



การตรวจสอบโปรแกรมวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ สำหรับการ  
ประกันคุณภาพก่อนการรักษาในงานรังสีรักษา



วรรณนัช สุมนาพันธุ์

วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร  
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต  
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์  
ปีการศึกษา 2565  
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

การตรวจสอบโปรแกรมวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ สำหรับการ  
ประกันคุณภาพก่อนการรักษาในงานรังสีรักษา



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร  
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต  
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์  
ปีการศึกษา 2565  
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

วิทยานิพนธ์ เรื่อง "การตรวจสอบโปรแกรมวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ สำหรับ  
การประกันคุณภาพก่อนการรักษาในงานรังสีรักษา"  
ของ วรรณวนิช สุมนาพันธ์  
ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร  
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

**คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์**

..... ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์  
(ดร.พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร)

..... ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภัทสรีย์ ชีพสมนต์)

..... กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน  
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ)

อนุมัติ

.....  
(รองศาสตราจารย์ ดร.กรรองกาญจน์ ชูทิพย์)

คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

<b>ชื่อเรื่อง</b>	การตรวจสอบโปรแกรมวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ สำหรับการประกันคุณภาพก่อนการรักษาในงานรังสีรักษา
<b>ผู้วิจัย</b>	วรรณวนัช สุมนาพันธุ์
<b>ประธานที่ปรึกษา</b>	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภัทสรีย์ ชีพสุมนต์
<b>ประเภทสารนิพนธ์</b>	วิทยานิพนธ์ วท.ม. ฟิสิกส์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2565
<b>คำสำคัญ</b>	อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์, การประกันคุณภาพก่อนการรักษา, การวัดปริมาณรังสี, การฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัว

### บทคัดย่อ

อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เป็นอุปกรณ์ที่ติดตั้งตรงข้ามกับหัวเครื่องฉาย เนื่องจากความสะดวกในการใช้งานสามารถพร้อมใช้ได้ทันที ในอดีตอุปกรณ์ดังกล่าวจึงถูกใช้สำหรับตรวจสอบตำแหน่งการรักษา ต่อมาจึงนำมาใช้สำหรับวัดปริมาณรังสีโดยโปรแกรมที่ถูกพัฒนาขึ้น แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลำปางใช้โปรแกรมเพื่อประกอบการแปลงข้อมูลจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เพื่อวัดปริมาณรังสีคือโปรแกรม PerFraction ดังนั้นเพื่อตรวจสอบความถูกต้องในการวัดปริมาณรังสีของโปรแกรม PerFraction จึงทำการทดสอบการวัดปริมาณรังสี แบบ 1 และ 2 มิติ ที่พลังงาน 6 และ 10 เมกกะโวลต์ โดยใช้พื้นที่ลำรังสีขนาด 3×3, 5×5, 8×8, 10×10, 15×15 และ 20×20 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5, 10 และ 15 เซนติเมตร และทดสอบการประกันคุณภาพก่อนการรักษาในแผนการรักษาที่ใช้เทคนิคแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัว เปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้กับโปรแกรมวางแผนการรักษา พร้อมนำอุปกรณ์วัดรังสีไอออนไนเซชันแซมเบอร์และอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าโพร์มาทดสอบชุดข้อมูลเดียวกัน โดยใช้ร้อยละความแตกต่างและค่าดัชนีแกมมาตามคำแนะนำของ AAPM TG 119 เป็นเกณฑ์ที่ใช้การทดสอบ ผลการทดสอบพบว่า การวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ โปรแกรมสามารถวัดปริมาณรังสีได้ตามเกณฑ์ในทุกพื้นที่ทั้งสองพลังงาน โดยมีร้อยละความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 3 เมื่อเทียบกับโปรแกรมวางแผนการรักษา อย่างไรก็ตามผลที่ได้จากโปรแกรม PerFraction มีค่ามากกว่าไอออนไนเซชันแซมเบอร์เล็กน้อยเนื่องจากรังสีกระเจิงที่ได้รับจากส่วนประกอบภายในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ในการวัดแบบ 2 มิติพบว่าในโปรแกรม PerFraction อาจมีความผิดพลาดในการประเมินผล ซึ่งผลการทดสอบทุกพื้นที่มีค่าดัชนีแกมมา มากกว่าร้อยละ 95 ยกเว้นพื้นที่ขนาด 5×5 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตร พลังงาน 10 เมกกะโวลต์ พบว่าบางส่วนมีความแตกต่างของปริมาณรังสีมากกว่า 1.12 เกรย์ การทดสอบด้วยแผนการรักษาแสดงให้เห็นว่าโปรแกรมสามารถตรวจสอบได้อย่างละเอียดกว่าอุปกรณ์วัดรังสีชนิด

ไดโอดอาร์เรย์เดลต้าโพร์ทำให้ในบางแผนการรักษาที่มีลักษณะ High dose gradient ไม่ผ่านตามเกณฑ์ที่กำหนด จากการทดสอบโปรแกรม PerFraction จึงสามารถสรุปได้ว่าสามารถใช้โปรแกรมในการควบคุมคุณภาพก่อนการรักษา โดยผลการวัดปริมาณรังสีจากโปรแกรมสามารถผ่านเกณฑ์ตามคำแนะนำของ AAPM TG 119 เช่นเดียวกับไอออนเซชันแชมเบอร์และอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าโพร์ ทั้งนี้เพื่อให้การประกันคุณภาพก่อนการรักษาเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพจึงควรสอบเทียบและประกันคุณภาพอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์อย่างสม่ำเสมอ



<b>Title</b>	VALIDATION OF EPID DOSIMETRIC PROGRAM FOR PRETREATMENT QUALITY ASSURANCE IN RADIATION THERAPY
<b>Author</b>	Wanwanat Sumanaphan
<b>Advisor</b>	Assistant Professor Patsuree Cheebsumon, Ph.D.
<b>Academic Paper</b>	M.S. Thesis in Medical Physics, Naresuan University, 2022
<b>Keywords</b>	Electronic portal imaging device, Pretreatment quality assurance, Dosimetry, Volumetric modulated arc therapy

### ABSTRACT

Electronic portal imaging device (EPID) was installed on the opposite side of Linear accelerator head. This device was commonly used for verify treatment positions due to ease of use. In present, EPID was used to measure radiation dose via specific program. PerFraction was EPID dosimetry program that was installed for department of radiation therapy, Lampang cancer hospital. To verify radiation measurement of PerFraction, 1D and 2D radiation measurements were performed both in 6 and 10 MV, using field sizes of 3×3, 5×5, 8×8, 10×10, 15×15 and 20×20 cm<sup>2</sup> for various depths of 5, 10 and 15 cm. for pre-treatment quality assurance testing in volumetric modulated arc therapy (VMAT) techniques. Measured doses via ionization chamber and Delta4 diode array were compared with treatment planning system (TPS). Recommended criterias of AAPM TG 119 was used for percentage dose difference and gamma index. The results showed that 1D measured dose from PerFraction program was acceptable all with percentage dose difference not more than 3 percent compared with TPS. However, the doses of PerFraction especially in 15 cm. depth was slightly higher than ionization chamber due to scattered radiation received from components inside EPID. In 2D measurements, evaluation of PerFraction was affected to result. All areas had gamma index more than 95%, except for area of 5×5 cm<sup>2</sup> at depth 5 cm for 10 MV. PerFraction found that some areas had dose difference more than 1.12 Gy. However, it did not show in Delta4. In VMAT plans, PerFraction could be used to pre-treatment quality assurance. However,

there were inaccurate measured doses obtained from high dose gradient plan. From the result of PerFraction program, it can be concluded that the program can be used to pre-treatment quality assurance. The dosimetry results from the program can pass the criteria according to the AAPM TG 119 recommendations as well as ionization chamber and Delta4 diode array. In order to ensure effective pre-treatment quality assurance, it is important to regularly calibrate and insure the quality of the electronic portal imaging device.



## ประกาศคุณูปการ

ขอกราบของพระคุณผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ภัสสุรีย์ ชีพสุมนต์ ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้สละเวลาในการให้คำปรึกษาและคำแนะนำพร้อมทั้งให้การสนับสนุนในการวิจัยอย่างเต็มที่ ขอกราบของพระคุณกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ประกอบไปด้วย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ และ ดร.พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร์ ผู้ทรงคุณวุฒิ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำตลอดจนแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์ จนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงได้อย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณกลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง สำหรับความอนุเคราะห์สนับสนุนและอำนวยความสะดวกในการเก็บข้อมูล รวมถึงอุปกรณ์ ตลอดจนการดำเนินการวิจัย และขอขอบคุณงานฟิสิกส์การแพทย์ที่ให้คำแนะนำ ความรู้ และสนับสนุนจนทำให้วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จลุล่วงไปได้ด้วยดี

เหนือสิ่งอื่นใดขอกราบขอบพระคุณครอบครัวของผู้วิจัย เพื่อนๆที่เป็นกำลังใจและสนับสนุนในทุกด้านอย่างดีเสมอมา คุณค่าที่ได้จากงานวิจัยนี้ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าจะเป็นประโยชน์สำหรับงานรังสีรักษาในอนาคตต่อไป

วรรณวนัช สุมนาพันธุ์



## สารบัญ

	หน้า
บทคัดย่อภาษาไทย.....	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ.....	จ
ประกาศคุณูปการ.....	ช
สารบัญ.....	ซ
สารบัญตาราง.....	ญ
สารบัญภาพ.....	ฉ
อักษรย่อ.....	ช
บทที่ 1 บทนำ.....	1
ความเป็นมาของปัญหา.....	1
จุดมุ่งหมายของการศึกษา.....	2
ขอบเขตของงานวิจัย.....	2
สมมติฐานของการวิจัย.....	3
บทที่ 2 เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	4
อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลตาโพร์.....	10
อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์.....	11
โปรแกรม PerFraction.....	15
งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	22
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย.....	25
เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	25

การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	31
การสอบเทียบอุปกรณ์และโปรแกรม.....	31
การทดสอบโปรแกรม PerFraction.....	35
บทที่ 4 ผลการวิจัย.....	38
ผลการทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ.....	38
ผลการทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ.....	41
ผลการทดสอบการวัดปริมาณรังสีจากแผนการรักษา.....	44
บทที่ 5 บทสรุป.....	53
อภิปรายผล.....	53
ข้อเสนอแนะ.....	55
สรุปผลการวิจัย.....	56
บรรณานุกรม.....	57
ภาคผนวก.....	61
อภิธานศัพท์.....	68
ประวัติผู้วิจัย.....	71

## สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 ปริมาณรังสีและร้อยละความแตกต่างสำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ ระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้โดยไอออนเซชันแชมเบอร์ และโปรแกรม PerFraction เทียบกับแผนการรักษา.....	38
ตาราง 2 ปริมาณรังสีและร้อยละความแตกต่างสำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ ระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้โดยไอออนเซชันแชมเบอร์ และโปรแกรม PerFraction เทียบกับแผนการรักษา.....	40
ตาราง 3 ร้อยละดัชนีแกมมาสำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าไฟร์ และโปรแกรม PerFraction .....	41
ตาราง 4 ร้อยละดัชนีแกมมาสำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ จากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าไฟร์ และโปรแกรม PerFraction .....	42
ตาราง 5 ร้อยละดัชนีแกมมาจากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์วัดรังสี 2 ชนิด แยกตามการวินิจฉัยและบริเวณทำการรักษา สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ .....	45
ตาราง 6 ปริมาณรังสีของแผนการรักษา รายที่ 6 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรมวางแผนการรักษาเทียบกับโปรแกรม PerFraction .....	46
ตาราง 7 ปริมาณรังสีของแผนการรักษา รายที่ 10 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรมวางแผนการรักษาเทียบกับโปรแกรม PerFraction .....	48
ตาราง 8 ร้อยละดัชนีแกมมาจากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์วัดรังสี 2 ชนิด แยกตามการวินิจฉัยและบริเวณทำการรักษา สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ .....	50
ตาราง 9 ปริมาณรังสีของแผนการรักษา รายที่ 7 สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรมวางแผนการรักษาเทียบกับโปรแกรม PerFraction .....	51

ตาราง 10 ผลจากการควบคุมคุณภาพของเครื่องฉายรังสีโดยการวัดอัตราวัตต์ปริมาณรังสี ที่พื้นที่ลำรังสี 10×10 ลูกบาศก์เซนติเมตร ความลึก 10 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกกะโวลต์.....62

ตาราง 11 ค่าดัชนีเกมมาจากการเปรียบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยพื้นที่รังสี สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์.....64

ตาราง 12 ค่าดัชนีเกมมาจากการเปรียบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยพื้นที่รังสี สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์.....66



## สารบัญภาพ

หน้า

ภาพ 1 (ก)วิธีวัดปริมาณรังสีโดยวางอุปกรณ์ IC (สีเทา) ตั้งฉากกับลำรังสีและฟิล์ม (สีแดง) โดยวางอุปกรณ์วัดรังสีทั้งสองชนิดบรรจุในแฟนทอม (สีเหลือง) แนว Coronal ตามลำรังสี เทียบกับอุปกรณ์วัดรังสีเรียกว่าวิธี True composite (ข)การวางไดโอดอาร์เรย์ (สีน้ำเงิน) แนว Coronal บรรจุในแฟนทอม (ค)การวางไดโอดอาร์เรย์แนว Sagittal บรรจุในแฟนทอม ทำมุมตั้งฉาก .....	5
ภาพ 2 การกระจายของปริมาณรังสีจากแผนการรักษาการศึกษาของ Brulla-Gonzalez ....	8
ภาพ 3 การซ้อนทับกันของ Isodose จากการศึกษาของ Duan et al. ....	8
ภาพ 4 การประเมินปริมาณรังสีโดยใช้ค่าดัชนีแกมมาระหว่างปริมาณรังสีอ้างอิงและปริมาณรังสีที่วัดได้โดยระยะทางในการประเมินอยู่ในรูปทรงรี.....	10
ภาพ 5 ส่วนประกอบของ Amorphous Silicon EPID.....	13
ภาพ 6 การวัดรังสีโดยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในรูปแบบต่าง ๆ .....	15
ภาพ 7 ตัวอย่างตารางสำหรับเก็บข้อมูลปริมาณรังสีและตัวอย่างแผนการรักษา .....	16
ภาพ 8 เส้นทางการคำนวณพลังงานเฉลี่ยขณะ มีการเคลื่อนที่ของ Primary photon....	19
ภาพ 9 ขั้นตอนพิจารณาข้อมูลจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ .....	20
ภาพ 10 ระบบการทำงานของโปรแกรม PerFraction .....	22
ภาพ 11 เครื่องเร่งอนุภาคพลังงานสูง ยี่ห้อ Elekta รุ่น infinity.....	25
ภาพ 12 ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW รุ่น Farmer.....	26
ภาพ 13 ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW ชนิด Pinpoint 3D .....	26
ภาพ 14 อิเล็กโทรมิเตอร์ ยี่ห้อ PTW รุ่น UNIDOS weblin .....	27
ภาพ 15 หุ่นจำลองเทียบเท่าน้ำ ยี่ห้อ Sun Nuclear รุ่น 1D Scanner .....	28

ภาพ 16 อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดสต้าโพร์ .....	28
ภาพ 17 อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ELEKTA iViewGT รุ่น R 3.4.....	29
ภาพ 18 โปรแกรม RayStation รุ่น 9A และหน้าต่างแสดง Dose distribution .....	30
ภาพ 19 หน้าต่างโปรแกรม PerFraction .....	31
ภาพ 20 การใส่ข้อมูลในขั้นตอน Reference measurement ในโปรแกรม Scandidos.....	33
ภาพ 21 การใส่ข้อมูลในขั้นตอน Relative Array Calibration ในโปรแกรม Scandidos.....	34
ภาพ 22 Dose distribution จากโปรแกรม PerFraction ของพื้นที่ลำรังสีขนาด 5x5 ตร.ซม. ความลึก 5 ซม. พลังงานพลังงาน 6 เมกกะโวลต์.....	43
ภาพ 23 ผลจากโปรแกรม Scandidos ของพื้นที่ 5x5 ตร.ซม. ความลึก 5 ซม. พลังงาน 6 เมกกะโวลต์.....	44
ภาพ 24 Dose distribution ของแผนการรักษารายที่ 6 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ ...	47
ภาพ 25 Dose distribution ของแผนการรักษารายที่ 10 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์.	49
ภาพ 26 Dose distribution ของแผนการรักษารายที่ 7 สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์.	52
ภาพ 27 โปรแกรม PerFraction แสดงข้อมูลพื้นที่รังสีชื่อ 6M014 .....	63
ภาพ 28 โปรแกรม PerFraction แสดงข้อมูลพื้นที่รังสีชื่อ 6A098.....	63
ภาพ 29 โปรแกรม PerFraction แสดงข้อมูลพื้นที่รังสีชื่อ 6A254.....	64

## อักษรย่อ

EPID	=	Electronic portal imaging device
VMAT	=	Volumetric modulated arc therapy
TPS	=	Treatment planning system
AAPM	=	The American Association of Physicists in Medicine
MLC	=	Multileaf collimators
DVH	=	Dose volume histogram
PFF	=	Perpendicular field-by-field
PC	=	Perpendicular composite
a-Si	=	Amorphous silicon
SSD	=	Source to surface distance
MU	=	Monitor unit
HU	=	Hounsfield unit
RED	=	Relative electron density
CS	=	Superposition/Convolution
TERMA	=	Total energy released per unit mass
ROI	=	Region of interest
PMMA	=	Polymethylmethacrylate
R&V	=	Record and verity system
SCD	=	Source to chamber distance
ICRU	=	International Commission on Radiation Units and measurement

# บทที่ 1

## บทนำ

### ความเป็นมาของปัญหา

ในปีพุทธศักราช 2563 โรงพยาบาลมะเร็งลำปางรายงานการรักษาผู้ป่วยมะเร็งด้วยการรักษาด้วยรังสีเพียงอย่างเดียวมากที่สุด คิดเป็นร้อยละ 41.15 ของวิธีการรักษาผู้ป่วยทั้งหมด รองลงมาเป็นการให้ยาเคมีบำบัดร่วมกับการรักษาด้วยรังสีคิดเป็นร้อยละ 19.67 (1) แสดงให้เห็นว่าการรักษาด้วยรังสีเป็นวิธีการรักษาหนึ่งที่มีความสำคัญ นอกจากนี้ ขั้นตอนการประกันคุณภาพก่อนการรักษาด้วยรังสีเป็นการตรวจสอบความคงที่ของปริมาณรังสีจากเครื่องเร่งอนุภาค และตรวจสอบปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ ดังนั้นการตรวจสอบคุณภาพก่อนการรักษาต้องทำอย่างสม่ำเสมอ โดยการใช้เครื่องมือที่เหมาะสมที่สามารถตรวจพบความผิดปกติหรือข้อผิดพลาดทั้งจากเครื่องฉายรังสี และแผนการรักษาก่อนการรักษาด้วยรังสีให้กับผู้ป่วย ในปัจจุบันความก้าวหน้าของเทคนิคการรักษาด้วยรังสีมีความซับซ้อนขึ้น ได้แก่ เทคนิคการรักษาด้วยรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัว (Volumetric modulated arc therapy หรือ VMAT) มีความจำเป็นอย่างยิ่งที่ต้องตรวจสอบแผนการรักษาให้มีความถูกต้องและแม่นยำ โดยเทคนิคการรักษาด้วยรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัว เป็นเทคนิคการรักษาด้วยรังสีระยะไกลที่มีความซับซ้อนทั้งในขั้นตอนการวางแผนการรักษาและการรักษาด้วยรังสี โดยระหว่างการรักษาด้วยรังสีจะมีการเคลื่อนที่ของ Multileaf collimators (MLC) และ Gantry ของเครื่องเร่งอนุภาคแบบต่อเนื่อง เพื่อปรับเปลี่ยนรูปร่างของลำรังสี (2)

ในช่วงกลางปีคริสต์ศักราช 1990 อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic portal imaging devices หรือ EPID) ได้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อตรวจสอบตำแหน่งของรอยโรคในผู้ป่วยแทนที่ฟิล์มชนิดกราฟโครมิกที่มีราคาแพงและใช้เวลาติดตั้งนาน สำหรับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์รุ่นแรกที่ใช้ในการประกันคุณภาพก่อนการรักษาเป็นชนิด Liquid filled matrix ionization chambers ต่อมาพัฒนาเป็น Camera-based fluoroscopic EPIDs ซึ่งเป็นที่นิยมอย่างมาก (3) จากนั้นมีการพัฒนาหัววัดภายในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เป็นชนิดสารกึ่งตัวนำยิ่งยวด หรือที่เรียกว่า Amorphous silicon photodiodes เพื่อเพิ่มคุณภาพของภาพถ่ายรังสีให้ดีขึ้น (4) นอกจากนี้ยังสามารถนำอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มาใช้ในการวัดปริมาณรังสี โดยหาค่าความสัมพันธ์ระหว่าง Pixel value ที่ได้จากภาพกับปริมาณรังสีที่หัววัดดูดกลืน ร่วมกับการใช้โปรแกรมที่พัฒนาขึ้นในการตรวจสอบปริมาณรังสีแบบ In vivo และการประกันคุณภาพก่อนการรักษาด้วยรังสี (5)



สำหรับแผนรังสีรักษาโรงพยาบาลมะเร็งลำปาง มีโปรแกรมที่สามารถแปลงค่า Pixel value ของภาพถ่ายรังสีที่ได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ให้กลายเป็นปริมาณรังสี เรียกโปรแกรมนี้ว่า PerFraction ผลิตโดยบริษัท Sun Nuclear สามารถรายงานปริมาณรังสีได้ทั้งแบบ 2 และ 3 มิติ รวมทั้งสามารถรายงานผลเปรียบเทียบกับระบบวางแผนการรักษา (Treatment planning system) โดยใช้ Dose volume histogram (DVH) และดัชนีแกมมา (Gamma index) ข้อมูลที่ได้สามารถนำมาใช้ประกันคุณภาพก่อนการรักษาด้วยรังสี และนับวัดปริมาณรังสีในระหว่างการรักษา ซึ่งมีประโยชน์กับผู้ป่วยเป็นอย่างยิ่ง อย่างไรก็ตาม ก่อนการใช้งานเครื่องมือดังกล่าว จำเป็นต้องมีการเปรียบเทียบค่านับวัดกับอุปกรณ์วัดรังสีตามมาตรฐาน ดังนั้น ผู้วิจัยจึงมีความประสงค์ที่เปรียบเทียบค่านับวัดรังสีของโปรแกรม PerFraction กับไอออนไนเซชันแชมเบอร์ และอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์ ในการรายงานความถูกต้องของข้อมูลที่ได้จากแผนการรักษาของระบบวางแผนการรักษา

