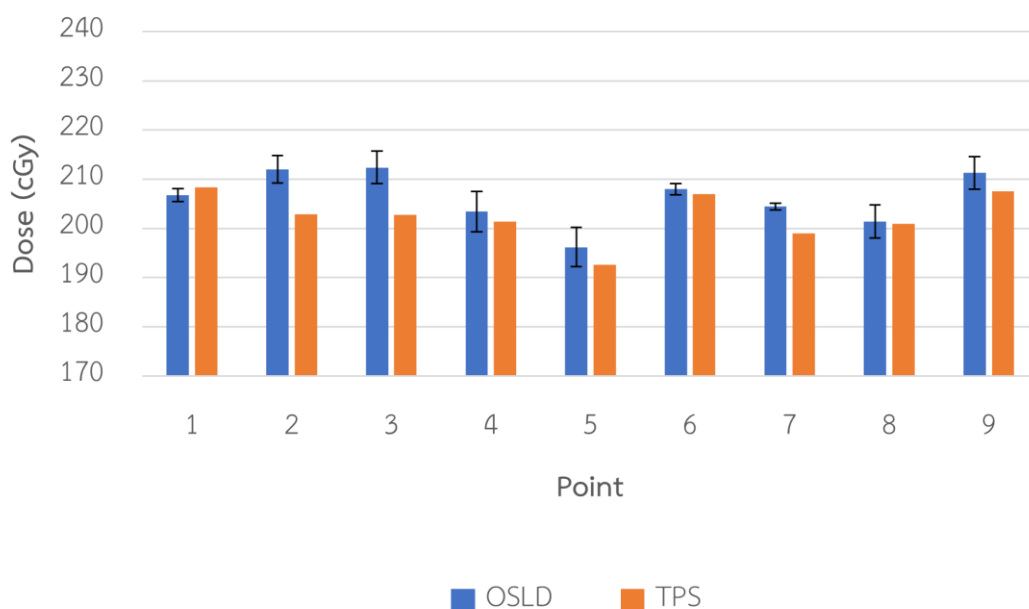
ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	199.89	204.86	203.63	202.79 ± 2.59	201.10	0.84
2	219.62	216.16	214.96	216.92 ± 2.42	206.70	4.94
3	212.51	216.61	209.82	212.98 ± 3.42	204.90	3.94
4	204.45	205.06	205.19	204.90 ± 0.40	203.70	0.59
5	192.49	193.45	195.58	193.84 ± 1.58	191.90	1.01
6	209.77	213.85	206.71	210.11 ± 3.58	209.40	0.34
7	213.14	211.52	212.45	212.37 ± 0.81	201.10	5.61
8	205.10	202.26	199.91	202.42 ± 2.60	200.70	0.86
9	213.35	216.24	208.74	212.78 ± 3.78	208.20	2.20



ภาพ 52 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -600 HU

ตาราง 62 แสดงปริมาณรังสีที่ได้จากการแผนการรักษาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -700 HU

ตำแหน่ง ที่	ปริมาณรังสีสุทธิ (cGy)			เฉลี่ย (cGy)	ปริมาณรังสีที่ คำนวณได้ จาก TPS	ค่าร้อยละ ความ แตกต่าง
	ครั้งที่					
	1	2	3			
1	205.24	207.70	207.38	206.78 ± 1.34	208.40	-0.78
2	208.89	214.22	212.88	212.00 ± 2.77	202.90	4.48
3	214.67	213.91	208.56	212.38 ± 3.33	202.70	4.78
4	203.08	207.69	199.48	203.42 ± 4.12	201.40	1.00
5	194.79	200.65	193.10	196.18 ± 3.96	192.60	1.86
6	207.72	209.25	206.96	207.97 ± 1.17	207.00	0.47
7	205.23	203.99	204.12	204.45 ± 0.68	199.00	2.74
8	205.08	198.43	200.68	201.40 ± 3.38	200.90	0.25
9	212.37	213.81	207.59	211.26 ± 3.26	207.50	1.81



ภาพ 53 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดในหุ่นจำลอง 9 ตำแหน่ง จากแผนการรักษาวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน ความหนา 15 มิลลิเมตร และ -700 HU

ภาคผนวก ค

การประยุกต์ใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนในการวางแผนการรักษา

ตาราง 63 แสดงปริมาณรังสีเฉลี่ยของก้อนมะเร็งในแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งเต้านม จำนวน 10 ราย