### จุดมุ่งหมายของการศึกษา

เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีจากโปรแกรม PerFraction ในการวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ โดยเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีจากไอออนไนเซชันแชมเบอร์ และปริมาณรังสีจากอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์

### ขอบเขตของงานวิจัย

วัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ณ แผนรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง โดยใช้เครื่องเร่งอนุภาครุ่น Infinity ยี่ห้อ ELEKTA พลังงาน 6 และ 10 เมกกะโวลต์ โดยทำการวัดค่าปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีรูปร่างสี่เหลี่ยมขนาด 3×3, 5×5, 8×8, 10×10, 15×15, 20×20 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5, 10 และ 15 เซนติเมตร ตามลำดับ จากนั้นเปรียบเทียบข้อมูลของปริมาณรังสีที่ได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์กับปริมาณรังสีจากไอออนไนเซชันแชมเบอร์ และปริมาณรังสีจากอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์ นอกจากนี้ทำการศึกษาทางคลินิกโดยใช้แผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งที่รักษาด้วยรังสีด้วยเทคนิคปรับความเข้มหมุนรอบตัว เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่วัดจากโปรแกรมวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ และค่าปริมาณรังสีที่วัดจากอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์

### สมมติฐานของการวิจัย

1. ปริมาณรังสีที่วัดได้แบบ 1 มิติ ระหว่างอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์และหัววัดรังสีไอออนไนเซชันแคมเบอร์ เมื่อเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีจากแผนการรักษา มีค่าความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 3
2. ปริมาณรังสีที่วัดได้แบบ 2 มิติจากพื้นที่ลำรังสี และแผนการรักษาโดยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ต้องผ่านเกณฑ์ดัชนีแกมมาที่ 3%/3 มิลลิเมตร ไม่น้อยกว่าร้อยละ 95



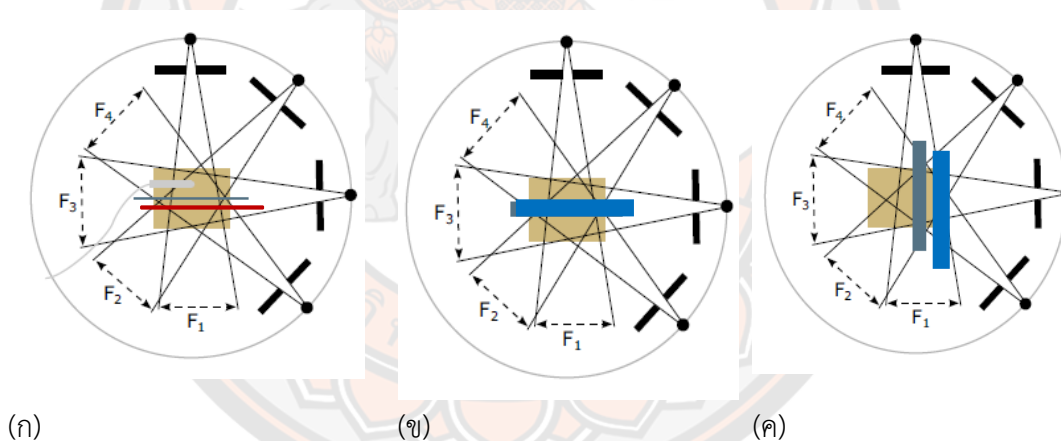
## บทที่ 2

### เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

วิธีการวัดปริมาณรังสีถูกคิดค้นเพื่อควบคุมคุณภาพของกระบวนการรักษาด้วยรังสีให้เป็นไปอย่างถูกต้องโดยอาศัยอุปกรณ์วัดรังสี ซึ่งโดยทั่วไปการนับวัดรังสีแสดงผลเป็นปริมาณรังสีที่วัดได้ แบ่งเป็นสองประเภทคือรังสีสมบูรณ์ (Absolute dose) คือการวัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีที่สามารถแปลงผลได้โดยตรงจากค่าที่วัดได้ โดยแสดงผลเป็นหน่วยพื้นฐานของระบบที่ทำการวัด ตัวอย่างอุปกรณ์ที่สามารถแสดงผลการวัดรังสีในระบบนี้ได้แก่ ไอออไนเซชันแชมเบอร์ และฟิล์มกราฟโครมิก การแสดงผลปริมาณรังสีอีกวิธีคือรังสีสัมพัทธ์ (Relative dose) คือการวัดด้วยอุปกรณ์วัดรังสีและต้องนำผลที่วัดได้ไปเปรียบเทียบกับค่านับวัดที่ได้จากกระบวนการวัดรังสีใดๆ ตัวอย่างอุปกรณ์ที่แสดงผลปริมาณรังสีด้วยวิธีนี้ เช่น อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์ ซึ่งวิธีการประเมินสามารถทำได้ตามความเหมาะสมของแต่ละเทคนิคการฉายรังสี เช่นการควบคุมคุณภาพของเครื่องฉายรังสีที่อ้างอิงจาก The International Atomic Energy Agency (IAEA) TRS-398 ที่มีการแนะนำให้วัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ โดยใช้ไอออไนเซชันแชมเบอร์วัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองซึ่งบรรจุน้ำ เพื่อประกันคุณภาพของปริมาณรังสีเป็นประจำทุกเดือน โดยกำหนดมาตรฐานความแตกต่างของปริมาณรังสีอ้างอิงกับปริมาณรังสีที่วัดได้ต้องไม่เกินร้อยละ 2 สำหรับการควบคุมคุณภาพของแผนการรักษา จำเป็นต้องวัดปริมาณรังสีเพื่อทดสอบการทำงานของเครื่องเร่งอนุภาค และลดผลกระทบจากความผิดพลาดของปริมาณรังสีก่อนถึงตัวผู้ป่วย โดยทั่วไปปริมาณรังสีจากแผนการรักษาเป็นค่าอ้างอิงเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้ และใช้เกณฑ์การประเมินที่แตกต่างกันในแต่ละเทคนิคการรักษา สำหรับอุปกรณ์วัดรังสี เช่น ไดโอดและแชมเบอร์อาร์เรย์ ก่อนการใช้งานต้องสอบเทียบอุปกรณ์เหล่านี้ตามคำแนะนำของบริษัท เนื่องจากอุปกรณ์ไม่สามารถวัดรังสีสมบูรณ์ได้โดยตรง รวมทั้งมีการวางอุปกรณ์วัดรังสีที่หลากหลายดังภาพ 1 ได้แก่ วิธี True composite คือการวางอุปกรณ์วัดรังสีให้ตั้งฉากกับลำรังสีโดยอุปกรณ์ไม่มีการเคลื่อนที่ ถ้าแผนการรักษามีหลายมุมจะต้องใช้วิธีการรวม Gantry ทุกมุมไว้ที่บริเวณ 0 องศาขณะทำการวัดรังสี สำหรับเทคนิคการรักษาด้วยรังสีหลายมุมร่วมกับการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของลำรังสีขณะทำการฉายจะต้องวางอุปกรณ์วัดรังสีให้ตั้งฉากกับลำรังสีเมื่อ Gantry เคลื่อนที่ไปในแต่ละมุมที่เรียกว่า Perpendicular field-by-field (PFF) ซึ่งวิธีการนี้สามารถใช้กับไดโอดอาร์เรย์ ฟิล์ม และอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic portal imaging device: EPID) การเก็บภาพขณะ Gantry หมุนทำให้สามารถทราบตำแหน่งที่แท้จริงของ MLC ซึ่งอาจได้รับผลกระทบจากแรงโน้มถ่วงทำให้ตำแหน่งของอุปกรณ์ดังกล่าวมีความแตกต่างจากระบบวางแผนการรักษาส่งผลให้เกิดความ

ผิดพลาดขณะทำการรักษาด้วยรังสี การวางอุปกรณ์วัดรังสีด้วยวิธี PFF สามารถทำได้เช่นเดียวกับการรักษาจริงโดยวางอุปกรณ์วัดรังสีในตำแหน่งกึ่งกลางลำรังสี จากนั้นเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่างแผนการรักษากับปริมาณรังสีที่วัดได้โดยใช้ Isodose และ Profile ข้อดีของวิธี PFF คือข้อมูลของแต่ละส่วนจะถูกวิเคราะห์แยกกันแบบ Field-by-field อย่างไรก็ตาม หากตำแหน่งในการวัดไม่ตรงกันแม้เพียงเล็กน้อย จะทำให้เกิดความแตกต่างอย่างมาก จึงพัฒนาวิธีการวางอุปกรณ์วัดรังสีอีกชนิดหนึ่ง เรียกว่า Perpendicular composite (PC) โดยวางตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสีทำเช่นเดียวกับวิธี PFF แต่ปริมาณรังสีที่วัดได้มาจากการรวมทุกตำแหน่งที่วัดเข้าด้วยกัน ผลจากปริมาณรังสีที่วัดได้จะถูกรวมเป็นข้อมูล 1 ชุด เพื่อนำข้อมูลนี้ไปใช้ในการวิเคราะห์ต่อไป วิธีการนี้สามารถทำได้ง่าย ใช้ระยะเวลาน้อยกว่าวิธี PFF ซึ่งจากการวิเคราะห์แผนการรักษาตามการหมุน Gantry จึงเหมาะสมเมื่อใช้กับ EPID สำหรับการรับประกันคุณภาพก่อนการรักษาในเทคนิค VMAT อย่างไรก็ตาม วิธีนี้มีข้อเสียคือ หากตรวจพบข้อผิดพลาดจะไม่สามารถแยกได้ว่าเกิดจากทิศทางของตำแหน่งใด

(6)



(ก)

(ข)

(ค)

ภาพ 1 (ก)วิธีวัดปริมาณรังสีโดยวางอุปกรณ์ IC (สีเทา) ตั้งฉากกับลำรังสีและฟิล์ม (สีแดง) โดยวางอุปกรณ์วัดรังสีทั้งสองชนิดบรรจุในแพนทอม (สีเหลือง) แนว Coronal ตามลำรังสีเทียบกับอุปกรณ์วัดรังสีเรียกว่าวิธี True composite (ข)การวางไดโอดอาร์เรย์ (สีน้ำเงิน) แนว Coronal บรรจุในแพนทอม (ค)การวางไดโอดอาร์เรย์แนว Sagittal บรรจุในแพนทอมทำมุมตั้งฉาก

ประเภทการวัดปริมาณรังสีตามความสามารถของอุปกรณ์วัดรังสีที่มีความละเอียดต่างกัน แบ่งได้ดังนี้ การวัดแบบ 1 มิติ ซึ่งเป็นการวัดแบบจุด (Point dose) โดยใช้ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ซึ่งมีปริมาตรขนาดเล็กระหว่าง 0.007 ถึง 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตรวางอุปกรณ์วัดรังสีแบบ True composite ในตำแหน่งที่มีปริมาณรังสีสม่ำเสมอ หากตำแหน่งการวัดผิดไปเล็กน้อยจะส่งผลให้เกิดความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีมาก และคำนวณปริมาณรังสีภายใต้เงื่อนไขของ TRS398 ดังสมการที่ 1

$$D_w = k_{TP} \times k_s \times k_p \times N_{D,w,00} \times k_{Q,00} \times M_1 \text{ (cGy/MU)} \quad (1)$$

เมื่อ

$k_{TP}$	คือ ค่าแก้ไขประจุที่ทำการนับวัดเปลี่ยนแปลงเนื่องจากอุณหภูมิและความดัน
$k_s$	คือ ค่าแก้ไขของการกลับมารวมตัวกันของประจุ
$k_p$	คือ ค่าแก้ไขของไฟฟ้าที่ให้กับอุปกรณ์
$N_{D,w,00}$	คือ ค่าแก้ไขของการวัดรังสีดูดกลืนในน้ำ
$k_{Q,00}$	คือ ค่าแก้ไขจากการสอบเทียบระหว่างต้นกำเนิดรังสีโคบอลต์เป็นโฟตอน
$M_1$	คือ ค่าเฉลี่ยของประจุที่อ่านค่าได้จากการวัด

การวางอุปกรณ์วัดรังสีควรวางเป็นแบบ True composite ในตำแหน่งที่มีปริมาณรังสีสม่ำเสมอ หากตำแหน่งการวัดผิดไปเล็กน้อยจะส่งผลให้เกิดความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีมาก เมื่อนำผลที่ได้ไปเปรียบเทียบกับแผนการรักษา ดังนั้นการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ ต้องเลือกขนาดอุปกรณ์วัดรังสีให้เหมาะสมโดยพิจารณาจากพื้นที่ลำรังสีเล็กที่สุดที่ไอออนไนเซชันแชมเบอร์สามารถวัดได้ตามคำแนะนำของผู้ผลิต แต่ถ้าหากไม่ใช่ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ขนาด 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร ต้องทำ Cross calibration เทียบกับไอออนไนเซชันแชมเบอร์ดังกล่าวที่ผ่านการสอบเทียบกับห้องปฏิบัติการระดับ Secondary standard dosimetry laboratory โดยรายงานผลการทดสอบเป็นค่าร้อยละความแตกต่าง วิธีนี้จึงเหมาะกับการวัดปริมาณรังสีบริเวณกึ่งกลางลำรังสี หรือช่วงที่มีความแตกต่างของปริมาณรังสีต่ำ (Low dose gradient) ซึ่งบริเวณดังกล่าวมีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีน้อยกว่าบริเวณอื่น อย่างไรก็ตาม การวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ ควรหลีกเลี่ยงการวิเคราะห์ผลโดยใช้ข้อมูลบริเวณช่วงที่มีความแตกต่างของปริมาณรังสี (Steep dose gradient) เนื่องจากค่าที่ได้จะมีความแตกต่างมากเกินกว่าความเป็นจริง (Overestimation) ในทางคลินิก ที่มีข้อกำหนดให้หาความแตกต่างที่ไม่ควรเกินร้อยละ 3 ดังสมการที่ 2

$$\delta(\vec{r}) = \frac{D_e(\vec{r}) - D_r(\vec{r})}{D_r(\vec{r})} \times 100 \quad (2)$$

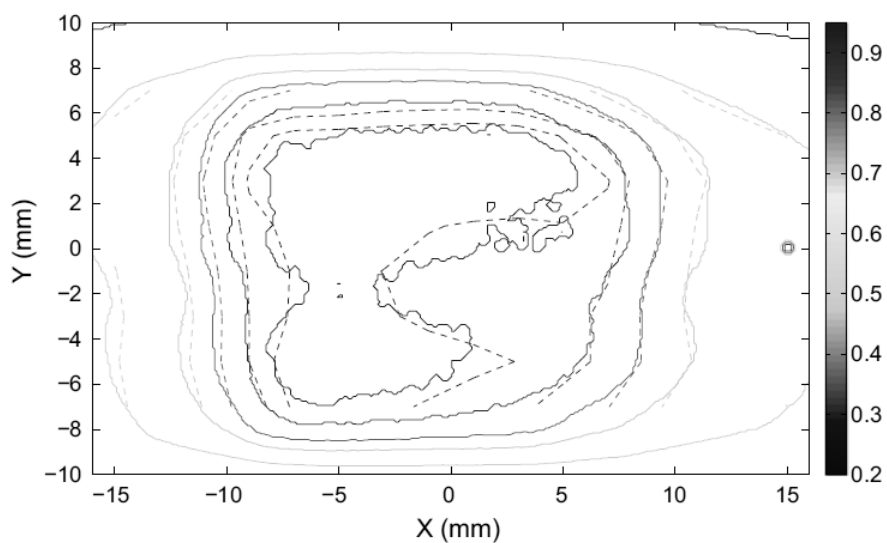
เมื่อ

$\delta(\vec{r})$  คือ ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ตำแหน่ง ( $\vec{r}$ )

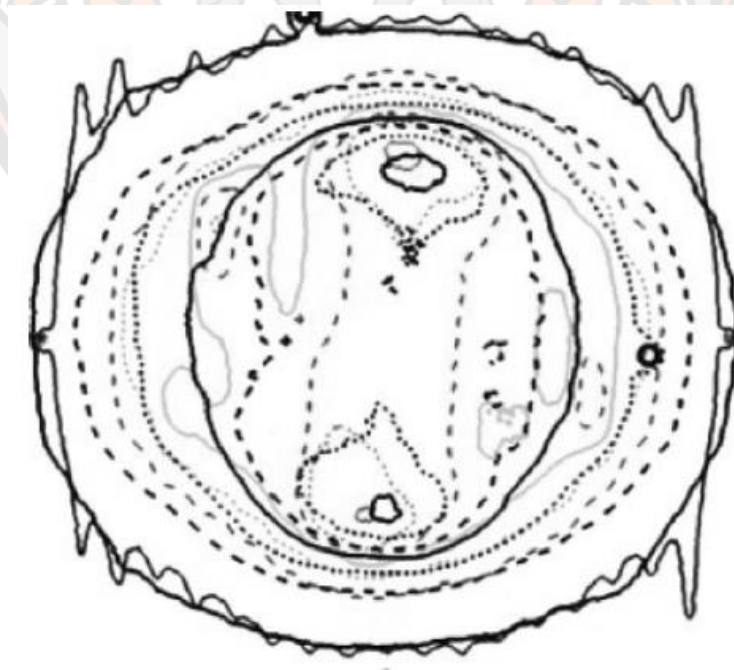
$D_e(\vec{r})$  คือ ปริมาณรังสีที่ต้องการทดสอบที่ตำแหน่ง ( $\vec{r}$ )

$D_r(\vec{r})$  คือ ปริมาณรังสีอ้างอิงที่ตำแหน่ง ( $\vec{r}$ )

สำหรับเทคนิคการรักษาด้วยรังสีที่มีความซับซ้อนขึ้น จำเป็นต้องใช้การวัดแบบ 2 มิติที่ถูกคิดค้นโดย Van Dyk et al. (7) ในปีคริสต์ศักราช 1993 เพื่อประกันคุณภาพแผนการรักษาพบว่าเมื่อเปรียบเทียบผลการกระจายของปริมาณรังสี (Dose distribution) ในบริเวณ Steep dose gradient ไม่น่าเชื่อถือเนื่องจากการกระจายของปริมาณรังสีไม่เสถียรเมื่อเทียบกับกึ่งกลางลำรังสี ส่งผลให้ความแตกต่างของข้อมูลมีมากกว่า จึงมีการศึกษาระยะห่างจากจุดที่สนใจทั้งจากการวัดและแผนการรักษา เพื่อนำ Dose distribution ทั้งสองมาเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสีและความแตกต่างในระยะที่สนใจ ทำให้สามารถหลีกเลี่ยงข้อผิดพลาดบริเวณ Steep dose gradient อย่างไรก็ตามวิธีการนี้มีความไวโดยเฉพาะบริเวณ Low dose gradient เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการวัดด้วยฟิล์มชนิดกราฟโครมิก ไดโอดอาร์เรย์ แคมเบอร์อาร์เรย์ และอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์โดยมีการวางอุปกรณ์วัดรังสีแบบ PFF และ PC ทำให้แสดงภาพของ Dose distribution ในแบบ 2 มิติ เรียกว่า Planar dose ดังภาพ 2 จากการศึกษาของ Brulla-Gonzalez et al. (8) พบว่าการทดสอบความแตกต่างของปริมาณรังสีจาก Dose distribution เพียงอย่างเดียวไม่เพียงพอในทางคลินิก เพื่อให้เห็นความแตกต่างจึงมีการศึกษาของ Duan et al. (9) เมื่อนำปริมาณรังสีที่วัดได้จากสองหัววัดรังสีมาเปรียบเทียบกัน รวมทั้งประเมินในเชิงปริมาณดังภาพ 3 เห็นความแตกต่างด้วยเช่นกัน อย่างไรก็ตามอาจจะยากต่อการแยกแยะด้วยสายตาเพียงอย่างเดียว จึงนำวิธีการวัดทั้งการหาร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีและ Distance to agreement (DTA) มาใช้ร่วมกันเพื่อหาระยะใกล้ที่สุดที่สามารถใช้หาความแตกต่างระหว่างจุดอ้างอิงได้ ทั้งนี้ ถ้าหากจุดที่ต้องการทดสอบไม่ผ่านทั้งสองวิธีจะถือว่าไม่ผ่าน แต่ถ้าผ่านมาตรฐานเพียงวิธีใดวิธีหนึ่งให้ถือว่าผ่านเกณฑ์ วิธีการนี้สามารถใช้ได้ในบริเวณที่มีความแตกต่างของรังสี และบริเวณปลายของ Dose distribution อย่างไรก็ตามไม่มีการกำหนดค่าที่ไม่ผ่านเกณฑ์



ภาพ 2 การกระจายของปริมาณรังสีจากแผนการรักษาการศึกษาของ Brulla-Gonzalez โดยแสดงการซ้อนทับกันของ Isodose ที่ได้จากอุปกรณ์วัดรังสีที่แตกต่างกันโดยเส้นทึบได้จากฟิล์มกราฟโครมิก และเส้นประได้จากไอออนไนเซชันแชมเบอร์ชนิด Liquid-field



ภาพ 3 การซ้อนทับกันของ Isodose จากการศึกษาของ Duan et al. ประเมินโดยการเปรียบเทียบเชิงปริมาณโดยเส้นทึบได้จากแผนการรักษา และเส้นประได้จากการวัดจริง

สำหรับการวัดแบบ 3 มิติถูกคิดค้นเพื่อแก้ปัญหาที่ผ่านมา โดยใช้อุปกรณ์วัดรังสีชนิดเจล และอุปกรณ์วัดรังสีแบบ 3 มิติ วิธีการมีคำแนะนำเพิ่มเติมใน AAPM TG-120 (10) ซึ่งอธิบายอุปกรณ์ พร้อมทั้งเทคนิคในการตรวจสอบ และการประกันคุณภาพสำหรับเทคนิคการรักษาด้วยรังสีแบบปรับ ความเข้ม จากวิธีการต่าง ๆ ที่กล่าวไว้ข้างต้นเป็นการเปรียบเทียบปริมาณรังสีจาก Dose distribution ที่อ้างอิงกับค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดจริง โดยประเมินแบบ 1 มิติใช้เพียงจุดเดียว เท่านั้น แต่ปริมาณรังสีจริงนั้นไม่สามารถประเมินได้ในมิติเดียว จึงต้องแยกเกณฑ์ที่ใช้ประเมินเป็น 2 เกณฑ์ โดยเกณฑ์แรกคือระยะห่างระหว่าง Dose distribution และเกณฑ์ต่อมาคือปริมาณรังสี ตำแหน่งที่สนใจ การเปรียบเทียบระหว่างจุดทั้งสองตำแหน่งดังสมการที่ 3

$$\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_e, \vec{r}_r)}{\Delta D^2}} \quad (3)$$

เมื่อ

$\Delta d$  คือ Distance to agreement

$\Delta D$  คือ ปริมาณรังสี

$\vec{r}_r$  คือ ตำแหน่งของจุดอ้างอิง (Reference)

$\vec{r}_e$  คือ ตำแหน่งของจุดทดสอบ (Evaluation)

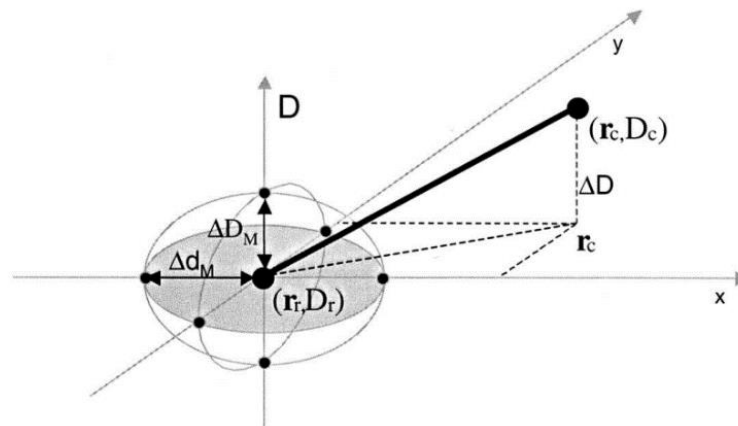
$r(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$  คือ ระยะทางระหว่างจุดอ้างอิงถึงจุดที่ต้องการทดสอบ

$\delta(\vec{r}_e, \vec{r}_r)$  คือ ความแตกต่างของปริมาณรังสี

ผลจากการคำนวณระหว่างความแตกต่างของปริมาณรังสี และระยะทางของตำแหน่งที่ต้องการทดสอบถูกคำนวณโดยได้ผลที่เรียกว่าค่าดัชนีแกมมา ( $\gamma$ ) การประเมินใช้ทรงกลมหรือทรงรี เป็นรูปทรง 3 มิติดังภาพ 4 หากมีค่าระหว่าง 0 ถึง 1 บ่งชี้ว่าการเปรียบเทียบผ่าน หากมากกว่า 1 บ่งชี้ว่าไม่ผ่าน(11) ดังสมการที่ 4

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_e, \vec{r}_r)\} \forall \{\vec{r}_e\} \quad (4)$$





ภาพ 4 การประเมินปริมาณรังสีโดยใช้ค่าดัชนีแกมมาระหว่างปริมาณรังสีอ้างอิงและปริมาณรังสีที่วัดได้โดยระยะทางในการประเมินอยู่ภายในรูปทรงรี

#### อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เทลตาโฟร์

อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เทลตาโฟร์ (Delta4<sup>TM</sup>) รุ่น Delta4+ ผลิตโดยบริษัท ScandiDos มีรูปร่างทรงกระบอกทำจากวัสดุที่มีความหนาแน่นเทียบเท่ากับน้ำ (PMMA) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 22 เซนติเมตร ความยาว 40 เซนติเมตร ภายในบรรจุไดโอดชนิด P จำนวน 1096 ตัว แผ่นไดโอดส่วนแบ่งเป็น 2 ส่วนคือ Main และ Wing โดยทั้งสองส่วนนี้ติดตั้งในรูปแบบตั้งฉากต่อกัน โดยระยะห่างของไดโอดบริเวณช่วงกลางของอุปกรณ์เท่ากับ 5 มิลลิเมตรและสามารถใช้การข้อมูลร่วมกันของตัวไดโอดทำให้มีรายละเอียดได้ถึง 2.5 มิลลิเมตร บริเวณอื่นห่าง 1 เซนติเมตร ความละเอียด  $1 \times 0.05$  ตารางมิลลิเมตร – 0.00004 ตารางเซนติเมตร (12)

การคำนวณปริมาณรังสีของอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เทลตาโฟร์อาศัยการสอบเทียบกับอุปกรณ์วัดรังสีไอออนเซชันแชมเบอร์ในขั้นตอน Absolute calibration และค่าแก้ไขการนับวัดของไดโอดแต่ละตัวในขั้นตอน Relative calibration ดังสมการที่ 5

$$D_{(i)} = R_{(i)} * Cal_{(i)} * Corr_{Temp} * Corr_{(i)} \quad (5)$$

$$\text{เมื่อ } Cal_{(i)} = Cal_{rel(i)} * Cal_{abs} * Cal_{dir} * Cal_{FS}$$

$$Corr_{Temp} = 1 + (T_{meas} - T_{abs\_cal}) * SWWT$$

$D_{(i)}$  คือ ปริมาณรังสีเมื่อเครื่องวัดอยู่ที่ตำแหน่ง (i)

$R_{(i)}$  คือ ค่าที่อ่านได้จากเครื่องวัด (i)

- $Cal_{rel}(i)$  คือ ค่าจากการสอบเทียบเมื่อเครื่องวัดในแต่ละตำแหน่ง(i) มีความไวแตกต่างกัน ซึ่งสัมพันธ์ กับค่าที่วัดได้ในขั้นตอน Relative calibration
- $Cal_{abs}$  คือ ค่าเฉพาะในการคำนวณปริมาณรังสีสมบูรณ์ของอุปกรณ์ซึ่งได้จากขั้นตอน Absolute calibration
- $Cal_{dir}$  คือ เครื่องวัดและค่าเฉพาะของเครื่องวัดที่มีผลต่อทิศทาง ซึ่งได้จากขั้นตอน Directional calibration
- $Cal_{FS}$  คือ ค่าเฉพาะของเครื่องวัดที่มีผลต่อพื้นที่ลำรังสีซึ่งได้จากขั้นตอน Absolute calibration  $Cal_{FS} = (Dose(IC)_{20cm} / Dose(IC)_{10cm}) / (Dose(D^4)_{10cm} / Dose(D^4)_{20cm})$
- $Corr_{Temp}$  คือ ค่าแก้อุณหภูมิ
- $T_{meas}$  คือ อุณหภูมิที่วัดได้ระหว่างการวัด
- $T_{abs\_cal}$  คือ อุณหภูมิที่วัดได้ระหว่างการทำ Absolute Calibration SWWT (Sensitivity change with temperature) : ค่าความไวของสารกึ่งตัวนำในเครื่องวัดรังสีที่มีการเปลี่ยนแปลงเมื่ออุณหภูมิเปลี่ยนไป โดยแนะนำให้ควรใช้ค่าแก้ขณะวัดรังสีเพื่อให้ค่าที่ถูกต้อง
- $Corr_{(i)}$  คือ ค่าแก้เฉพาะของทิศทาง

เมื่อทำการสอบเทียบข้อมูลแล้ว สามารถใช้อุปกรณ์เพื่อประเมินแผนการรักษาโดยใช้ดัชนีแกมมา อุปกรณ์ดังกล่าวมีข้อดีคือสามารถติดตั้งได้ง่ายโดยวางอุปกรณ์ให้ตรงกับจุด Isocenter ดังนั้นหากต้องการประกันคุณภาพก่อนการรักษาสามารถทำการฉายรังสีลงบนอุปกรณ์ได้เหมือนกับการฉายจริง โดยการเก็บและประเมินข้อมูลมีข้อดีคือสามารถรับได้ทันทีและใช้กับหลายแผนการรักษาโดยไม่ต้องเปลี่ยนอุปกรณ์แต่ข้อเสียคือหากมีความผิดพลาดของตำแหน่ง MLC จะไม่สามารถตรวจพบได้ว่ามีความผิดพลาดที่ตำแหน่งใด และเนื่องจากลักษณะไดโอดทั้ง 2 แผ่นที่ตั้งฉากต่อกัน ทำให้การเก็บข้อมูลระหว่างไดโอดต้องใช้วิธี Interpolate

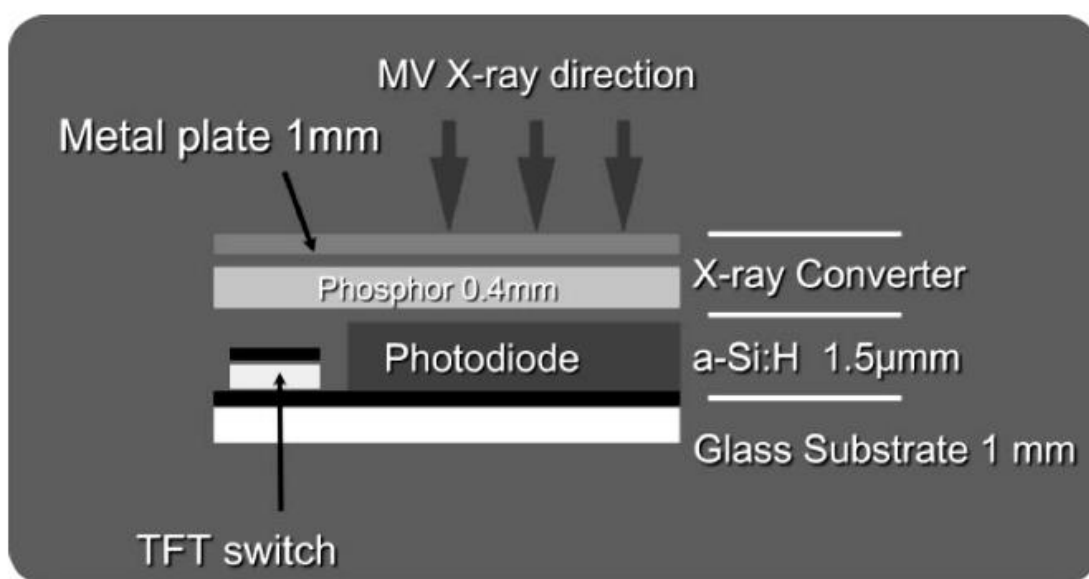
### อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

การตรวจสอบตำแหน่งการรักษาด้วยรังสีโดยใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เป็นวิธีที่ช่วยเพิ่มความแม่นยำในการรักษาด้วยรังสี และช่วยลดความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้น เนื่องจากการจัดท่าคลาดเคลื่อน หรือผู้ป่วยมีรูปร่างที่เปลี่ยนแปลงไป อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ติดตั้งกับเครื่องฉายจึงช่วยลดระยะเวลาในการติดตั้ง และสามารถใช้งานได้ทันที การนำอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มา

ใช้ในการประกันคุณภาพโดยใช้การแปลงค่าความดำที่ได้จากภาพเป็นปริมาณรังสี ที่ส่งข้อมูลจากระบบวางแผนการรักษาไปยังระบบทำงานของเครื่องเร่งอนุภาคและอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์รับข้อมูลปริมาณรังสีโดยตรง ในช่วงปีคริสต์ศักราช 1980 อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่มีส่วนรับภาพระบบฟลูออโรสโคปปีได้ถูกนำมาใช้เพื่อรับภาพที่สร้างจากรังสีพลังงานสูงระดับเมกกะโวลต์ ต่อมาในช่วงปีคริสต์ศักราช 1990 มีการพัฒนาส่วนรับภาพทั้งหมด 2 ระบบ ซึ่งได้รับความนิยมอย่างมาก ระบบแรกคือ Matrix ion chamber ประกอบด้วยอิเล็กโทรดสองส่วน ส่วนแรกเชื่อมต่อกับอิเล็กโทรมิเตอร์ อีกส่วนเชื่อมกับแหล่งกำเนิดความต่างศักย์ไฟฟ้าสูง อิเล็กโทรดทั้งสองวางตั้งฉากต่อกันโดยมีระยะห่างเท่ากับ 0.8 มิลลิเมตร ข้อดีของระบบ Matrix ion chamber คือ อุปกรณ์รับภาพมีขนาดกะทัดรัด และให้ภาพที่มีความถูกต้องไม่มีการบิดเบี้ยว อย่างไรก็ตาม การแตกตัวของประจุไฟฟ้าในไอออนไนเซชันแชนเบอร์เกิดขึ้นซ้ำ และมีการกลับมารวมกันของประจุไฟฟ้าถ้าให้ศักย์ไฟฟ้าไม่เพียงพอ (13) ต่อมาส่วนรับภาพได้รับการพัฒนาอีกระบบคือ Camera-based EPIDs ประกอบด้วยแผ่นโลหะและแผ่นฟอสฟอรัสที่มีสารประกอบของ Gadolinium oxysulfide ( $Gd_2O_2S$ ) การรับข้อมูลภาพใช้กล้องทำมุม 45 องศากับกระจกสะท้อนแสง เมื่อได้รับรังสีอิเล็กตรอนพลังงานสูงจะถูกสร้างจากแผ่นโลหะ หลังจากนั้นแผ่นฟอสฟอรัสจะเปลี่ยนให้กลายเป็นแสง และกล้องรับภาพจะเปลี่ยนแสงให้กลายเป็นสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์ ระบบนี้มีข้อจำกัดคือประสิทธิภาพในการเก็บแสงเพียงร้อยละ 0.01 – 0.1 ทำให้ไม่สามารถเก็บสัญญาณที่ได้จากเอกซเรย์ได้อย่างถูกต้อง และเกิดสัญญาณรบกวนภายในระบบของอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ รวมทั้งหากมีรังสีตกกระทบแผ่นโลหะในปริมาณน้อย จะไม่สามารถรับสัญญาณได้ จากปัญหาของประสิทธิภาพในการเก็บสัญญาณแสงทำให้ต้องสร้างเลนส์ภายในกล้องรับภาพที่มีขนาดใหญ่มากขึ้น อย่างไรก็ตามภาพที่ได้ยังคงมีรายละเอียดที่ไม่ชัดเจนคุณภาพของภาพที่ได้ลดลงตามระยะห่างจากจุดศูนย์กลาง นอกจากนี้ ยังเกิดขอบดำบริเวณด้านข้างของภาพ และมีการขยายบริเวณขอบทำให้สัดส่วนไม่ถูกต้อง (14) แม้ว่าอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ทั้งสองระบบข้างต้นจะสามารถตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยได้เมื่อเปรียบเทียบกับการใช้ฟิล์ม แต่คุณภาพของภาพยังไม่เพียงพอ ในปัจจุบันจึงพัฒนาวัสดุจากสารกึ่งตัวนำ เช่น Amorphous selenium นำมาใช้ในทางรังสีวินิจฉัย และ Amorphous silicon (a-Si) ที่วัดปริมาณรังสีพลังงานสูงในทางรังสีรักษา และพัฒนาเป็นส่วนรับภาพอีกระบบเพิ่มเติม

สำหรับการศึกษานี้ใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ รุ่น IVIEWGT ทำมาจาก Amorphous silicon panel รุ่น XRD 1640 AL5 (PerkinElmer Optoelectronics, Fremont, California United States) อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ถูกติดตั้งกับเครื่องเร่งอนุภาคที่มีระยะห่างของแหล่งกำเนิดรังสีถึงส่วนรับสัญญาณเท่ากับ 160 เซนติเมตร ความละเอียดของบริเวณชั้นที่ตอบสนองต่อรังสี (Phosphor screen) เท่ากับ 1024×1024 พิกเซล ระยะห่างของเซนเซอร์เท่ากับ 400 ไมโครเมตร บริเวณรับสัญญาณมีขนาด 409.6×409.6 ตารางมิลลิเมตร ส่วนประกอบของอุปกรณ์รับ

ภาพอิเล็กทรอนิกส์ชั้นบนทำมาจากแผ่นอลูมิเนียมและแผ่นทองแดงทำหน้าที่เป็น Build up material ต่อมาคือชั้นแผ่นเรืองแสงทำจากสารประกอบ  $Gd_2O_2S$  ทำหน้าที่เปลี่ยนรังสีที่เข้ามาตกกระทบให้กลายเป็นแสงที่เรียกว่า Optical photon จากนั้น Photo diode ทำมาจาก Amorphous silicon ทำหน้าที่เปลี่ยนแสงให้กลายเป็นกระแสไฟฟ้าผ่านสวิตช์ TFT ทำให้สามารถส่งสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์ไปยังโปรแกรมรับภาพ (15) ดังภาพ 5



ภาพ 5 ส่วนประกอบของ Amorphous Silicon EPID

ปัจจุบันอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มีความสามารถในการวัดปริมาณรังสีโดยไม่ต้องสอบเทียบค่าก่อนการใช้งาน โดยวิธีการที่ใช้มีสองแบบคือ สอบเทียบค่าความดำจาก Pixel value ให้กลายเป็นปริมาณรังสี หรือการจำลองเพื่อให้ได้ค่าความดำจาก Pixel value

### 1. การสอบเทียบค่าความดำจาก Pixel value

วิธีนี้ทำการเปรียบเทียบค่าโดยตรงจากการเปลี่ยนค่าความดำของภาพที่ได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ให้เป็นปริมาณรังสี กล่าวคือสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ถูกสอบเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้จากไอออนไนเซชันแชมเบอร์ในน้ำ หรือในหุ่นจำลองขนาดเล็ก หรือฟิล์มชนิดกราฟโครมิก ข้อดีคือได้ผลที่เป็นอิสระจากอุปกรณ์นับวัดชนิดต่าง ๆ อย่างไรก็ตามวิธีการนี้จำเป็นต้องทำการตรวจสอบอุปกรณ์ที่นำมาสอบเทียบและกำหนดปัจจัยที่เกี่ยวข้องให้สอดคล้องกับเงื่อนไขที่ใช้ทางคลินิก เช่น ปริมาณรังสีและอัตราปริมาณรังสี

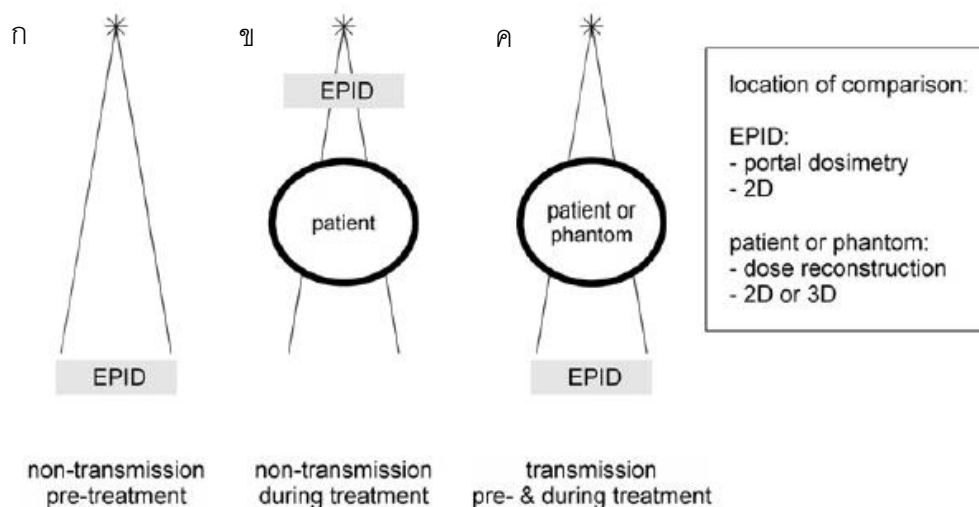
## 2. การจำลองเพื่อให้ได้ค่าความดำจาก Pixel value

วิธีการนี้เป็นการจำลองการตอบสนองของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เมื่อมีรังสีมาตกกระทบ ส่วนมากทำการจำลองโดยใช้มอนติคาโล และจำเป็นต้องใช้รายละเอียดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เพื่อจำลองให้มีความถูกต้องที่สุด ข้อดีคือถ้าใส่ข้อมูลได้ละเอียดและถูกต้อง การตรวจสอบสามารถทำกับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ได้โดยตรง แต่ข้อเสียคือไม่สามารถเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างการจำลองกับปริมาณรังสีที่วัดจริงได้โดยตรง สำหรับการตรวจสอบปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับเมื่อแบ่งลักษณะการตรวจสอบตามระยะเวลาทำการรักษาสามารถทำได้ 2 วิธีคือ วัดปริมาณรังสีก่อนรักษา (Pre-treatment verification) เป็นวิธีการประกันคุณภาพแผนการรักษาก่อนฉายจริงโดยการส่งแผนการรักษาจริงเข้าสู่เครื่องเร่งอนุภาค และเก็บข้อมูลปริมาณรังสีที่ได้เปรียบเทียบกับแผนการรักษา จากนั้นประเมินผลข้อมูลเกี่ยวกับปริมาณรังสีและการกระจายตัวของปริมาณรังสี เพื่อหาค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างกับผลที่คาดไว้ (Predicted dose) สำหรับอีกวิธีหนึ่งคือวัดปริมาณรังสีระหว่างการรักษา (Treatment verification) เป็นการเก็บข้อมูลของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับระหว่างการฉาย ซึ่งข้อมูลที่ได้จะเปรียบเทียบกับแผนการรักษา นอกจากนี้ วิธีวัดปริมาณรังสียังสามารถแบ่งตามตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสี และตำแหน่งลำรังสีที่ผ่านตัวกลางและที่ถูกดูดกลืนรังสีไว้ สำหรับการวัดปริมาณรังสีโดยใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มีรูปแบบต่าง ๆ (16) ดังนี้

Non-transmission pre-treatment dosimetry เป็นการจำกัดความของปริมาณรังสีในอุปกรณ์นับวัดที่เดินทางจากแหล่งกำเนิดถึงอุปกรณ์โดยไม่ถูกดูดกลืนในตัวกลาง ข้อมูลที่ได้จะนำไปเปรียบเทียบกับ Predicted dose หรือปริมาณรังสีในน้ำ นิยมเรียกว่า Portal dosimetry ดังภาพ 6ก

Non-transmission treatment dosimetry เป็นการวัดรังสีโดยให้อุปกรณ์นับวัดอยู่ระหว่างแหล่งกำเนิดและผู้ป่วยระหว่างทำการรักษา นิยมติดตั้งอุปกรณ์ให้อยู่บริเวณหัวเครื่องเร่งอนุภาค ดังภาพ 6ข

Transmission treatment dosimetry เป็นการเก็บข้อมูลของปริมาณรังสีที่ผ่านตัวกลางก่อนตกกระทบในอุปกรณ์นับวัด ซึ่งการคำนวณปริมาณรังสีในผู้ป่วยจึงต้องใช้วิธี Back projection เพื่อเปลี่ยนข้อมูลภาพเป็นพลังงานโดยอาศัยอัลกอริทึม ร่วมกับแผนการรักษาและภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของผู้ป่วย ดังภาพ 6ค



ภาพ 6 การวัดรังสีโดยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในรูปแบบต่าง ๆ