แผนการรักษา		ก้อนมะเร็ง							CI	HI
ความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน (mm)	ค่าเลขชี้กำลัง (HU)	D_{max} (Gy)	$D_{98\%}$ (Gy)	$D_{95\%}$ (Gy)	$D_{50\%}$ (Gy)	$D_{2\%}$ (Gy)	Treated Vol. (cm ³)	PTV (cm ³)		
10	0	56.18 ± 0.51	49.32 ± 0.19	50.08 ± 0.09	52.49 ± 0.34	54.55 ± 0.57	763.42	764.84	1.00	0.10
10	-100	57.23 ± 1.22	48.12 ± 1.34	49.10 ± 0.98	52.21 ± 0.23	54.72 ± 0.62	753.60	764.84	0.99	0.13
10	-200	56.89 ± 0.99	47.84 ± 1.35	48.85 ± 0.95	52.01 ± 0.22	54.52 ± 0.67	751.59	764.84	0.98	0.13
10	-300	56.60 ± 1.24	47.75 ± 1.39	48.74 ± 0.97	51.82 ± 0.26	54.20 ± 0.68	750.69	764.84	0.98	0.12
10	-400	56.49 ± 1.25	47.41 ± 1.70	48.51 ± 1.09	51.68 ± 0.24	54.09 ± 0.60	746.85	764.84	0.98	0.13
10	-500	56.17 ± 0.99	47.40 ± 1.49	48.41 ± 1.04	51.48 ± 0.16	53.92 ± 0.62	745.43	764.84	0.97	0.13
10	-600	56.27 ± 0.95	47.21 ± 1.51	48.21 ± 0.92	51.37 ± 0.13	53.79 ± 0.55	745.24	764.84	0.97	0.13
10	-700	56.32 ± 1.22	47.09 ± 1.82	47.99 ± 1.40	51.28 ± 0.22	53.78 ± 0.61	737.95	764.84	0.96	0.13

แผนการรักษาก่อนมะเร็ง		CI	HI							
ความหนาของวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือน (mm)	ค่าเลขซีที (HU)	D_{max} (Gy)	$D_{98\%}$ (Gy)	$D_{95\%}$ (Gy)	$D_{50\%}$ (Gy)	$D_{2\%}$ (Gy)	Treated Vol. (cm ³)	PTV (cm ³)		
15	0	56.36 ± 0.63	49.23 ± 0.38	50.23 ± 0.25	53.11 ± 0.27	54.91 ± 0.45	762.00	764.84	1.00	0.11
15	-100	57.31 ± 1.31	47.26 ± 2.12	48.97 ± 1.06	52.67 ± 0.23	55.02 ± 0.70	746.11	764.84	0.98	0.15
15	-200	56.93 ± 1.40	47.06 ± 1.98	48.80 ± 0.98	52.38 ± 0.28	54.77 ± 0.72	744.81	764.84	0.97	0.15
15	-300	56.52 ± 1.21	47.01 ± 2.06	48.63 ± 0.99	52.07 ± 0.27	54.37 ± 0.78	743.64	764.84	0.97	0.14
15	-400	56.22 ± 1.46	46.82 ± 1.75	48.36 ± 0.97	51.78 ± 0.25	54.01 ± 0.73	740.31	764.84	0.97	0.14
15	-500	56.12 ± 1.65	46.39 ± 1.86	48.00 ± 1.01	51.43 ± 0.25	53.77 ± 0.80	733.20	764.84	0.96	0.14
15	-600	55.49 ± 1.39	46.31 ± 1.90	47.84 ± 1.05	51.24 ± 0.21	53.47 ± 0.69	731.61	764.84	0.96	0.14
15	-700	55.55 ± 1.69	46.21 ± 1.73	47.73 ± 0.96	51.10 ± 0.27	53.33 ± 0.78	726.28	764.84	0.95	0.14

ภาคผนวก ง

เอกสารการรับรองจริยธรรมวิจัยในมนุษย์

AF 11/6.0

COA No. 024/2023

IRB No. P1-0163/2565



คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
99 หมู่ 9 ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิจิตร 65000 เบอร์โทรศัพท์ 05596 8752

หนังสือรับรองโครงการวิจัยครั้งแรก

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์ ดำเนินการให้การรับรองโครงการวิจัยตามแนวทางหลักจริยธรรมการวิจัยในคนที่เป็นมาตรฐานสากล ได้แก่ Declaration of Helsinki, The Belmont Report, CIOMS Guideline และ International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice หรือ ICH-GCP

ชื่อโครงการ : การประเมินปริมาณรังสีของการวางแผนการรักษาโดยใช้วัสดุผสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนสำหรับเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาณในมะเร็งเต้านมด้วยอุปกรณ์วัดรังสี ไอเอสแอล ชนิดนาโนคอป

ผู้วิจัยหลัก : นางสาวรัตใจ ใจสุทธิ

สังกัดหน่วยงาน : คณะสหเวชศาสตร์

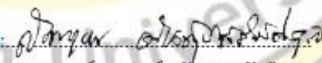
ผู้ร่วมวิจัย : -

วิธีทบทวน : แบบเร่งรัด

รายงานความก้าวหน้า : ส่งรายงานความก้าวหน้าอย่างน้อย 1 ครั้ง/ปี หรือส่งรายงานฉบับสมบูรณ์หากดำเนินโครงการเสร็จสิ้นก่อน 1 ปี