### โปรแกรม PerFraction

ปัจจุบันมีการผลิตโปรแกรมวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งใช้ข้อมูลในการคำนวณ และการแสดงผลที่แตกต่างกันในแต่ละบริษัท ดังนั้นก่อนการใช้งานต้องทำการตรวจสอบความถูกต้องของโปรแกรม ซึ่งในงานวิจัยนี้ผู้วิจัยได้ทำการทดสอบโปรแกรมสำหรับการวัดปริมาณรังสีโดยใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ผลิตโดยบริษัท SunNuclear เมื่อส่งข้อมูลเข้าไปยังโปรแกรมส่วนแรกมีการคำนวณปริมาณรังสี (DoseCheck) ใช้อัลกอริทึม Superposition/Convolution (CS) สามารถคำนวณปริมาณรังสีเบื้องต้นจากข้อมูลก่อนการวัดจริงคล้ายกับโปรแกรมวางแผนการรักษา โดยแสดงผลปริมาณรังสีแบบ Absolute จากนั้นเมื่อได้รับข้อมูลจากการวัดจริงจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์โดยไม่มีผ่านตัวกลางโปรแกรมจะมีการคำนวณเพื่อใช้ในการประกันคุณภาพก่อนการรักษา (Fraction 0) ในขั้นตอนนี้สามารถแสดงผลการวัดปริมาณรังสีได้ทั้งแบบ Absolute และ Relative ในครั้งต่อไปหากมีผู้ป่วยโปรแกรมจะสามารถตรวจจับความผิดพลาดระหว่างการรักษาด้วยรังสี (Fraction N) รองรับเทคนิค 3D, IMRT และ VMAT การทำงานของโปรแกรมมีระบบปฏิบัติงานส่วนกลางสำหรับเก็บและควบคุมข้อมูล เมื่อต้องการใช้งานสามารถเรียกใช้โดยวิธี Web browser-base สามารถใช้ร่วมกับเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian และ Elekta โดยรายละเอียดของโปรแกรมสามารถแบ่งตามหัวข้อดังนี้

## 1. วิธีการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับโปรแกรม PerFraction

ข้อมูลพื้นที่ลำรังสีและปริมาณรังสีสำหรับการสอบเทียบปริมาณรังสีในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ถูกกำหนดโดยผู้ผลิตโปรแกรมเพื่อสร้างต้นแบบการคำนวณปริมาณรังสี ดังภาพ 7 ข้อมูลปริมาณรังสีที่ใช้อ้างอิงเป็นข้อมูลจำเพาะของเครื่องฉายและพลังงานของโฟตอนที่ใช้ ที่สอบเทียบจากการนับวัดรังสีบริเวณกลางลำรังสีในหุ่นจำลองน้ำ สำหรับการวัดปริมาณรังสีสมบูรณ์ ระยะจากจุดกำเนิดรังสีถึงผิวหนัง (Source to surface distance หรือ SSD) เท่ากับ 100 เซนติเมตร พื้นที่ลำรังสีขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร ความลึกเท่ากับ 10 เซนติเมตร กำหนดค่า 100 Monitor unit (MU) ข้อมูลที่วัดได้ต้องมีความแตกต่างกับโปรแกรมวางแผนการรักษาไม่เกินร้อยละ 0.5 นอกจากนี้ มีข้อมูลที่ต้องใช้ในการสร้างฐานข้อมูลของโปรแกรมอื่น ๆ ได้แก่

- แผนการรักษาของพื้นที่ลำรังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด 2×2, 5×5, 10×10 และ 40×40 ตารางเซนติเมตร จำนวนที่ความลึก 10 เซนติเมตร กำหนดค่าเท่ากับ 100 MU
- ข้อมูลของ Hounsfield unit (HU) และ Relative electron density (RED) ซึ่งได้จากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยแฟนทอมชนิด CATPhan phantom โดยแยกโปรโตคอลตามแต่ละส่วนของร่างกาย
- ข้อมูลแผนการรักษา 3D, IMRT และ VMAT โดยกำหนด Dose grid ที่ใช้ต้องไม่น้อยกว่า 1.5×1.5×1.5 ลูกบาศก์มิลลิเมตร ไม่มีการใช้ Physical wedge หรือ Block
- ในระบบวางแผนการรักษาที่มีพื้นฐานมาจากมอนติคาโลจะต้องมีความไม่แน่นอนของการคำนวณปริมาณรังสีน้อยกว่าร้อยละ 1 (17)

**SUN NUCLEAR corporation**  
Your Most Valuable QA & Dosimetry Tools

Institution Name:			
Contact Name:		E-mail:	
TPS Model	Version		

LINAC Name:		
LINAC MFG:	Model:	MLC:

(+) Add LINAC (-) Remove LINAC

		Included Plans for Dose Calculations to be Completed							
		Open Field Plans					Patient Plans		
	Photon Energy	Reference Dose (cGy)	2x2	5x5	10x10	40x40	Other	Plan 1	Plan 2
+	-		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
+	-		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Comments:

ภาพ 7 ตัวอย่างตารางสำหรับเก็บข้อมูลปริมาณรังสีและตัวอย่างแผนการรักษา เพื่อทำการ Beam modeling จากบริษัท Sun nuclear

## 2. สมการที่ใช้คำนวณปริมาณรังสี

โปรแกรม PerFraction รุ่นที่ 2.0 ใช้อัลกอริทึม Superposition/Convolution (CS) ในการคำนวณปริมาณรังสี ประกอบด้วย 3 ขั้นตอน

2.1 การคำนวณ Fluence คือ การคำนวณปริมาณรังสีที่เคลื่อนที่ในหัวเครื่องเร่งอนุภาค

2.2 การคำนวณ Total energy released per unit mass (TERMA) คือการคำนวณปริมาณรังสีเมื่อออกจากหัวเครื่องเร่งอนุภาคแล้วเกิดอันตรกิริยากับตัวกลาง ดังสมการที่ 6

$$T_{E(r)} = \frac{\mu_E(r)}{\rho(r)} \sum_{S \in \text{primary, extrafoc}} \frac{\|r_0 - s\|^2}{\|r - s\|^2} \Psi_{S,E(r_0)} \exp[-\int_0^{\|r-s\|} \mu_{E(s+P(r-s)t)} dt] \quad (6)$$

เมื่อ

$\mu_E(r)$  คือ สัมประสิทธิ์การลดทอนเชิงมวลของโฟตอนพลังงาน E ที่จุด r ( $\text{cm}^{-1}$ )

$\rho(r)$  คือ ความหนาแน่นของวัตถุที่จุด r ( $\text{g/cm}^3$ )

$\Psi_{S,E(r_0)}$  คือ พลังงานฟลูเอนซ์ของโฟตอนจากแหล่งกำเนิดรังสี S กับ E ที่จุด  $r_0$  ( $\text{MeV/cm}^2$ )

$T_{E(r)}$  คือ พลังงานทั้งหมดเมื่อถ่ายเทให้กับวัตถุ (Total energy release per unit mass: TERMA) ของโฟตอนพลังงาน E ที่จุด r ( $\text{MeV/G}$ )

$r_0$  คือ ตำแหน่งอ้างอิงเมื่อฟลูเอนซ์ออกจากตำแหน่ง r แล้วตกตั้งฉากต่อระนาบอ้างอิง

s คือ ตำแหน่งของแหล่งกำเนิดรังสี S

$P_{(v)}$  คือ  $\frac{v}{\|x\|}$  หน่วยของเวกเตอร์เมื่อมีการตกกระทบ projection operator

## 3. การคำนวณ Superposition

เมื่อรังสีเดินทางเข้าไปยังตัวกลางที่เป็นผู้ป่วยจะเกิดอันตรกิริยากับเนื้อเยื่อในหลาย ๆ ครั้ง ดังนั้นการคำนวณปริมาณรังสีจึงต้องรวมการเกิดอันตรกิริยาทั้งหมด ดังสมการที่ 7

$$D(r) = \int_0^\infty \int_{4\pi} \sum_E T_E(r') K_E(t, \omega \cdot P(r' - s)) d\omega dt \quad (7)$$

เมื่อ

$D(r)$  คือ ปริมาณรังสีที่จุด r ( $\text{MeV/g}$ )



$K_{E(t,\omega)}$  คือ การคำนวณทุกๆการปล่อยพลังงานออกมาระหว่างทางเมื่อ

$$2\pi \int_0^\infty \int_{-1}^1 K_{E(t,\omega)} d\omega dt = 1 \text{ Kernel } (K_E) \text{ จาก Kernel รูปปร่างกลม}$$

$\omega$  คือ ทิศทางของเวกเตอร์บนรูปทรงจำลองทรงกลม

$t$  คือ ระยะทางเมื่อมีการปลดปล่อยและมีการสะสมพลังงาน (cm)

$r_0$  คือ ตำแหน่งของ  $r$  แล้วตกตั้งฉากต่อระนาบอ้างอิง

$r'$  คือ  $r - t\omega$  ตำแหน่งเริ่มต้นเมื่อมีการปลดปล่อยพลังงาน

#### 4. ประมาณการเกิดอันตรกิริยาด้วย Collapsed cone

เนื่องจากทิศทางการเกิดอันตรกิริยาจากอนุภาคมีจำนวนมาก จำเป็นต้องลดความซับซ้อนของทิศทางโดยการรวมโมเดลของอันตรกิริยาจากสมการที่ 5 ให้กลายเป็นดังสมการที่ 8

$$D(r) = \int_0^\infty \sum_{E,i} T_{E(r-t\omega_i)} K_{E,i}(t) dt \quad (8)$$

เมื่อ

$D(r)$  คือ ปริมาณรังสีที่จุด  $r$  (MeV/g)

$K_{E,i}(t)dt$  คือ Kernel ในทิศทาง  $\omega_i$  เมื่อคำนวณพลังงานจลน์ที่ปล่อยออกมาระหว่างทางเฉพาะเส้นตรง

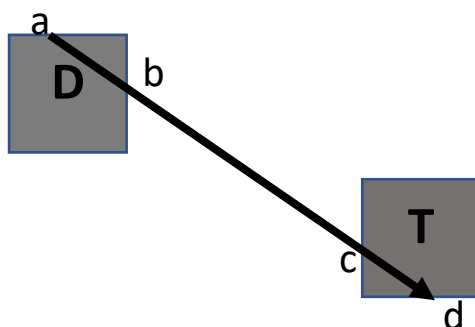
#### 5. Cumulative-cumulative kernel (CCK)

จากสมการ 7 มีการคำนวณปริมาณรังสีปฐมภูมิ (Primary photon) จากจุด  $r$  แต่ในทางปฏิบัติจำเป็นต้องรวมปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการถ่ายเทพลังงานทั้ง Primary photon และรังสีทุติยภูมิ (Secondary photon) เพื่อให้ได้ปริมาณรังสีที่ถูกต้องทั้ง Voxel ตามระยะทางที่เกิดอันตรกิริยาทั้งหมดดังภาพ 8 และสามารถ Kernel (K) ดังสมการที่ 9

$$\int_a^b \int_c^d K_{E,i}(x-y) dx dy = \left[ \begin{array}{l} (CCK_{E,i}(d-a) - CCK_{E,i}(d-b)) \\ (CCK_{E,i}(c-a) - CCK_{E,i}(c-b)) \end{array} \right] \quad (9)$$

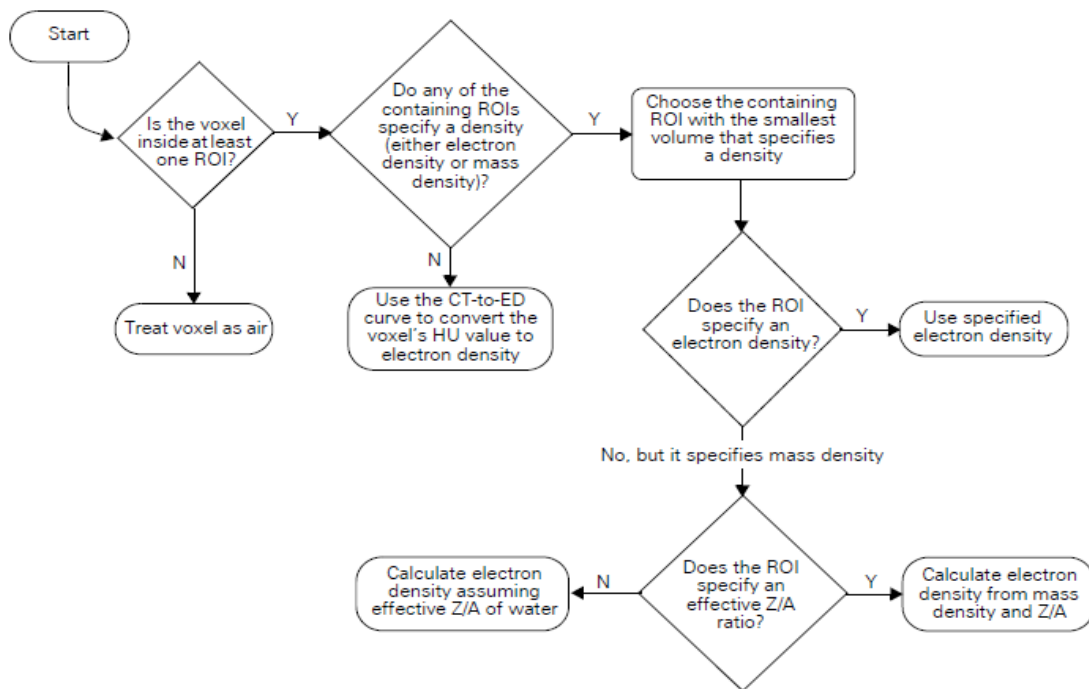
เมื่อ

$CCK_{E,i}(t)$  คือ การคำนวณพลังงานเฉลี่ยเมื่อผ่านตัวกลาง เรียกว่า Cumulative cumulative kernel ที่ระยะ  $t$



ภาพ 8 เส้นทางในการคำนวณพลังงานเฉลี่ยขณะ มีการเคลื่อนที่ของ Primary photon จากจุด a ผ่าน Voxel D ถึงจุด b กลายเป็น Secondary photon เมื่อถึง Voxel T ผ่านจุด c ถึง d

ในการปฏิบัติจริงโปรแกรมต้องพิจารณาข้อมูลอื่นเพื่อใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีซึ่งประกอบด้วย ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ Hounsfield unit และ RT structure โดยมีขั้นตอนจากการพิจารณาเพื่อแยกระหว่างอากาศและร่างกายจากการเลือก voxel ใน Region of interest (ROI) หลังจากนั้นจึงเลือกกราฟ CT to Electron density (ED) ให้เหมาะสมกับข้อมูลภาพ หากไม่สามารถหากราฟ CT to ED ที่เหมาะสมได้จะมีการคำนวณหาอัตราส่วนระหว่าง Atomic number เทียบกับ Atomic mass ( $Z/A$ ) (18) ดังภาพ 9



ภาพ 9 ขั้นตอนพิจารณาข้อมูลจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการหาค่า Hounsfield ที่เหมาะเพื่อคำนวณปริมาณรังสีในโปรแกรม PerFraction

ดังนั้นการคำนวณปริมาณรังสีของโปรแกรม PerFraction จากข้อมูลการฉายรังสี จำเป็นต้องใช้ข้อมูลจากการสอบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ซึ่งได้จากชุดข้อมูลที่บริษัท กำหนด (Calibration matrix) และภาพจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการปล่อยรังสี (EPID response) ดังสมการที่ 10

$$\text{Absolute dose} = \text{Calibration matrix} (P, \text{ESF}, P_{\text{ratio}}) \times \text{EPID response} \quad (10)$$

เมื่อ

P คือ Pixel response เป็นค่าแก๊ที่เกิดจากการหาสัดส่วนระหว่างสัญญาณที่เกิดเมื่อได้รับปริมาณรังสีกับการตอบสนองของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์แต่ละพิกเซล

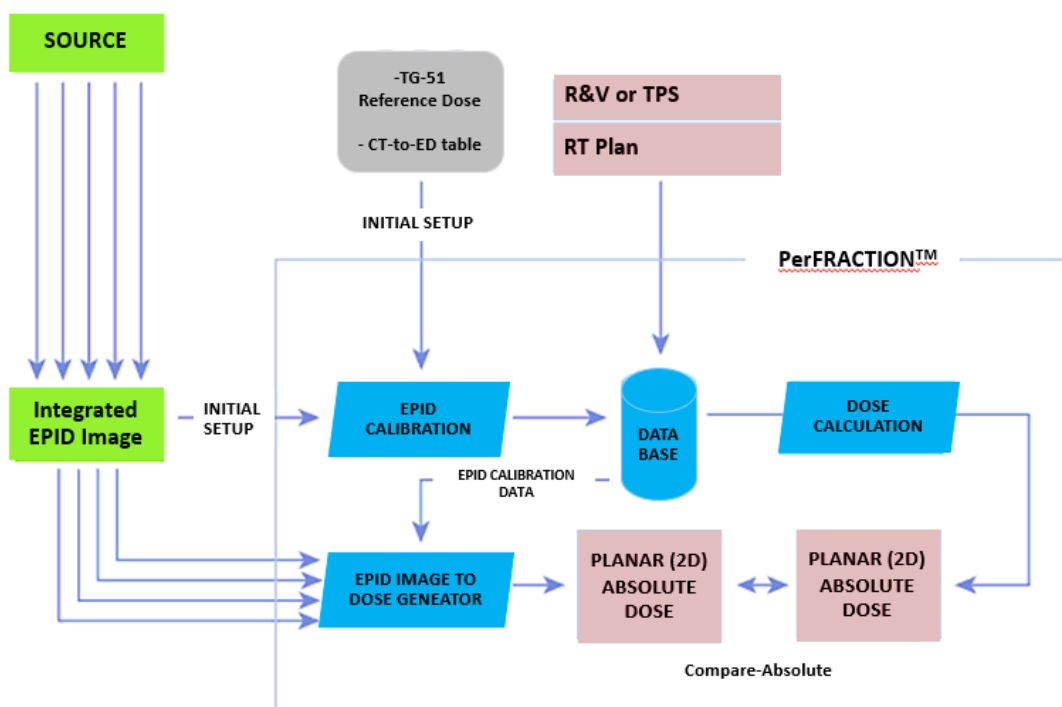
ESP คือ Effective field size

$P_{\text{ratio}}$  คือ Primary signal ratio ค่าแก๊ที่เกิดจากการหาสัดส่วนของการตอบสนองต่อรังสีของสัญญาณที่ได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในขนาดที่ต่างกัน

EPID response คือ ภาพจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้จากการปล่อยรังสี

### 3. ระบบการทำงานของโปรแกรม PerFraction

วิธีการตรวจสอบแผนการรักษาเริ่มจากการส่งข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ แผนการรักษา ข้อมูลปริมาณรังสี เช่น ปริมาณรังสี อัตราปริมาณรังสี การเคลื่อนที่ของ Gantry และ MLC ข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และข้อมูลโครงสร้างอื่น ๆ เช่น ขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียง เข้าสู่โปรแกรม PerFraction เพื่อสร้างฐานข้อมูลของแผนการรักษาใหม่ในโปรแกรม แผนการรักษาเดียวกันจะถูกส่งไปยังระบบ Record and verify (R&V) เพื่อควบคุมเครื่องเร่งอนุภาค ในการรักษาด้วยรังสี เมื่อรังสีตกกระทบบนอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ข้อมูลภาพจะถูกเก็บในรูปแบบ Cine mode และส่งไปยังส่วนกลางที่ควบคุมโปรแกรมโดยอัตโนมัติ EPID image และ Log file ข้อมูลทั้งหมดจะถูกนำมาใช้ร่วมกัน เพื่อบ่งบอกช่วงเวลารับภาพให้สอดคล้องกับการเคลื่อนที่ของ MLC ซึ่งข้อมูลที่ส่งมาจากระบบวางแผนการรักษาจะถูกประเมินผลเพื่อเป็นปริมาณรังสีที่คาดการณ์ไว้ในโปรแกรม และนำไปเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จริง สำหรับการตรวจจับตำแหน่งของ MLC ในแต่ละช่วงเวลาใช้อัลกอริทึมสำหรับตรวจจับขอบในภาพ (Edge detection algorithm) ตำแหน่งของการหมุนต่อ Control point ได้แก่ fractional monitor unit, gantry angle เป็นต้น จะถูกกำหนดโดยใช้ข้อมูล Log file การประเมินผลส่วนมากนิยมใช้วิธีการเปรียบเทียบกับแผนการรักษาโดยใช้เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างหรือดัชนีแกมมา หากผลการประเมินเกินกว่าค่าที่ตั้งไว้ ระบบจะทำการส่งข้อมูลไปให้ผู้ใช้ทันที (19) ดังภาพ 10 และพบว่าโปรแกรม PerFraction มีข้อดีคือสามารถเก็บข้อมูลได้ง่ายและรวดเร็วเนื่องจากอุปกรณ์วัดรังสีอยู่ตรงข้ามต่อหัวเครื่องฉายรังสี โดยลักษณะของอุปกรณ์ที่หมุนตาม Gantry ตลอดการฉายทำให้การเก็บข้อมูลมีความแม่นยำและนอกจากนี้ความละเอียดของอุปกรณ์ช่วยให้การเก็บข้อมูลได้ดีมากขึ้น ทั้งนี้โปรแกรมสามารถประเมินปริมาณรังสีได้ตามที่ผู้ใช้ต้องการจึงทำให้มีความสะดวกในการใช้งาน โดยข้อเสียที่พบคือการรับและประเมินข้อมูลใช้เวลานาน ทำให้ไม่สามารถอ่านผลการประเมินได้ทันที และหากเกิดความผิดพลาดระหว่างการเก็บข้อมูลที่ส่งผลให้เครื่องฉายหยุดการทำงานจะต้องทำการเก็บข้อมูลใหม่ทั้งหมด ซึ่งทำให้เพิ่มเวลาในการเก็บข้อมูล ทั้งนี้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ต้องมีการประกันคุณภาพอย่างสม่ำเสมอเพื่อให้การใช้งานเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ



ภาพ 10 ระบบการทำงานของโปรแกรม PerFraction

### งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปีคริสต์ศักราช 2018 Sara Bresciani et al. (20) ศึกษาคุณลักษณะของโปรแกรมวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่มีเทคนิคการคำนวณต่างกันของสองโปรแกรม คือ PDIP™ ซึ่งเป็นการคำนวณปริมาณรังสีแบบสองมิติ และ PerFraction ซึ่งเป็นการคำนวณปริมาณรังสีแบบสามมิติด้วยอัลกอริทึม Superposition/convolution และ GPU โดยใช้เครื่องเร่งอนุภาคพลังงานสูง ยี่ห้อ Varian รุ่น Truebeam กับอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ รุ่น aS1000 ทำการประเมินความสามารถของโปรแกรมโดยให้ข้อผิดพลาดคือ การเพิ่มอัตราปริมาณรังสี (ร้อยละ 1,2 และ 5) การขยับตำแหน่งของ MLC ตำแหน่งของแพนทอมที่เลื่อนไปด้านหน้า (2.5, 5,8,10 และ 11 มิลลิเมตร) และการวาง Bolus บนแพนทอมส่วนนอกความหนา 1.25 และ 2.5 เซนติเมตร โดยใช้ดัชนีแกมมาในการประเมินกำหนดเกณฑ์ร้อยละ 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตร จากนั้นตรวจสอบการประกันคุณภาพก่อนการรักษาของโปรแกรม PerFraction โดยใช้แผนการรักษาของผู้ป่วยด้วยเทคนิครับความเข้มหมุนรอบตัวทั้งหมด 27 ราย โดยหาค่าร้อยละความแตกต่างระหว่างแผนการรักษากับโปรแกรมในการประเมินผล ผลการศึกษาพบว่าความไวของ 3D projection สูงกว่า 2D portal dosimetry เล็กน้อย คือ 0.9 และค่าความจำเพาะเท่ากับ 1 และ 0.6 สำหรับ PerFraction และ

PDIP รวมทั้งความสามารถของอัลกอริทึมเพื่อการประมวลผลในการประกันคุณภาพก่อนการรักษาไม่มีความแตกต่างกัน

ปีคริสต์ศักราช 2018 Saeed Ahmed et al. (21) ศึกษาวิธีการตรวจสอบปริมาณรังสีในหลากหลายวิธีเพื่อทำการประกันคุณภาพก่อนการรักษาในแผนการรักษาด้วยเทคนิค Stereotactic radiosurgery (SRS) และ VMAT ในมะเร็งที่มีขนาดตั้งแต่ 0.8-3.6 เซนติเมตร โดยวิธีการตรวจสอบแรกทำการรักษาด้วยรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาค Truebeam บนแผนทอมซึ่งบรรจุอุปกรณ์วัดรังสีภายใน ข้อมูลการวัดโดยไอออนไนเซชันแชนเบอร์ขนาด 0.06 ลูกบาศก์เซนติเมตรตามเงื่อนไขมาตรฐานจะถูกนำไปใช้ในการสอบเทียบกับฟิล์มกราฟโครมิก และค่าที่อ่านได้จากในแผนทอมจะนำไปเปรียบเทียบกับโปรแกรมวางแผนการรักษา เพื่อยืนยันปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ ในแต่ละจุดเทียบกับฟิล์ม การทดสอบแบบ 2 มิติ ใช้ฟิล์มกราฟโครมิกประเมินโดยใช้ดัชนีแกมมาที่เกณฑ์ร้อยละ 3 ในระยะ 1 มิลลิเมตร ต่อมาทำการตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีเมื่อส่งข้อมูลจากระบบวางแผนการรักษาเข้าไปยังโปรแกรม PerFraction เปรียบเทียบกับข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์วัดรังสีและข้อมูลในระบบวางแผนการรักษา ผลการศึกษาพบว่าการทดสอบแบบ 1 มิติมีความแตกต่างน้อยกว่าร้อยละ 3 นอกจากนี้ผลของ PerFraction และฟิล์มที่มีค่าเฉลี่ยของดัชนีแกมมาเท่ากับร้อยละ  $99.2 \pm 1.1$  สรุปผลการศึกษาได้ว่าอุปกรณ์และวิธีการที่ใช้สามารถนำไปใช้จริงในการประกันคุณภาพก่อนการรักษา ซึ่งการเลือกวิธีการและอุปกรณ์ใดจำเป็นต้องเข้าใจคุณลักษณะเพื่อนำไปใช้ในทางคลินิกได้อย่างเหมาะสม

ปีคริสต์ศักราช 2019 Aziz Sait et al. (22) ศึกษาการวัดปริมาณรังสีในร่างกาย (*In vivo*) ผ่านโปรแกรม PerFraction โดยใช้อุปกรณ์วัดรังสีสามชนิดคือ ไอออนไนเซชันแชนเบอร์ปริมาตร 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์แมพเช็ค และโปรแกรม PerFraction เพื่อทดสอบปริมาณรังสีจากแผนการรักษาแม่รังสีต่อมลูกหมาก การวัดปริมาณรังสีแบบหนึ่งมิติทำบริเวณกึ่งกลางลำรังสี และแบบสองมิติทำการวัดเมื่อมีการขยับแผนการรักษาไปในด้านซ้าย-ขวา และบน-ล่าง เทียบกับผลการวัดเมื่อไม่ทำการขยับ โดยใช้แผนทอมทำจากวัสดุที่มีความหนาแน่นต่างกัน เป็นตัวแทนของผู้ป่วย ผลการศึกษาพบว่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดได้จากไอออนไนเซชันแชนเบอร์ และโปรแกรม PerFraction เท่ากับ  $+0.002$  Gy ( $p = 0.75$  ความเชื่อมั่นร้อยละ 95) สำหรับความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดได้จากไดโอดอาเรย์แมพเช็ค และโปรแกรม PerFraction เท่ากับ  $+0.00126$  Gy ที่มีช่วงระหว่าง  $-0.00090$  Gy ถึง  $+0.00342$  Gy ( $p = 0.25$  ความเชื่อมั่นร้อยละ 95) ซึ่งความแตกต่างของปริมาณรังสีทั้งสองแบบไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) นอกจากนี้การวิเคราะห์ผลโดยใช้ดัชนีแกมมาโดยการขยับแผนทอมที่ไปยังตำแหน่งต่าง ๆ พบว่าผลจากโปรแกรม PerFraction มีค่าต่างจากที่วัดได้เมื่อเทียบกับบริเวณจุดหมุนร่วมรักษาร้อย

ละ 5-13 ดังนั้นจึงสรุปผลการศึกษาว่าโปรแกรม PerFraction สามารถใช้ในทางคลินิกได้ทั้งด้านประกันคุณภาพ และการวัดปริมาณรังสีระหว่างการรักษาด้วยรังสี

ปีคริสต์ศักราช 2020 Amarjit Saini et al. (23) ตรวจสอบการทำงานของโปรแกรมวางแผนการรักษาด้วยรังสีโฟตอน RayStation 9B และโปรแกรมประกันคุณภาพก่อนการรักษา PerFraction ในเครื่องเร่งอนุภาค Halcyon โดยเก็บข้อมูลระบบการให้ปริมาณรังสีและ PDD ของพื้นที่ลำรังสีขนาด  $2 \times 2$ ,  $10 \times 10$  และ  $28 \times 28$  ตารางเซนติเมตร และวัดอัตราปริมาณรังสีจากพื้นที่ลำรังสีขนาดเล็กเท่ากับ  $0.5 \times 0.5$  ตารางเซนติเมตร หลังจากนั้นศึกษาการปรับเปลี่ยนพารามิเตอร์ของ MLC โดยอุปกรณ์วัดรังสีที่ใช้คือไอออไนเซชันแชมเบอร์ปริมาตร 0.125 ลูกบาศก์เซนติเมตร ไดโอดอาร์เรย์อาดเซ็ค และโปรแกรมประกันคุณภาพก่อนการรักษา PerFraction จากนั้นเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบวางแผนการรักษา Eclipse และระบบ RayStation ผลการศึกษา พบว่าปริมาณรังสีจากไอออไนเซชันแชมเบอร์มีค่าเฉลี่ยความผิดพลาดคิดเป็นร้อยละ  $0.0 \pm 1.1$  นอกจากนี้ปริมาณรังสีจากไดโอดอาร์เรย์อาดเซ็คใช้เกณฑ์ค่าดัชนีแกมมาร้อยละ 3 ใน 2 มิลลิเมตร ผลจากการวัดคือร้อยละของค่าเฉลี่ยของดัชนีแกมมาเท่ากับ  $99.0 \pm 0.5$  และเมื่อเปรียบเทียบระบบวางแผนการรักษากับโปรแกรมประกันคุณภาพก่อนการรักษา (PerFraction) ร้อยละของค่าดัชนีแกมมาเฉลี่ย  $98.5 \pm 0.8$  ดังนั้นจึงกล่าวได้ว่าสามารถใช้ระบบวางแผนการรักษาชนิดอื่นกับเครื่องเร่งอนุภาค รุ่น Halcyon

ปีคริสต์ศักราช 2021 Yangguang Ma et al. (24) ศึกษาคุณลักษณะของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ชนิด iViewGT จากงานวิจัยแนะนำให้หลีกเลี่ยงอัตราปริมาณรังสีมากที่สุดเพื่อไม่ให้เกิดผลกระทบจากการอิมตัวและ Ghosting artifact ของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ อย่างไรก็ตามถ้าจำเป็นต้องใช้ควรเว้นระยะเวลามากกว่า 2 นาทีระหว่างการวัดในแต่ละครั้ง นอกจากนี้ศึกษาความสามารถในการวัดปริมาณรังสีซ้ำของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ทั้งแบบระยะสั้นและระยะยาว สามารถประเมินจากการวัดอัตราปริมาณรังสีที่มีร้อยละความแตกต่างของข้อมูลมากที่สุดร้อยละ 0.1 โดยไอออไนเซชันแชมเบอร์ FC65-G ปริมาตร 0.65 ลูกบาศก์เซนติเมตร มีความแตกต่างเพียงร้อยละ 0.03 อีกปัจจัยที่ส่งผลต่อความสามารถในการวัดซ้ำคือ MU ที่ใช้ในการศึกษา โดยถ้าใช้ MU น้อยกว่า 10 ช่วงข้อมูลที่วัดได้จะมีความแตกต่างมากถึงร้อยละ 5 แต่เมื่อเพิ่มค่าเป็น 10-80 MU ค่าความแตกต่างลดลงเหลือร้อยละ 1 และเมื่อใช้ค่ามากกว่า 80 MU ค่าความแตกต่างเหลือเพียงร้อยละ 0.1 ดังนั้น ในทางคลินิกจึงควรใช้ปริมาณรังสีมากกว่า 80 MU เป็นต้นไป อย่างไรก็ตาม ต้องจำกัดไม่ให้อบริเวณส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์ของตัวรับภาพได้รับปริมาณรังสีมากเกินไปโดยไม่จำเป็น

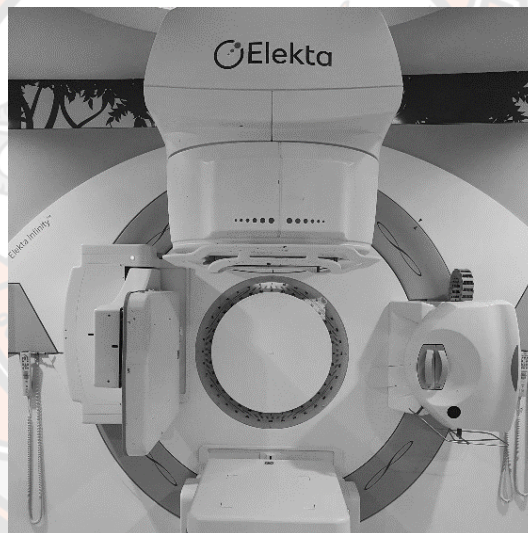
## บทที่ 3

### วิธีดำเนินงานวิจัย

ทำการทดสอบประสิทธิภาพของโปรแกรมคำนวณปริมาณรังสีจากภาพของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์โดยใช้อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีโฟตอน และทดสอบร่วมกับแผนการรักษาในเทคนิคปรับความเข้มหมุนรอบตัว โดยมีอุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย ดังนี้

#### เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

##### 1. เครื่องเร่งอนุภาคพลังงานสูง ยี่ห้อ Elekta รุ่น Infinity



ภาพ 11 เครื่องเร่งอนุภาคพลังงานสูง ยี่ห้อ Elekta รุ่น infinity

เครื่องเร่งอนุภาคพลังงานสูงยี่ห้อ Elekta รุ่น Infinity ดังภาพ 11 ภายในบรรจุ Multileaf collimators ความกว้าง 0.5 เซนติเมตร สามารถเปิดลำรังสีขนาดตั้งแต่ 0.5×0.5 ถึง 40×40 ตารางเซนติเมตร สามารถเร่งอนุภาคเพื่อปล่อยรังสีโฟตอนพลังงาน 6 และ 10 เมกกะโวลต์



## 2. ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW ชนิด Farmer ปริมาตร 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร



ภาพ 12 ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW รุ่น Farmer

ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ยี่ห้อ PTW ชนิด Farmer รุ่น 30013 ดังภาพ 12 หัวนับวัดประกอบด้วยวัสดุ Polymethylmethacrylate (PMMA) หนา 0.335 มิลลิเมตร และแกรไฟต์หนา 0.09 มิลลิเมตร พื้นที่ส่วนวัดรังสีภายในรัศมี 3.05 มิลลิเมตร ความยาว 23 มิลลิเมตร ปริมาตรภายในเท่ากับ 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร เหมาะสำหรับวัดรังสีฟิสิกส์พลังงาน 30 กิโลโวลต์ถึง 50 เมกกะโวลต์ และใช้วัดปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีระหว่าง 5×5 ถึง 40×40 ตารางเซนติเมตร

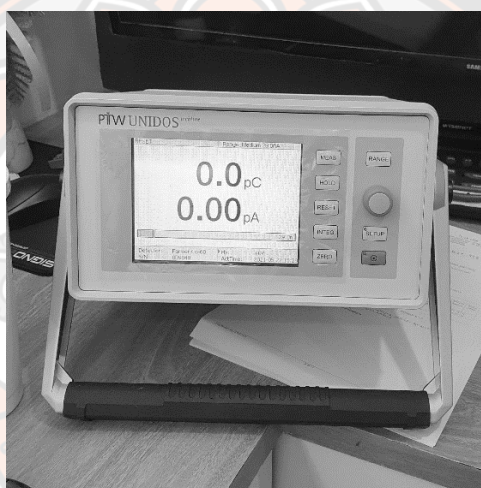
## 3. ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW ชนิด Pinpoint 3D ปริมาตร 0.016 ลูกบาศก์เซนติเมตร



ภาพ 13 ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW ชนิด Pinpoint 3D

ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW ชนิด Pinpoint 3D รุ่น 31022 ดังภาพ 13 หัวนับวัดประกอบด้วย PMMA เป็นวัสดุที่มีความหนาแน่นใกล้เคียงกับน้ำที่มีความหนา 0.57 มิลลิเมตร ความหนาแน่น 1.19 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ภายในบรรจุแกรไฟต์หนา 0.09 มิลลิเมตร ความหนาแน่น 1.85 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร พื้นที่ส่วนวัดรังสีภายในรัศมี 1.45 มิลลิเมตร ความยาว 2.9 มิลลิเมตร ปริมาตรภายในเท่ากับ 0.016 ลูกบาศก์เซนติเมตร เหมาะสำหรับ วัดรังสีจากโคบอลต์ 60 และฟิตอนพลังงานมากที่สุด 25 เมกกะโวลต์ และใช้วัดปริมาณรังสีในพื้นที่ ลำรังสีระหว่าง 2×2 ถึง 40×40 ตารางเซนติเมตร

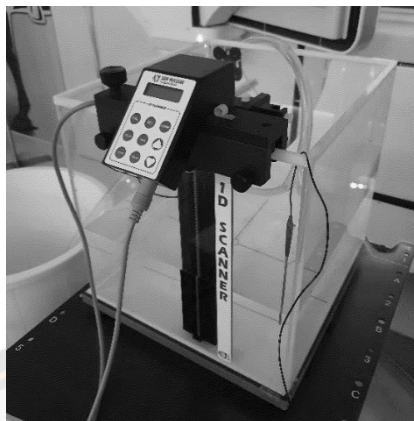
#### 4. อิเล็กโทรมิเตอร์



ภาพ 14 อิเล็กโทรมิเตอร์ ยี่ห้อ PTW รุ่น UNIDOS webline

อิเล็กโทรมิเตอร์ ยี่ห้อ PTW รุ่น UNIDOS webline ดังภาพ 14 สามารถตั้งค่า ศักย์ไฟฟ้าให้กับไอออนไนเซชันแชมเบอร์ตั้งแต่ 0 ถึง  $\pm 400$  โวลต์ โดยวัดประจุได้ทั้งแบบ Integrate และ Interval มีหน้าจอขนาดใหญ่ เพื่อแสดงผลของประจุที่วัดได้ และสามารถตั้งค่าเพื่อจดจำข้อมูล สำคัญของไอออนไนเซชันแชมเบอร์

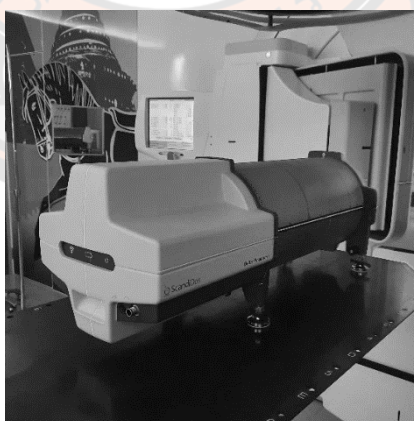
## 5. หุ่นจำลองเทียบเท่าน้ำ (Water phantom)



ภาพ 15 หุ่นจำลองเทียบเท่าน้ำ ยี่ห้อ Sun Nuclear รุ่น 1D Scanner

หุ่นจำลองเทียบเท่าน้ำยี่ห้อ Sun Nuclear รุ่น 1D Scanner ดังภาพ 15 สำหรับวัดปริมาณรังสีสมบูรณ์ 1 มิติ โดยสามารถเคลื่อนหัววัดรังสีในแนวตั้งได้ถึงความลึก 30 เซนติเมตร หน้าจอแสดงผลสามารถตั้งค่าจุดเริ่มต้น และปรับความละเอียดการเคลื่อนที่ตั้งแต่ 0.01-10 เซนติเมตร มีปริมาตรภายในมีความยาว×กว้าง×สูง เท่ากับ 35.0×39.0×36.2 เซนติเมตร ความลึก 35 เซนติเมตร และสามารถบรรจุน้ำ 50 ลิตร

## 6. อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าไฟร์ (Delta4)



ภาพ 16 อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าไฟร์

อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าโฟร์ผลิตโดยบริษัท ScandiDos รุ่น Delta4+ ดังภาพ 16 ทำจากวัสดุ PMMA ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 22 เซนติเมตร ความยาว 40 เซนติเมตร ภายในบรรจุไดโอดชนิด P จำนวน 1096 ตัว โดยระยะห่างของไดโอดบริเวณช่วงกลางของอุปกรณ์จากจุดศูนย์กลางพื้นที่เท่ากับ 6×6 ตารางเซนติเมตร ไดโอดมีระยะห่างเท่ากับ 5 มิลลิเมตร และบริเวณพื้นที่รอบนอกไดโอดมีระยะห่างเท่ากับ 1 เซนติเมตร สามารถวัดปริมาณรังสีสมบูรณ์ ร่วมกับการใช้อุปกรณ์ไอออนไนเซชันแชมเบอร์

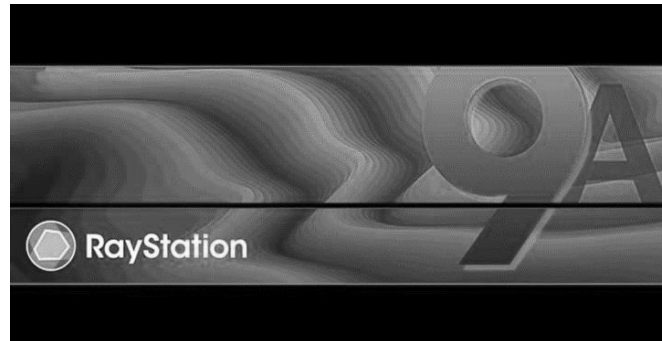
#### 7. อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ELEKTA iViewGT



ภาพ 17 อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ELEKTA iViewGT รุ่น R 3.4

อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ELEKTA iViewGT รุ่น R 3.4 (PerkinElmer Optoelectronics, Fremont, the United States- California) ดังภาพ 17 มีส่วนรับภาพ ขนาด 41×41 ตารางเซนติเมตร ความละเอียด 1024×1024 พิกเซล ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพ เท่ากับ 160 เซนติเมตร

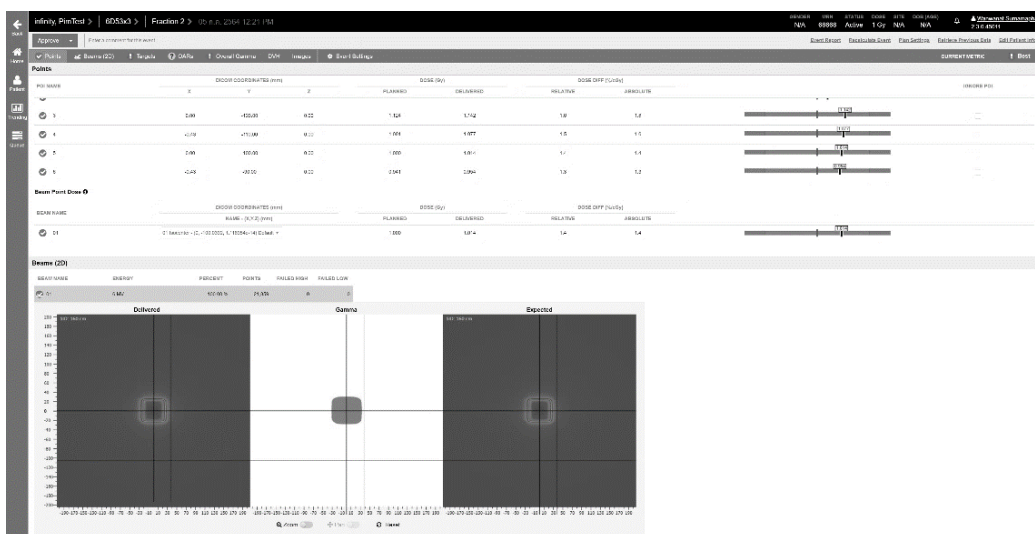
## 8. ระบบวางแผนการรักษา ยี่ห้อ Raystation รุ่น 9A



ภาพ 18 โปรแกรม RayStation รุ่น 9A และหน้าต่างแสดง Dose distribution จากแผนการรักษา

ระบบวางแผนการรักษาผลิตโดยบริษัท Sunnuclear ดังภาพ 18 ใช้อัลกอริทึม Collapsed cone convolution/superposition ในการคำนวณรังสีโฟตอน

## 9. โปรแกรม PerFraction รุ่น 2



ภาพ 19 หน้าต่างโปรแกรม PerFraction

โปรแกรมคำนวณปริมาณรังสีจากภาพของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ PerFraction รุ่น 2 ดังภาพ 20 ใช้อัลกอริทึม Collapsed cone convolution/superposition ในการประเมินข้อมูลปริมาณรังสีเบื้องต้นเทียบกับแผนการรักษา ใช้ Log file และภาพจากอุปกรณ์อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ในขั้นตอนการประเมินข้อมูลจากการฉายรังสี

### การเก็บรวบรวมข้อมูล

ขั้นตอนการเก็บรวบรวมข้อมูลจำเป็นต้องมีการสอบเทียบอุปกรณ์ และโปรแกรมก่อนการทดสอบ โดยแต่ละอุปกรณ์มีขั้นตอนการสอบเทียบ ดังต่อไปนี้

#### การสอบเทียบอุปกรณ์และโปรแกรม

1. ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW ชนิด Farmer

หัววัดรังสี อิเล็กโตรมิเตอร์ และสายส่งสัญญาณมีการสอบเทียบโดยห้องปฏิบัติการระดับ SSDL ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ เพื่อหาค่าแก้ของการวัดรังสีดูดกลืนในน้ำ

2. ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW ชนิด Pinpoint 3D

เนื่องจากหัววัดรังสีชนิดนี้ไม่สามารถสอบเทียบกับกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ดังนั้นจึงต้องทำการสอบเทียบกับไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW ชนิด Farmer เรียกว่า Cross calibration เพื่อหาค่าแก้ของการวัดรังสีดูดกลืนในน้ำ ( $N_{D,w}$ )

3. อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าโฟร์ (Delta4) มีการสอบเทียบอุปกรณ์ 2 ขั้นตอนดังนี้

### 3.1 Reference measurement

ขั้นตอนนี้ทำการวัดปริมาณรังสีภายในอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าโฟร์ โดยใช้ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ชนิด Farmer เป็นอุปกรณ์อ้างอิงโดยมีขั้นตอนดังนี้

3.1.1 ติดตั้งให้วางอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าโฟร์ โดยกึ่งกลางของอุปกรณ์ตรงกับเลเซอร์ในห้องฉายรังสี

3.1.2 บรรจุไอออนไนเซชันแชมเบอร์ในช่องสำหรับอุปกรณ์ Delta4 ช่องนี้อยู่บริเวณกึ่งกลางระหว่างไดโอดอาร์เรย์ทั้งสองที่ตั้งฉากต่อกัน

3.1.3 กำหนดพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ อัตราปริมาณรังสี 600 MU ต่อนาที พื้นที่ลำรังสี 10×10 ตารางเซนติเมตร ที่มุม 0 องศา เพื่อทำการปล่อยรังสีปริมาณ 100 MU ลงบนอุปกรณ์ Delta4

3.1.4 ทำการวัดซ้ำทั้งหมดสามครั้ง อ่านค่าจากไอออนไนเซชันแชมเบอร์ผ่านอิเล็กทรอนิกส์และแก้ค่าเพื่อแปลงประจุเป็นปริมาณรังสีตามเงื่อนไขของ TRS398 และกรอกข้อมูลลงในโปรแกรม Scandidos ดังภาพ 20 ซึ่งใช้สำหรับอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าโฟร์ ทั้งนี้ค่าแก้ของไอออนไนเซชันแชมเบอร์ซึ่งเป็นอุปกรณ์อ้างอิงมาจากการวัดในน้ำที่ความลึก 10 เซนติเมตร ที่ระยะ SSD 100 เซนติเมตร

3.1.5 ทำการวัดปริมาณรังสีจากไอออนไนเซชันแชมเบอร์ที่บรรจุในอุปกรณ์ Delta4 โดยใช้เงื่อนไขเดมิแต่หมุน Gantry ของเครื่องฉายรังสีไปที่ 90 องศา

3.1.6 ทำการเปลี่ยนพื้นที่ลำรังสีเป็น 20×20 ตารางเซนติเมตร และวัดปริมาณรังสีจากทั้งสองมุมเช่นเดิม

3.1.7 สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์จึงการสอบเทียบในพลังงานดังกล่าวโดยใช้เงื่อนไขเช่นเดียวกับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ แต่เปลี่ยนแปลงอัตราปริมาณรังสีเป็น 700 MU ต่อนาที

Reference Measurement

Information

Rectangular Calibration Phantom      Measurements should be done with an ion chamber in the Delta4 calibration phantom or the Phantom+ body phantom. The measured dose will later be used during absolute detector calibrations.