เอกสารรับรอง

- IF 00 for Intervention เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 16 มกราคม 2566
- IF 01 (Non-Intervention Study) เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 16 มกราคม 2566
- IF 02 Conflict of Interest and Funding Form เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 24 พฤศจิกายน 2565
- IF 05 CV (รัตใจ ใจสุทธิ) เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 24 พฤศจิกายน 2565
- IF 06 งบประมาณที่ได้รับโดยย่อ เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 24 พฤศจิกายน 2565
- Full Protocol เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 24 พฤศจิกายน 2565
- แบบบันทึกข้อมูล เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 24 พฤศจิกายน 2565
- หลักฐานการสอบโครงการวิจัย เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 24 พฤศจิกายน 2565

ลงนาม: 
(นายแพทย์สมบูรณ์ ต้นสุกสวัสดิกุล)

ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

วันที่รับรอง : 25 มกราคม 2566

วันหมดอายุ : 25 มกราคม 2567

ทั้งนี้ การรับรองนี้มีเงื่อนไขตั้งแต่ที่ระบุไว้ด้านหลังทุกข้อ (ดูด้านหลังของเอกสารรับรองโครงการวิจัย)

ภาพ 54 แสดงหนังสือรับรองโครงการวิจัยครั้งแรก จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

มหาวิทยาลัยนครสวรรค์



สำนักงานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ จังหวัดจันทบุรี/เขตสุขภาพที่ 6
โรงพยาบาลพระปกเกล้า อำเภอเมือง จังหวัดจันทบุรี 22000 โทร 039-319666 ต่อ 8341,8345

COA no. 022/66

เอกสารรับรองโครงการวิจัย

คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ จังหวัดจันทบุรี/เขตสุขภาพที่ 6 ดำเนินการให้การรับรองโครงการวิจัยตามแนวทางหลักจริยธรรมการวิจัยเกี่ยวกับคนที่เป็นมาตรฐานสากลได้แก่ Declaration of Helsinki, The Belmont Report, CIOMS Guideline และ International Conference on Harmonization in Good Clinical Practice (ICH-GCP)

ชื่อโครงการ : การประเมินปริมาณรังสีของการวางแผนการรักษาโดยใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนสำหรับเทคนิค การฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรในมะเร็งเต้านมด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนคอต
เลขที่โครงการวิจัย : 018/66
ผู้วิจัยหลัก : นางสาวรัตใจ ใจสุทธิ
สังกัดหน่วยงาน : โรงพยาบาลพระปกเกล้า
วิธีทบทวน : แบบเร่งด่วน (expedite review)
วันที่รับรอง : 7 เมษายน 2566
วันหมดอายุ : 6 เมษายน 2567
รายงานความก้าวหน้า : เมื่อดำเนินการเสร็จสิ้นแต่ไม่เกิน 1 ปี

ลงนาม

(แพทย์หญิงฐิติชญา พุกษานุกศักดิ์)

เลขานุการคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ จังหวัดจันทบุรี/เขตสุขภาพที่ 6

ลงนาม

(รศ.(พิเศษ) นพ.พิพัฒน์ คงทรัพย์)

ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ จังหวัดจันทบุรี/เขตสุขภาพที่ 6

เอกสารรับรอง :

1. โครงการวิจัยเรื่อง การประเมินปริมาณรังสีของการวางแผนการรักษาโดยใช้วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อเสมือนสำหรับเทคนิค การฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตรในมะเร็งเต้านมด้วยอุปกรณ์วัดรังสีไอเอสแอล ชนิดนาโนคอต ฉบับที่ 3 ลงวันที่ 7 เมษายน 2566
2. แบบบันทึกข้อมูล (case record form) ฉบับที่ 1 ลงวันที่ 28 กุมภาพันธ์ 2566
3. ประวัติผู้วิจัย

ภาพ 55 แสดงเอกสารรับรองโครงการวิจัย จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ จังหวัดจันทบุรี/เขตสุขภาพที่ 6

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ-นามสกุล	นางสาวรัตใจ ใจสุทธิ
วัน เดือน ปี เกิด	16 มกราคม 2532
ที่อยู่ปัจจุบัน	1/3 ม.1 ต.ตรอกนอง อ.ขลุง จ.จันทบุรี 22110
ที่ทำงานปัจจุบัน	หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระปกเกล้า
ตำแหน่งหน้าที่ปัจจุบัน	นักรังสีการแพทย์ ปฏิบัติการ
ประสบการณ์การทำงาน	พ.ศ.2555 - ปัจจุบัน กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพระปกเกล้า
ประวัติการศึกษา	วิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาวิชารังสีเทคนิค พ.ศ.2555
ผลงานตีพิมพ์	Chaisuttee R, Yabsantia S, Kaewlek T. Dosimetric Evaluation of Virtual Bolus on VMAT in Breast Cancer Using OSL Dosimeter. The 31st Annual Thai Society of Radiological Technologists Conference Proceedings. 2023:22-28