Cylindrical Body Phantom

Enter the reading and all factors.  
Delta4 calculates the dose:  $= M Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0}$

Radiation Device:

Energy	Photon 6 MV	Photon 6 MV	Photon 6 MV	Photon 6 MV	Photon 10 MV	Photon 10 MV	Photon 10 MV	Photon 10 MV
Field Size	10 x10cm	10 x10cm	20 x20cm	20 x20cm	10 x10cm	10 x10cm	20 x20cm	20 x20cm
Gantry Angle	0°	90°	0°	90°	0°	90°	0°	90°
$k_{elec}$	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000	1.0000
$k_{pol}$	0.9955	0.9955	0.9955	0.9955	0.9968	0.9968	0.9968	0.9968
$k_s$	1.0068	1.0068	1.0068	1.0068	1.0051	1.0051	1.0051	1.0051
$N_{D,w,Q_0}$ [Gy/nC]	0.05393	0.05393	0.05393	0.05393	0.05393	0.05393	0.05393	0.05393
$k_{Q,Q_0}$	0.9900	0.9900	0.9900	0.9900	0.9828	0.9828	0.9828	0.9828
$T_{now}$ [°C]								
$T_{calib}$ [°C]	20.00	20.00	20.00	20.00	20.00	20.00	20.00	20.00
$P_{now}$ [kPa]								
$P_{calib}$ [kPa]	101.3250	101.3250	101.3250	101.3250	101.3250	101.3250	101.3250	101.3250
$M$ [nC]								
<b>Dose [Gy]</b>								
Machine Calibration								
Reference Depth	10 cm	10 cm	10 cm	10 cm	10 cm	10 cm	10 cm	10 cm
Reference SSD	100 cm	100 cm	100 cm	100 cm	100 cm	100 cm	100 cm	100 cm
Expected Dose in Delta4								
Calib Phantom [Gy/100MU]	1.4600	1.4600			1.4100	1.4100		

ภาพ 20 การใส่ข้อมูลในขั้นตอน Reference measurement ในโปรแกรม Scandidos

### 3.2 Absolute detector Calibration

ขั้นตอนนี้ต้องการหาค่าเกี่ยวกับการตอบสนองของปริมาณรังสีต่อมูมของไดโอด โดยมีขั้นตอนดังต่อไปนี้

3.2.1 ติดตั้งอุปกรณ์ Delta4 ให้กึ่งกลางของอุปกรณ์ตรงกับเลขเซอร์ ทั้งระยะ SSD จากแหล่งกำเนิดรังสีถึงผิวของอุปกรณ์จะเท่ากับ 800 มิลลิเมตร

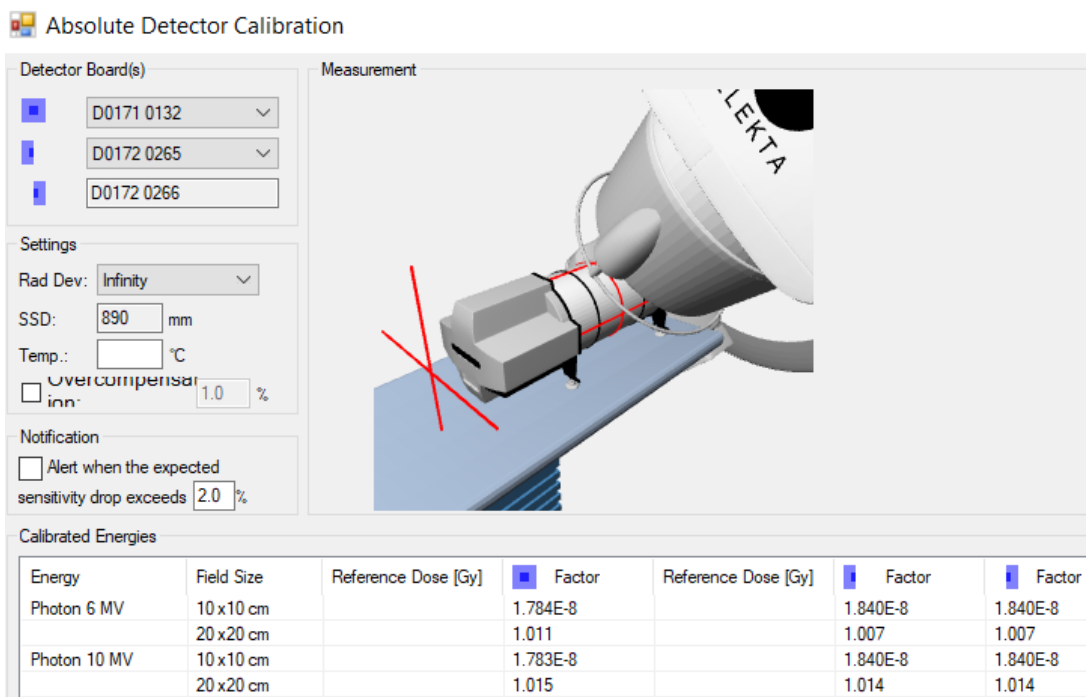
3.2.2 วัดรังสีโดยใช้อุปกรณ์ Delta4 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ ด้วยอัตราปริมาณรังสี 600 MU ต่อนาที ปริมาณ 100 MU ที่ Gantry มุม 45 องศา โดยใช้พื้นที่ลำรังสี 10×10 ตารางเซนติเมตร

3.2.3 ใช้เงื่อนไขเดิมในการวัดตั้งขั้นตอน 3.2.2 แต่เปลี่ยนพื้นที่ลำรังสีเท่ากับ 20×20 ตารางเซนติเมตร

3.2.4 การสอบเทียบในพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ที่ใช้อัตราปริมาณรังสีเท่ากับ 700 MU ต่อนาที และกำหนดเงื่อนไขเช่นเดียวกับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์

3.2.5 ค่าเกี่ยวกับการตอบสนองของปริมาณรังสีต่อมูมจะแสดงในโปรแกรม Scandidos หลังจากได้รับรังสี ดังภาพ 21





ภาพ 21 การใส่ข้อมูลในขั้นตอน Relative Array Calibration ในโปรแกรม Scandidos

#### 4. อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์รุ่น ELEKTA iViewGT

ทางอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์โดยให้กึ่งกลางของอุปกรณ์ตรงกับกึ่งกลางลำรังสี ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพเท่ากับ 160 เซนติเมตร ทำการสอบเทียบร่วมกับโปรแกรม iViewGT ซึ่งติดตั้งมาพร้อมกับเครื่องฉายรังสี Elekta ที่เป็นโปรแกรมเชื่อมต่อกับอุปกรณ์เพื่อรับภาพโดยตรง เลือกใช้โหมด Grain calibration ในการสอบเทียบ ทำการปล่อยรังสีลงบนอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์โดยตรงโดยใช้โหมด Grain calibration เพื่อทดสอบการตอบสนองของอุปกรณ์รับภาพในขณะที่ได้รับรังสี

#### 5. โปรแกรม PerFraction

ทางอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ให้พร้อมใช้โดยกึ่งกลางของอุปกรณ์ตรงกับกึ่งกลางลำรังสี เตรียมข้อมูลสำหรับการสอบเทียบจากโปรแกรม PerFraction ข้อมูลสำหรับการสอบเทียบประกอบด้วยขนาดของพื้นที่ลำรังสีและปริมาณรังสีกำหนดโดยผู้ผลิต ทำการส่งข้อมูลเข้าไปในระบบ Record and verify (RV system) เพื่อควบคุมเครื่องฉายรังสีตามต้องการ ภาพจากการฉายรังสีบนอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์จะถูกส่งกลับมายังโปรแกรม PerFraction และเก็บเป็นฐานข้อมูล ทำเช่นนี้ทั้งพลังงาน 6 และ 10 เมกกะโวลต์ ข้อมูลชุดภาพถ่ายรังสีทั้งหมดถูกประเมินตาม AAPM Task Group 119 โดยใช้ดัชนีแกมมาที่ร้อยละความแตกต่างไม่เกิน 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตร ค่าแกมมาน้อย

กว่า 1 โดยค่าแกมมาเฉลี่ยของภาพทั้งหมดจะต้องผ่านร้อยละ 95 จึงสามารถนำไปใช้พื้นฐานข้อมูล สำหรับการแปลงค่าแก้เป็นปริมาณรังสี

### การทดสอบโปรแกรม PerFraction

ข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบประกอบด้วยพื้นที่ลำรังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัส และแผนการรักษาของผู้ป่วยจำนวน 20 ราย การคำนวณปริมาณรังสีทั้งสองทำผ่านระบบวางแผนการรักษา Raystation รุ่น 9A ในการทดสอบพื้นที่ลำรังสีสี่เหลี่ยมคำนวณจากการสร้างหุ่นจำลองในระบบวางแผนการรักษา ความยาว×กว้าง×สูง เท่ากับ 30×30×30 ลูกบาศก์เซนติเมตร กำหนดค่า CT number ให้มีค่าเท่ากับ 1 และคำนวณปริมาณรังสีโดยกำหนด Point of interest ของแต่ละความลึก ให้ปริมาณรังสีเท่ากับ 100 cGy การทดสอบโปรแกรมแบ่งเป็น 3 ขั้นตอน โดยจะมีการวัดปริมาณรังสีในขั้นตอนที่ 1 และ 2 แล้วจึงทำการประเมินให้ได้ตามมาตรฐานก่อนเริ่มขั้นตอนที่ 3 ต่อไป

#### 1. ทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ

##### 1.1 ทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติโดยใช้ไอออนไนเซชันแชมเบอร์

1.1.1 ตรวจสอบอัตราปริมาณรังสีของเครื่องฉายก่อนการทดสอบ โดยวัดในหุ่นจำลองเทียบเท่าหน้า ใช้หัววัดรังสีไอออนไนเซชันแชมเบอร์ยี่ห้อ PTW รุ่น Farmer ปริมาณ 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร ตรวจสอบภายใต้เงื่อนไขของ TRS 398 และค่าอัตราปริมาณรังสีต่อปริมาณรังสี ต้องมีความแตกต่างจากมาตรฐานไม่เกินร้อยละ 2

1.1.2 เปลี่ยนอุปกรณ์เป็นไอออนไนเซชันแชมเบอร์ ยี่ห้อ PTW รุ่น Pinpoint 3D ติดตั้งใน Water phantom ก่อนวัดต้องทำ Cross calibration กับ Farmer chamber เพื่อหาค่า  $N_{D,w}$  ให้กับอุปกรณ์

1.1.3 ทำการเก็บข้อมูลแบบ 1 มิติโดยปล่อยรังสีปริมาณ 100 cGy เพื่อเก็บข้อมูลของรังสีโฟตอนพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ อัตราปริมาณรังสี 600 MU ต่อหน้าที่ ทำการวัดปริมาณรังสีในพื้นที่รังสีสี่เหลี่ยมขนาด 3×3, 5×5, 8×8, 10×10, 15×15, 20×20 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5, 10, 15 เซนติเมตร อ่านค่าประจุผ่านเครื่องอิเล็กทรอนิกส์ยี่ห้อ Unidos webline เปลี่ยนค่าประจุที่อ่านได้เป็นปริมาณรังสีตามเงื่อนไขของ TRS 398

1.1.4 การทดสอบของพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ทำตามเงื่อนไขเดิมในข้อ 1.1.1-1.1.3

##### 1.2 ทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติโดยใช้โปรแกรม PerFraction

1.2.1 ติดตั้งอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์อุปกรณ์ให้อยู่ในตำแหน่งพร้อมใช้ที่ระยะ Source to chamber distance (SCD) เท่ากับ 160 เซนติเมตร กางอุปกรณ์ให้ส่วนรับภาพตั้งฉากกับจุดกำเนิดรังสี

1.2.2 ทำการเก็บข้อมูลแผนการปล่อยรังสีในพื้นที่รังสีสี่เหลี่ยมขนาด 3×3, 5×5, 8×8, 10×10, 15×15, 20×20 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5, 10, 15 เซนติเมตร เก็บข้อมูลในรูปแบบ EPID image และ Log file โดยผ่านโปรแกรมวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ iViewGT ข้อมูลที่ได้จะถูกส่งไปยังโปรแกรม PerFraction

1.2.3 เปรียบเทียบข้อมูลที่ได้กับผลจากไอออนไนเซชันแชมเบอร์และโปรแกรม PerFraction กับชุดข้อมูลที่ใช้ในการทดสอบจากโปรแกรมวางแผนการรักษา Raystation รุ่น 9A

1.2.4 วิเคราะห์ข้อมูลในการศึกษากับพื้นที่ลำรังสีขนาดสี่เหลี่ยมจัตุรัสใช้การหาร้อยละความแตกต่างระหว่างผลของไอออนไนเซชันแชมเบอร์และอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เทียบกับแผนการรักษาต้องมีร้อยละความแตกต่างต้องไม่เกินร้อยละสาม

## 2. ทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ

เตรียมข้อมูลจากการคำนวณผ่านโปรแกรมวางแผนการรักษาพื้นที่รังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัสขนาด 3×3, 5×5, 8×8, 10×10, 15×15 และ 20×20 ตารางเซนติเมตร ซึ่งคำนวณจากการสร้างหุ่นจำลองที่มีความหนาแน่นเทียบเท่าเนื้อ ความลึก 5, 10 และ 15 เซนติเมตร ในขั้นตอนดังกล่าวมีอุปกรณ์ที่ใช้ในการเก็บข้อมูลวัดรังสีคืออุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าไฟร์ และอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

2.1 ทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ โดยใช้อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าไฟร์

2.1.1 ติดตั้งให้อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าไฟร์เลเซอร์อยู่กึ่งกลางของอุปกรณ์

2.1.2 ใส่ข้อมูลอุณหภูมิขณะทำการวัดและอ่านค่าผ่านโปรแกรม Scandidos

2.1.3 ทำการวัดปริมาณรังสีทั้งหมด 3 ครั้ง วิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าไฟร์กับโปรแกรมวางแผนการรักษาโดยใช้ดัชนีแกมมาที่เกณฑ์ ร้อยละ 3 ใน 3 มิลลิเมตรจะต้องมีค่าแกมมาน้อยกว่า 1 อยู่มากกว่าร้อยละ 95

2.2 ทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 2 มิติโดยใช้โปรแกรม PerFraction

2.2.1 เตรียมอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ทำเช่นเดียวกับการทดสอบในขั้นตอนที่ 1

2.2.2 ตั้งค่าในโปรแกรม PerFraction ให้วิเคราะห์ผลการทดสอบปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ วิเคราะห์ข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์เทียบกับโปรแกรมวางแผนการรักษาโดยใช้ดัชนีแกมมาที่เกณฑ์ ร้อยละ 3 ใน 3 มิลลิเมตร จะต้องมีค่าแกมมาน้อยกว่า 1 อยู่มากกว่าร้อยละ 95

### 3. ทดสอบการวัดปริมาณรังสีจากแผนการรักษา

ศึกษาทางคลินิกโดยใช้แผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งที่ทำการรักษาด้วยเทคนิคการรักษาด้วยรังสีปรับความเข้มหมุนรอบตัวใช้เกณฑ์ในการวางแผนการรักษาตามมาตรฐานของ International Commission on Radiation Units and measurement (ICRU) 83 พลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จำนวน 10 แผนการรักษา และพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ จำนวน 10 แผนการรักษา ทำการศึกษาแบบย้อนหลังโดยนำแผนการรักษาของผู้ป่วยมาโดยวัดค่าปริมาณรังสีที่วัดจากอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เตลต้าไฟร์และอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ทำเช่นเดียวกับการทดสอบในขั้นตอนที่ 2 อ่านผลจากโปรแกรม PerFraction เปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้จากอุปกรณ์ทั้งสองกับแผนการรักษา วิเคราะห์ผลโดยใช้ดัชนีแกมมาที่เกณฑ์ ร้อยละ 3 ใน 3 มิลลิเมตร มากกว่าหรือเท่ากับร้อยละ 95



## บทที่ 4

### ผลการวิจัย

#### ผลการทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ

ผลการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ พลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จำแนกข้อมูลตามความลึกและพื้นที่ลำรังสี สามารถแสดงร้อยละความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้โดยไอออนเซชันแอมเบอร์เทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณโดยแผนการรักษา พบว่าภาพรวมร้อยละความแตกต่างอยู่ในช่วง -1.14 ถึง 1.49 โดยเฉพาะพื้นที่ลำรังสีขนาด 3x3 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตร สามารถวัดปริมาณรังสีได้ใกล้เคียงที่สุด ที่มีร้อยละความแตกต่างเท่ากับ 0.05 ถึงแม้ว่าที่ความลึก 10 และ 15 เซนติเมตร ค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดได้มีค่าสูงขึ้นเท่ากับ -1.33 และ 1.49 ตามลำดับ แสดงดังตาราง

เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้ระหว่างโปรแกรม PerFraction และแผนการรักษา มีค่าร้อยละความแตกต่างของภาพรวมระหว่าง -0.03 ถึง 2.37 ร้อยละความแตกต่างน้อยที่สุดพบที่ความลึก 5 เซนติเมตร เมื่อเปรียบเทียบกับความลึกอื่น ๆ ในพื้นที่รังสีที่เท่ากัน ยกเว้น 3x3 ตารางเซนติเมตรที่มีร้อยละความแตกต่างเท่ากับ 1.27 แสดงดังตาราง

ตาราง 1 ปริมาณรังสีและร้อยละความแตกต่างสำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ ระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้โดยไอออนเซชันแอมเบอร์ และโปรแกรม PerFraction เทียบกับแผนการรักษา

ความลึก (ซม.)	พื้นที่ลำรังสี (ตร.ซม.)	ปริมาณรังสี (Gy)		ร้อยละความแตกต่าง	
		ไอออนเซชัน แอมเบอร์	โปรแกรม PerFraction	ไอออนเซชันแอม เบอร์	โปรแกรม PerFraction
5	3x3	1.00±0.00	1.01±0.00	0.05	1.27
	5x5	0.99±0.00	0.99±0.00	-0.50	-0.03
	8x8	0.99±0.00	0.99±0.00	-0.91	-0.03
	10x10	0.98±0.00	1.00±0.00	-1.14	0.30
	15x15	0.98±0.00	0.99±0.00	-1.10	-0.14
	20x20	0.98±0.00	0.99±0.00	-1.05	-0.17

ตาราง 1 ปริมาณรังสีและร้อยละความแตกต่างสำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ ระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้โดยไอออนเซชันแชมเบอร์ และโปรแกรม PerFraction เทียบกับแผนการรักษา (ต่อ)

ความลึก (ซม.)	พื้นที่ลำรังสี (ตร.ซม.)	ปริมาณรังสี (Gy)		ร้อยละความแตกต่าง	
		ไอออนเซชัน แชมเบอร์	โปรแกรม PerFraction	ไอออนเซชันแชม เบอร์	โปรแกรม PerFraction
10	3×3	0.98±0.00	0.99±0.00	-1.33	-0.50
	5×5	0.99±0.00	1.00±0.00	-0.23	0.40
	8×8	0.99±0.00	1.00±0.00	-0.69	0.63
	10×10	0.99±0.00	1.00±0.00	-0.78	0.33
	15×15	0.99±0.00	0.99±0.00	-0.87	-0.30
	20×20	0.99±0.00	0.99±0.00	-0.78	-0.27
15	3×3	1.01±0.00	1.01±0.00	1.17	1.83
	5×5	1.00±0.00	1.01±0.00	0.85	1.30
	8×8	1.01±0.00	1.02±0.00	1.49	2.37
	10×10	1.01±0.00	1.01±0.00	1.08	1.97
	15×15	1.01±0.00	1.01±0.00	1.08	1.77
	20×20	1.01±0.00	1.01±0.01	1.31	1.80

ผลการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ พลังงาน 10 เมกกะโวลต์ เมื่อจำแนกข้อมูลจากความลึกและขนาดพื้นที่ลำรังสี สามารถแสดงร้อยละความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้โดยไอออนเซชันแชมเบอร์เทียบกับแผนการรักษา พบว่าภาพรวมมีค่าร้อยละความแตกต่างระหว่าง -1.36 ถึง 1.26 สำหรับความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร ปริมาณรังสีที่วัดได้มีค่าต่ำกว่าค่าที่ได้จากแผนการรักษา (ช่วงระหว่าง -0.24 ถึง -1.36) ในพื้นที่ขนาด 5×5 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 10 มีค่าร้อยละความแตกต่างน้อยที่สุด (-0.24) และเมื่อขนาดพื้นที่ลำรังสีเพิ่มขึ้น (มากกว่า 5×5 ตารางเซนติเมตร) ค่าร้อยละความแตกต่างเพิ่มมากขึ้นเช่นเดียวกับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ นอกจากนี้ค่าปริมาณรังสีที่วัดจากไอออนเซชันแชมเบอร์ ในความลึก 15 เซนติเมตร มีค่ามากกว่าค่าที่วัดจากแผนการรักษาโดยที่ปริมาณรังสีที่วัดได้จะลดลงเมื่อขนาดของพื้นที่ลำรังสีเพิ่มขึ้น เช่น ค่าปริมาณรังสีที่วัดเท่ากับ 1.01 และ 1.00 ในพื้นที่ลำรังสีเท่ากับ 8×8 และ 10×10 ตารางเซนติเมตรตามลำดับ

ภาพรวมของค่าร้อยละความแตกต่างของการวัดปริมาณรังสีด้วยโปรแกรม PerFraction อยู่ระหว่างร้อยละ -0.27 ถึง 2.07 สำหรับความลึก 5 และ 10 เซนติเมตร พบค่าร้อยละความแตกต่างไม่เกิน 0.80 อย่างไรก็ตามที่ความลึก 15 เซนติเมตร ค่าร้อยละความแตกต่างเพิ่มขึ้นทุกพื้นที่ลำรังสี (ช่วงระหว่าง 1.17 ถึง 2.07) นอกจากนี้ที่ระดับความลึกนี้ ในพื้นที่ลำรังสี 8×8 ตารางเซนติเมตรพบร้อยละความแตกต่างมากที่สุด 2.07 แสดงดังตาราง 2

ตาราง 2 ปริมาณรังสีและร้อยละความแตกต่างสำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ ระหว่างปริมาณรังสีที่วัดได้โดยไอออนเซชันแชมเบอร์ และโปรแกรม PerFraction เทียบกับแผนการรักษา

ความลึก (ซม.)	พื้นที่ลำรังสี (ตร.ซม.)	ปริมาณรังสี (Gy)		ร้อยละความแตกต่าง	
		ไอออนเซชันแชมเบอร์	โปรแกรม PerFraction	ไอออนเซชันแชมเบอร์	โปรแกรม PerFraction
5	3×3	0.99±0.00	1.00±0.00	-1.00	0.80
	5×5	0.99±0.00	0.99±0.02	-0.77	-0.17
	8×8	0.99±0.00	1.00±0.00	-0.90	0.63
	10×10	0.98±0.00	1.00±0.00	-1.13	0.33
	15×15	0.98±0.00	1.00±0.00	-1.18	0.07
	20×20	0.98±0.00	1.00±0.00	-1.36	0.17
10	3×3	0.99±0.00	1.00±0.00	-0.92	0.00
	5×5	0.99±0.00	1.00±0.00	-0.24	0.33
	8×8	0.99±0.00	0.99±0.00	-0.83	-0.27
	10×10	0.99±0.00	1.00±0.00	-0.92	0.27
	15×15	0.98±0.00	0.99±0.00	-1.06	-0.23
	20×20	0.98±0.00	0.99±0.00	-1.19	-0.07
15	3×3	1.01±0.00	1.01±0.00	1.26	1.80
	5×5	1.01±0.00	1.01±0.00	1.26	1.17
	8×8	1.01±0.00	1.02±0.00	1.26	2.07
	10×10	1.00±0.00	1.01±0.00	0.76	1.57
	15×15	1.00±0.00	1.01±0.00	0.53	1.50
	20×20	1.00±0.00	1.01±0.00	0.49	1.93

### ผลการทดสอบการวัดปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ

ผลการทดสอบการวัดปริมาณรังสีในพื้นที่ลำรังสีสี่เหลี่ยมจัตุรัสของอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าไฟร์และโปรแกรม PerFraction ที่พลังงาน 6 เมกกะโวลต์ มีค่าร้อยละดัชนีแกมมาเท่ากับ  $95.00 \pm 1.13 - 100 \pm 0.00$  ผ่านเกณฑ์ดัชนีแกมมาที่มากกว่าร้อยละ 95 ในทุกพื้นที่ เมื่อพิจารณาผลที่ได้จากอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าไฟร์ในพื้นที่ขนาดเล็ก (น้อยกว่า  $8 \times 8$  ตารางเซนติเมตร) ที่มีค่าร้อยละดัชนีแกมมามากกว่าในพื้นที่ขนาดใหญ่ เช่นเดียวกับการวัดรังสีด้วยโปรแกรม PerFraction มีค่าร้อยละดัชนีแกมมาในพื้นที่ขนาดเล็กที่มีค่ามากกว่าในพื้นที่ขนาดใหญ่ในทุกความลึก และส่วนใหญ่ค่าร้อยละดัชนีแกมมาที่ได้จากโปรแกรม PerFraction จะมีค่าสูงกว่าค่าจากอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าไฟร์ แสดงผลดังตาราง 3

ตาราง 3 ร้อยละดัชนีแกมมาสำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์เดลต้าไฟร์ และโปรแกรม PerFraction

ความลึก (ซม.)	พื้นที่ลำรังสี (ซม.)	ร้อยละดัชนีแกมมา	
		Delta4	โปรแกรม PerFraction
5	3×3	97.47±0.35	100±0.00
	5×5	96.57±0.35	97.28±4.71
	8×8	96.47±0.12	99.90±0.02
	10×10	95.50±0.96	99.64±0.02
	15×15	95.00±1.13	97.32±3.26
	20×20	96.00±0.95	97.71±2.32
10	3×3	97.70±1.10	97.29±4.70
	5×5	98.90±0.17	100±0.00
	8×8	98.57±0.42	99.95±0.02
	10×10	97.53±1.12	99.68±0.01
	15×15	97.60±0.69	95.42±3.27
	20×20	95.47±1.08	98.25±1.39



ตาราง 3 ร้อยละดัชนีแกมมาสำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์  
วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์ และโปรแกรม PerFraction (ต่อ)

ความลึก (ซม.)	พื้นที่ลำรังสี (ซม.)	ร้อยละดัชนีแกมมา	
		Delta4	โปรแกรม PerFraction
15	3×3	97.50±0.60	97.96±3.53
	5×5	98.80±0.17	100±0.00
	8×8	98.70±0.20	99.96±0.00
	10×10	97.83±0.76	99.68±0.01
	15×15	96.77±0.67	98.68±0.94
	20×20	95.70±1.15	97.84±2.16

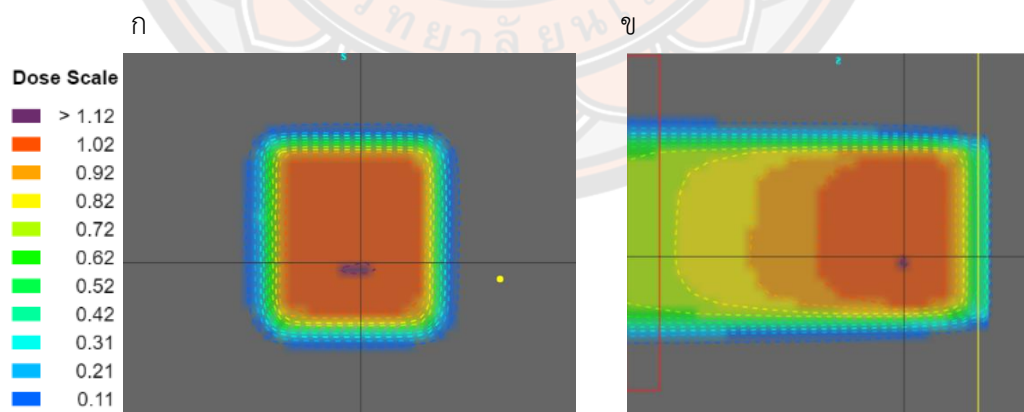
สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ ค่าร้อยละดัชนีแกมมาของอุปกรณ์ไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์อยู่ระหว่าง  $95.00 \pm 2.41$  -  $98.57 \pm 0.51$  ที่ผ่านเกณฑ์ดัชนีแกมมามากกว่าร้อยละ 95 ถึงแม้ว่าค่าร้อยละดัชนีแกมมาของโปรแกรม PerFraction ส่วนใหญ่จะผ่านเกณฑ์ดัชนีแกมมามากกว่าร้อยละ 95 แสดงผลดังตาราง 4 แต่ในพื้นที่ลำรังสีขนาด 5×5 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตร มีค่าดัชนีแกมมาเท่ากับร้อยละ  $93.33 \pm 9.43$  โดยเมื่อพิจารณาข้อมูลพบปริมาณรังสีที่สูงกว่า 1.12 เกรย์ในพื้นที่บางส่วน แสดงดังภาพ 22 แต่เมื่อพิจารณาผลของอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์ซึ่งมีค่าดัชนีแกมมาร้อยละ  $96.57 \pm 2.75$  ผ่านเกณฑ์ที่กำหนดและการเปรียบเทียบ Profile ไม่พบความแตกต่างอย่างเห็นได้ชัดระหว่างแผนการรักษาและปริมาณรังสีที่วัดได้ แสดงดังภาพ 23

ตาราง 4 ร้อยละดัชนีแกมมาสำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ จากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์  
วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์ และโปรแกรม PerFraction

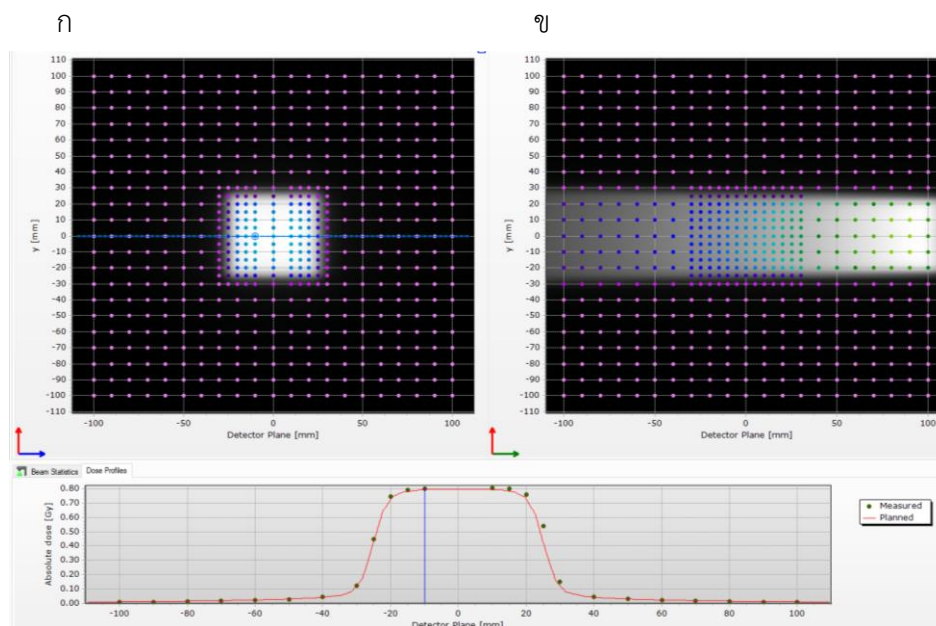
ความลึก (ซม.)	พื้นที่ลำรังสี (ตร.ซม.)	ร้อยละดัชนีแกมมา	
		Delta4	โปรแกรม PerFraction
5	3×3	97.47±1.10	100±0.00
	5×5	96.57±2.75	93.33±9.43
	8×8	96.47±2.25	100±0.00
	10×10	95.50±2.98	100±0.00

ตาราง 4 ร้อยละดัชนีแกมมาสำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ จากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์  
วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าไฟร์ และโปรแกรม PerFraction (ต่อ)

ความลึก (ซม.)	พื้นที่ลำรังสี (ตร.ซม.)	ร้อยละดัชนีแกมมา	
		Delta4	โปรแกรม PerFraction
10	3×3	97.70±1.35	96.97±5.24
	5×5	98.57±0.51	100±0.00
	8×8	96.23±2.35	100±0.00
	10×10	95.57±3.12	100±0.00
	15×15	95.40±1.91	97.69±3.68
	20×20	95.20±0.78	98.23±2.53
15	3×3	97.93±0.75	100±0.00
	5×5	97.60±1.15	100±0.00
	8×8	96.70±2.10	100±0.00
	10×10	95.80±2.76	100±0.00
	15×15	95.40±1.87	99.82±0.01
	20×20	95.23±0.93	99.69±0.00



ภาพ 22 Dose distribution จากโปรแกรม PerFraction ของพื้นที่ลำรังสีขนาด 5×5 ตร.ซม.  
ความลึก 5 ซม. พลังงานพลังงาน 6 เมกกะโวลต์แนว Axial (ก) และ Sagittal (ข)  
แสดงพื้นที่ลำรังสีที่วัดได้ (สีส้มเข้ม) ไม่มีความสม่ำเสมอของปริมาณรังสีโดยบางส่วน  
มีปริมาณรังสีสูง (สีม่วง)



ภาพ 23 ผลจากโปรแกรม Scandidos ของพื้นที่ 5x5 ตร.ซม. ความลึก 5 ซม. พลังงาน 6 เมกกะโวลต์ในแนว Axial (ก) และ Saggital (ข) และ Profile ระหว่างแผนการรักษา (เส้นสีแดง) เปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้ (จุดสีดำ)

#### ผลการทดสอบการวัดปริมาณรังสีจากแผนการรักษา

แผนการรักษาของผู้ป่วยใช้เทคนิคปรับความเข้มหมุนรอบตัว และแผนการรักษาต้องผ่านการประกันคุณภาพก่อนการรักษาด้วยอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าไฟร์ จำนวน 20 ราย ประกอบด้วย แผนการรักษาบริเวณศีรษะจำนวน 2 ราย บริเวณศีรษะและลำคอจำนวน 3 ราย บริเวณทรวงอกจำนวน 3 ราย ช่องท้อง 2 ราย และอุ้งเชิงกราน 10 ราย ทั้งนี้ รอยโรคของผู้ป่วยส่งผลต่อปริมาณรังสีที่ใช้และความซับซ้อนของการวางแผนการรักษา จึงจำแนกตามการวินิจฉัย

ผลการทดสอบจากแผนการรักษาของผู้ป่วยที่พลังงาน 6 เมกกะโวลต์ พบว่า ค่าดัชนีแกมมาของอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าไฟร์อยู่ระหว่างร้อยละ 95±0.46 ถึง 100±0.00 และค่าดัชนีแกมมาของโปรแกรม PerFraction อยู่ระหว่างร้อยละ 83.77±0.03 ถึง 99.96±0.04 แสดงดังตาราง 5 อย่างไรก็ตามในแผนการรักษาที่ 6 ที่ก้อนมะเร็งอยู่ชิดกับอวัยวะที่จำเป็นคือ เส้นประสาทตา (Optic nerve) ส่วนไข้วประสาทตา (Optic chiasm) และก้านสมอง (Brainstem) ทำให้ผลการวัดจากโปรแกรม PerFraction มีค่าดัชนีแกมมาเท่ากับร้อยละ 83.77±0.03 ซึ่งไม่ผ่านตามเกณฑ์ค่าดัชนีแกมมาที่กำหนด เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีโดยปรับสีในการแสดงผลตามปริมาณที่เท่ากัน พบความต่างกันอย่างชัดเจนของ Isodose บริเวณที่มีปริมาณรังสีมากที่สุด คือบริเวณสีแดง

เข็มจากโปรแกรมวางแผนการรักษา (ภาพ 24 (บน)) เทียบกับสีส้มเข็มจากโปรแกรม PerFraction (ภาพ 24 (ล่าง)) โดยเฉพาะบริเวณก้อนมะเร็ง (ลูกศร) ส่วนที่ใกล้กับก้านสมอง และผลจากตาราง 6 พบว่าปริมาณรังสีจากโปรแกรม PerFraction ซึ่งใช้ D98, D95 และ Average ในการประเมินมีค่าน้อยกว่าโปรแกรมวางแผนการรักษาทั้งหมด แต่อย่างไรก็ตามเมื่อใช้ D1 ในการประเมินพบว่า มีบางอวัยวะที่ปริมาณรังสีมากกว่าโปรแกรมวางแผนการรักษา นอกจากนี้แผนการรักษาที่ 10 มีการวางแผนการรักษาแบบ Simultaneous integrated boost: SIB แม้ว่าจะไม่สามารถมองเห็นความแตกต่างอย่างชัดเจนของ Isodose แสดงดังภาพ 25(บน) และ 25 (ล่าง) แต่พบค่าดัชนีแกมมาจากโปรแกรม PerFraction ที่ต่ำกว่าเกณฑ์ที่กำหนด (ร้อยละ 95) โดยปริมาณรังสีที่ในก้อนมะเร็งและอวัยวะที่สนใจแสดงในแผนการรักษาดังกล่าว แสดงในตาราง 5

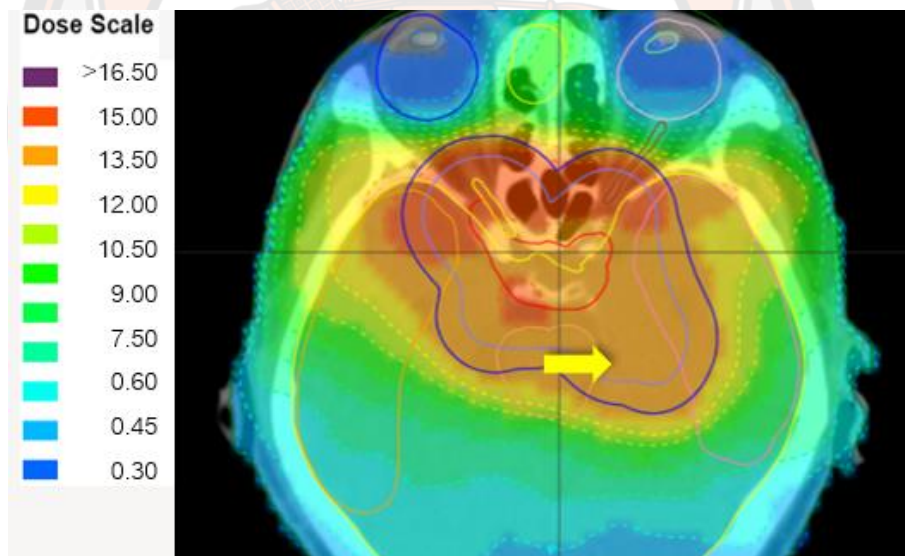
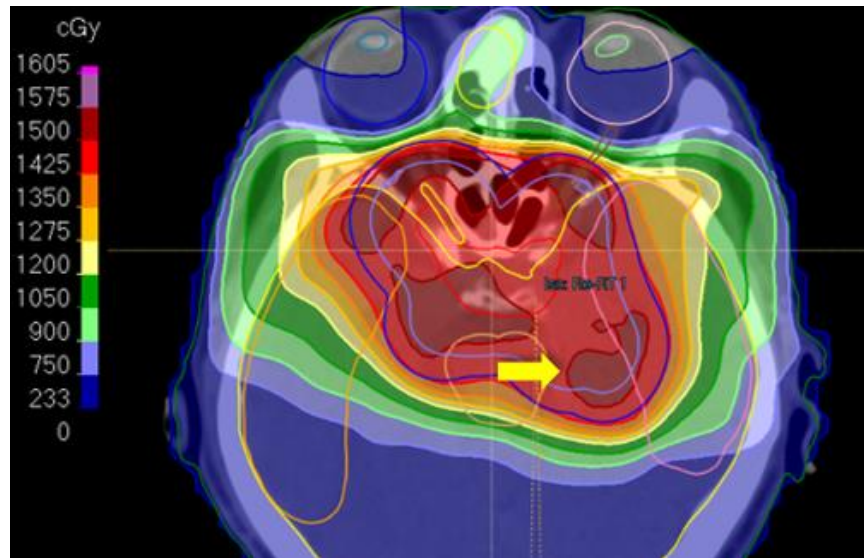
**ตาราง 5 ร้อยละดัชนีแกมมาจากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์วัดรังสี 2 ชนิด แยกตามการวินิจฉัยและบริเวณทำการรักษา สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์**

แผนการรักษาที่	การวินิจฉัย	บริเวณทำการรักษา	ร้อยละดัชนีแกมมา	
			Delta4+	PerFraction
1	Beta thalassemia with cord compression	ทรวงอก	100±0.00	99.37±0.47
2	Bronchus lung malignant neoplasm	ทรวงอก	100±0.00	99.96±0.04
3	CA Tonsil	ศีรษะและลำคอ	97.15±0.30	98.73±0.63
4	Brain benign neoplasm	ศีรษะ	99.22±0.58	98.60±1.30
5	Bronchus lung malignant neoplasm	ทรวงอก	98.13±0.95	98.42±0.18
6	Plasmacytoma with cord compression	ศีรษะ	97.00±1.00	83.77±0.03
7	Cervix uteri malignant neoplasm (IIIC)	อุ้งเชิงกราน	99.40±0.40	99.15±0.48
8	Stomach malignant neoplasm	ช่องท้อง	98.50±0.50	99.48±0.13
9	Lower gum malignant neoplasm	ศีรษะและลำคอ	97.80±0.60	96.15±0.98
10	Malignant neoplasm of pyriform sinus	ศีรษะและลำคอ	95.00±0.46	94.98±1.98

ตาราง 6 ปริมาณรังสีของแผนการรักษารายที่ 6 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรม  
วางแผนการรักษาเทียบกับโปรแกรม PerFraction

ก้อนมะเร็งและอวัยวะสำคัญ	การประเมิน	ปริมาณรังสี (Gy)	
		TPS	PerFraction
ก้อนมะเร็ง 15 Gy	D98*	14.43	13.80
	D95*	14.59	14.05
	Average*	15.03	14.85
	D1*	15.59	15.95
เส้นประสาทตาซ้าย	D95	6.63	5.50
	Average	12.08	11.90
	D1	15.88	15.66
เส้นประสาทตาขวา	D95	5.99	5.10
	Average	13.19	12.40
	D1	15.38	15.25
ลำเส้นใยประสาทตา	D95	14.63	14.20
	Average	14.81	14.40
	D1	15.13	14.80
ก้านสมอง	D95	10.43	10.10
	Average	13.87	13.50
	D1	15.18	15.55

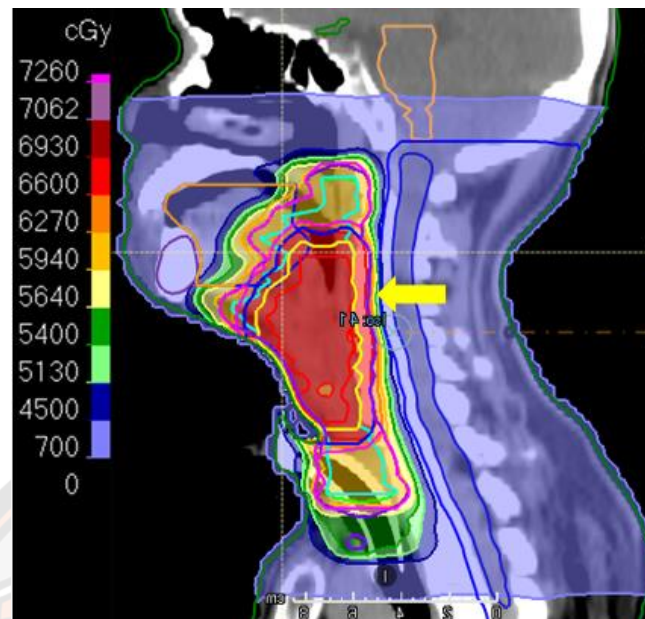
หมายเหตุ: D98 คือ ร้อยละ 98 ของอวัยวะที่ได้รับปริมาณรังสี  
D95 คือ ร้อยละ 95 ของอวัยวะที่ได้รับปริมาณรังสี  
Average คือ ค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่อวัยวะได้รับ  
D1 คือ ร้อยละ 1 ของอวัยวะที่ได้รับปริมาณรังสี



ภาพ 24 Dose distribution ของแผนการรักษาฉายรังสีที่ 6 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรมวางแผนการรักษาแสดงผลในหน่วย cGy (บน) และโปรแกรม PerFraction แสดงผลในหน่วย Gy (ล่าง)

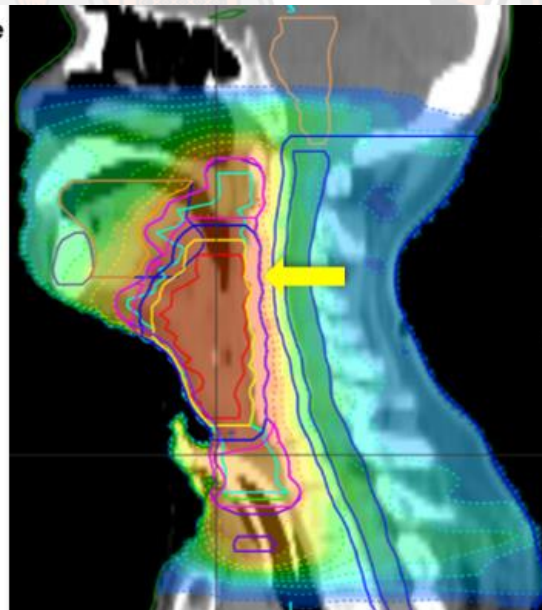
ตาราง 7 ปริมาณรังสีของแผนการรักษารายที่ 10 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรม  
วางแผนการรักษาเทียบกับโปรแกรม PerFraction

ก้อนมะเร็งและอวัยวะสำคัญ	การประเมิน	ปริมาณรังสี (Gy)	
		TPS	PerFraction
ก้อนมะเร็ง 66 Gy	D98	65.41	65.34
	D95	65.92	65.67
	Average	66.62	67.32
	D1	67.74	69.96
ก้อนมะเร็ง 59.4 Gy	D98	58.93	54.78
	D95	59.42	57.75
	Average	62.32	70.62
	D1	67.45	69.63
ก้อนมะเร็ง 54 Gy	D98	54.36	53.46
	D95	54.55	53.79
	Average	60.67	61.38
	D1	67.39	70.62
ไขสันหลัง	D95	3.27	2.64
	Average	28.55	29.04
	D1	36.60	41.58
	D95	31.28	32.67
ช่องปาก	Average	52.67	52.8
	D1	67.27	68.31
	D95	11.15	8.91
ต่อมน้ำลายซ้าย	Average	32.89	32.01
	D1	61.10	65.01
	D95	11.76	7.92
ต่อมน้ำลายขวา	Average	34.06	33.66
	D1	67.39	69.63
	D95	11.76	7.92



#### Dose Scale

>68.93
62.70
56.40
50.16
43.93
37.70
31.80
25.57
19.34
13.11
6.88



ภาพ 25 Dose distribution ของแผนการรักษาฉายที่ 10 สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรมวางแผนการรักษาแสดงผลในหน่วย cGy (บน) และโปรแกรม PerFraction แสดงผลในหน่วย Gy (ล่าง)



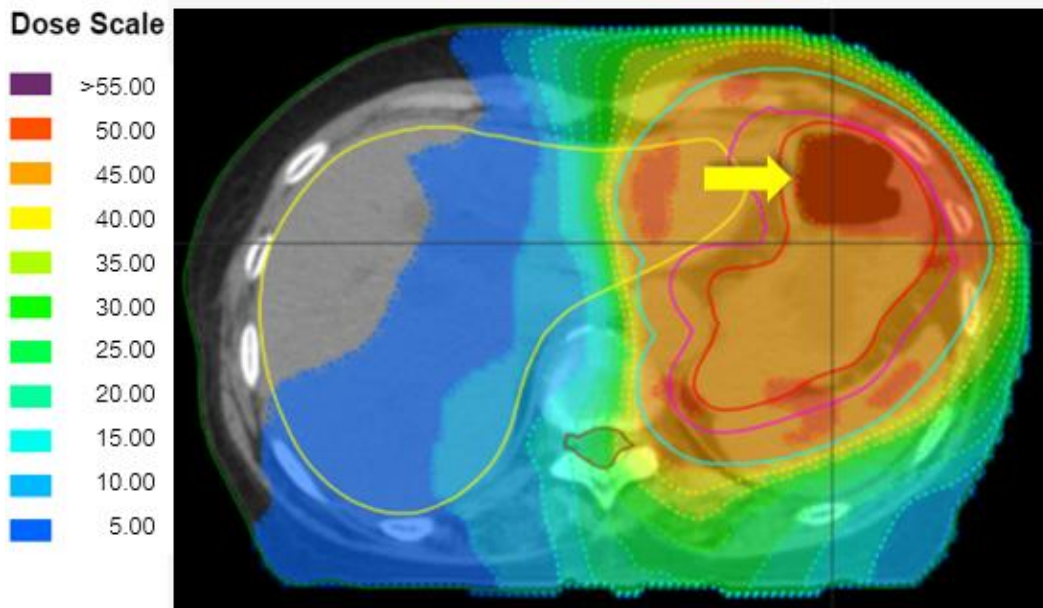
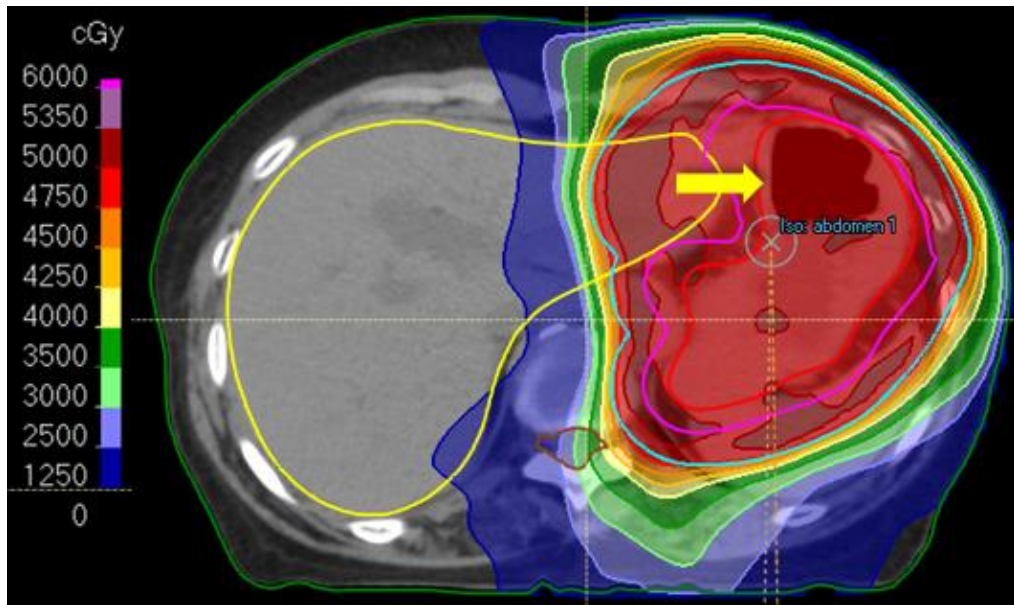
สำหรับผลการทดสอบจากแผนการรักษาพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ ที่ส่วนใหญ่ของแผนการรักษาจะผ่านเกณฑ์ดัชนีแกมมาที่กำหนดไว้ โดยที่ค่าดัชนีแกมมาของอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรียลเดลต้าไฟร์อยู่ระหว่างร้อยละ 95.20±0.70 ถึง 99.10±0.15 และค่าดัชนีแกมมาของโปรแกรม PerFraction อยู่ระหว่างร้อยละ 90.81±0.69 ถึง 99.94±0.06 แสดงดังตาราง 6 สำหรับแผนการรักษาที่ 7 ก้อนมะเร็งมีขนาดใหญ่มีทั้งเนื้อเยื่อและอากาศอยู่ภายใน ทำให้ลักษณะของ Isodose ส่วนที่เป็นอากาศในก้อนมะเร็งมีปริมาณรังสีแตกต่างจากแผนการรักษา ดังภาพ 26(บน) และ 26(ล่าง)

ตาราง 8 ร้อยละดัชนีแกมมาจากการวัดปริมาณรังสีโดยอุปกรณ์วัดรังสี 2 ชนิด แยกตามการวินิจฉัยและบริเวณทำการรักษา สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์

แผนการรักษาที่	การวินิจฉัย	บริเวณทำการรักษา	ร้อยละดัชนีแกมมา	
			Delta4+	PerFraction
1	Bladder malignant neoplasm	อู่เชิงกราน	97.40±0.10	99.42±0.58
2	Malignant neoplasm of rectum	อู่เชิงกราน	99.10±0.15	97.92±2.08
3	Bladder malignant neoplasm	อู่เชิงกราน	97.90±0.45	97.69±2.24
4	Cervix uteri malignant neoplasm	อู่เชิงกราน	97.40±0.50	99.62±0.38
5	Malignant neoplasm of vagina	อู่เชิงกราน	98.90±0.40	99.94±0.06
6	Malignant neoplasm of rectum	อู่เชิงกราน	98.40±0.60	97.63±3.82
7	B-cell lymphoma	ช่องท้อง	97.60±0.80	90.81±0.69
8	Malignant neoplasm of rectum	อู่เชิงกราน	98.60±0.40	98.65±0.01
9	Cervix uteri malignant neoplasm	อู่เชิงกราน	95.20±0.70	99.17±0.8.3
10	Cervix uteri malignant neoplasm	อู่เชิงกราน	97.80±1.00	97.93±0.89

ตาราง 9 ปริมาณรังสีของแผนการรักษา รายที่ 7 สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรม  
วางแผนการรักษาเทียบกับโปรแกรม PerFraction

ก้อนมะเร็งและอวัยวะสำคัญ	การประเมิน	ปริมาณรังสี (Gy)	
		TPS	PerFraction
ก้อนมะเร็ง 50 Gy	D98	47.63	47.25
	D95	48.71	48.25
	Average	50.01	50.50
ไตซ้าย	D1	52.21	58.50
	D95	2.03	1.75
	Average	17.99	17.50
ไตขวา	D1	51.29	53.50
	D95	1.21	1.00
	Average	6.96	7.00
ตับ	D1	15.23	18.25
	D95	3.78	3.50
	Average	10.26	10.00
ไขสันหลัง	D1	50.87	54.00
	D95	0.58	0.50
	Average	12.30	12.00
	D1	36.69	41.00



ภาพ 26 Dose distribution ของแผนการรักษาฉายที่ 7 สำหรับพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ จากโปรแกรมวางแผนการรักษาแสดงผลในหน่วย cGy (บน) และโปรแกรม PerFraction แสดงผลในหน่วย Gy (ล่าง)

## บทที่ 5

### บทสรุป

#### อภิปรายผล

การตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีจากโปรแกรม PerFraction ในการวัดปริมาณรังสีจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ โดยเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีชนิดอื่น ๆ ได้แก่ ไอออนไนเซชันแชมเบอร์ และอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าโพร์ โดยอภิปรายผลเป็น 3 ส่วน ดังนี้

การวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติในพื้นที่สี่เหลี่ยมพบว่า ปัจจัยที่ส่งผลต่อปริมาณรังสีที่วัดได้เกิดจากสองปัจจัยหลักคือความลึกและขนาดของพื้นที่รังสี โดยที่ความลึกที่เพิ่มขึ้นส่งผลต่อปริมาณรังสีที่วัดได้มากขึ้น เมื่อให้ปริมาณรังสีเท่ากันในทุกความลึกพบว่าค่า MU มากขึ้น เนื่องจากผลของรังสีกระเจิงจาก Collimator scatter และ Back scatter นอกจากนี้ขนาดของพื้นที่รังสีที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้ปริมาณรังสีที่วัดได้มากขึ้นซึ่งเป็นผลมาจากรังสีกระเจิง โดยพิจารณาจากค่า Relative dose factor เมื่อพื้นที่รังสีน้อยกว่า 5x5 ตารางเซนติเมตร ค่าดังกล่าวมีค่าต่ำกว่า 1 และมากกว่า 1 เมื่อพื้นที่รังสีมากกว่า 10x10 ตารางเซนติเมตร ตามการศึกษาที่ผ่านมาของ I Rosenberg et al. (25) สำหรับการวัดปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์รวมกับการแปรค่าโดยใช้โปรแกรม PerFraction พบว่าส่วนใหญ่มีร้อยละความแตกต่างน้อยกว่า 1 สอดคล้องกับการศึกษาของ Robert W. Chuter (26) ในงานดังกล่าวเมื่อทำการวัดรังสีตามความลึกพบว่าค่า normalize จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์และไอออนไนเซชันแชมเบอร์มีค่ามากกว่า 1 และจะลดลงจนเท่ากับ 1 ที่ความลึก 20 เซนติเมตร ทั้งนี้ที่ความลึก 15 เซนติเมตรพบว่าร้อยละความแตกต่างมากกว่าร้อยละ 1 และค่าของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มีค่าสูงกว่าไอออนไนเซชันแชมเบอร์ แสดงให้เห็นว่าผลจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่มากกว่าอุปกรณ์อื่นอาจมีผลจากรังสีกระเจิงที่เกิดกับโลหะภายในอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

การวัดปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ ด้วยอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าโพร์และอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์แปรผลโดยโปรแกรม PerFraction พบว่าค่าดัชนีแกมมาในทุกพื้นที่ลำรังสีผ่านเกณฑ์ที่สอดคล้องกับข้อกำหนดของ TG 119 สำหรับผลการศึกษาจากโปรแกรม PerFraction ในพื้นที่ลำรังสีขนาด 5x5 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตร พลังงาน 10 เมกกะโวลต์ ที่มีค่าร้อยละดัชนีแกมมาเท่ากับ  $93.33 \pm 9.43$  ซึ่งไม่สามารถผ่านเกณฑ์ดัชนีแกมมาที่กำหนด แตกต่างจากค่าร้อยละดัชนีแกมมาที่ได้จากอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เดลต้าโพร์ที่มีค่า

เท่ากับ  $96.57 \pm 2.75$  ซึ่งเป็นไปได้ว่าข้อมูลจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มีความละเอียดจึงทำให้โปรแกรม PerFraction สามารถตรวจพบความแตกต่างเล็กน้อยของพื้นที่รังสีที่ตกกระทบกับส่วนรับภาพ สอดคล้องกับการศึกษาของ Audrey H. Zhuang et al. (27) ที่ทำการทดสอบความสามารถในการตรวจพบข้อผิดพลาดของโปรแกรม PerFraction เมื่อ MLC เคลื่อนที่ผิดตำแหน่งในพื้นที่รังสีสี่เหลี่ยม นอกจากนี้เมื่อพิจารณาผลดัชนีแกมมาจากอุปกรณ์ทั้งสองแม้ใช้ข้อมูลเดียวกันแต่พบว่าผลที่ได้มีความแตกต่างเล็กน้อยเนื่องจากค่าดัชนีแกมมาจากโปรแกรม PerFraction ส่วนมากมีค่าสูงกว่าค่าดัชนีแกมมาจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ สอดคล้องกับการศึกษาของ Heng Li et al. (28) ซึ่งศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อค่าดัชนีแกมมา โดยพบว่าความละเอียดของอุปกรณ์ส่งผลต่อข้อมูลที่ใช้ในการวิเคราะห์โดยตรง ในพื้นที่รังสีสี่เหลี่ยมที่พบปัญหาแม้ผู้วิจัยทำการเก็บข้อมูลซ้ำแต่ค่าดัชนีแกมมายังคงไม่ผ่านเกณฑ์ ในขณะที่พลังงานและความลึกอื่นไม่พบปัญหา อาจเป็นไปได้ว่าเกิดจากความผิดพลาดในการประเมินผลของโปรแกรม PerFraction

การวัดปริมาณรังสีจากแผนการรักษา ประเมินโดยใช้ค่าดัชนีแกมมาโดยใช้อุปกรณ์ในการศึกษาเช่นเดียวกับการศึกษาแบบ 2 มิติ แม้ผลจากทั้ง 2 พลังงาน อุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เตลต้าโพรมีค่าดัชนีแกมมาผ่านตามเกณฑ์ที่กำหนดทุกแผนการรักษา แต่ผลจากโปรแกรม PerFraction พบว่ามีบางแผนการรักษาที่ไม่สามารถผ่านเกณฑ์ที่กำหนดซึ่งพบในพลังงาน 6 เมกกะโวลต์ทั้งหมด 2 แผนการรักษาดังนี้ แผนการรักษาที่ 6 และแผนการที่ 10 เมื่อพิจารณาแผนการรักษาทั้งสองพบว่ามีลักษณะต้องการลดปริมาณรังสีลงทันทีเพื่อป้องกันความเสียหายต่ออวัยวะใกล้เคียง ในการเคลื่อนที่ของ MLC ระหว่างการฉายจึงซับซ้อนทำให้บริเวณดังกล่าวมีลักษณะ Dose distribution แบบ High dose gradient ในพลังงาน 10 เมกกะโวลต์ดัชนีแกมมาค่าต่ำสุดจากโปรแกรม PerFraction พบในแผนการรักษาที่ 7 เนื่องจากก้อนมะเร็งมีขนาดใหญ่มีการลดปริมาณรังสีอย่างรวดเร็วเช่นเดียวกัน โดยเฉพาะบริเวณที่ก้อนมะเร็งใกล้กับผิวหนัง ความแตกต่างของค่าดัชนีแกมมาจากอุปกรณ์ทั้งสองแสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มีส่วนวัดรังสีละเอียดและลักษณะการเก็บข้อมูลแบบ True composite ตลอดการฉายรังสีทำให้โปรแกรม PerFraction สามารถวิเคราะห์ข้อมูลได้ละเอียดมากกว่าอุปกรณ์ไดโอดอาร์เรย์เตลต้าโพรมีที่มีลักษณะการเก็บข้อมูลแบบ Interpolate ส่งผลให้ในบางแผนการรักษามีค่าดัชนีแกมมาไม่ผ่านตามเกณฑ์ที่กำหนด สอดคล้องกับการศึกษาของ WuiAnn Woon et al. (29) ซึ่งศึกษาเกณฑ์การประเมินของดัชนีแกมมาที่สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดในแผนการรักษาแบบปรับความเข้มและปรับความเข้มหมุนรอบตัวโดยใช้อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ และอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์แมพเช็คและอาร์ดเช็ค

นอกจากปัจจัยที่กล่าวมาควรพิจารณาข้อผิดพลาดซึ่งเกิดจากการติดตั้งอุปกรณ์ด้วยการศึกษาแบบ 1 มิติไอออนไนเซชันแชนเบอร์ที่ใช้ในการศึกษามีปริมาตรขนาดเล็กแต่มีคุณสมบัติเหมาะสมสำหรับพื้นที่รังสีที่ต้องการศึกษา ดังนั้นในขั้นตอนการติดตั้งอาจเกิดความคลาดเคลื่อนของข้อมูลได้

### ข้อเสนอแนะ

การศึกษาครั้งนี้เป็นการวัดปริมาณรังสีแบบระยะสั้นโดยใช้วิธีการที่สามารถทำได้ง่ายและรวดเร็วอาจจะเป็นวิธีการทดสอบไม่สามารถทดสอบประสิทธิภาพและข้อจำกัดของโปรแกรม PerFraction ได้อย่างครอบคลุม ในอนาคตจึงควรมีการศึกษาผลของการวัดในระยะยาวเพื่อทดสอบประสิทธิภาพและความเสถียรของอุปกรณ์ นอกจากนี้ความละเอียดของอุปกรณ์วัดรังสีส่งผลต่อค่าดัชนีแกมมา หากมีการศึกษาเพิ่มเติมควรเปรียบเทียบกับอุปกรณ์วัดรังสีชนิดอื่นที่มีความละเอียดร่วมกับการใช้เกณฑ์การประเมินที่รัดกุมมากขึ้น



## สรุปผลการวิจัย

การวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติจากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์โดยใช้โปรแกรม PerFraction แสดงให้เห็นว่าขนาดของพื้นที่ลำรังสี และความลึกมีผลต่อปริมาณรังสีที่วัดได้ โดยผลการวัดปริมาณรังสีแบบ 1 มิติ จากโปรแกรม PerFraction มีร้อยละความแตกต่างมากกว่าผลจากไอออนเซชันแชมเบอร์แต่ยังคงไม่เกินร้อยละ 3 ตามข้อกำหนดของ TG 119 นอกจากนี้โปรแกรม PerFraction สามารถตรวจสอบปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ ตามเกณฑ์ที่กำหนดเมื่อประเมินด้วยดัชนีแกมมา เกณฑ์ความแตกต่างร้อยละ 3 ในระยะ 3 มิลลิเมตร มีค่าดัชนีแกมมามากกว่าหรือเท่ากับร้อยละ 95 เมื่อพิจารณาลักษณะการติดตั้งอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์มีการรับภาพโดยตรงทำให้ดัชนีแกมมาจากโปรแกรม PerFraction มีการกระจายของข้อมูลน้อย ซึ่งในการศึกษาพบว่าโปรแกรม PerFraction อาจเกิดข้อผิดพลาดจากการประเมินข้อมูลในพื้นที่ลำรังสีขนาด 5x5 ตารางเซนติเมตร ที่ความลึก 5 เซนติเมตร พลังงาน 10 เมกกะโวลต์ เมื่อทดสอบโดยใช้แผนการรักษาเทคนิคปรับความเข้มหมุนรอบตัวโปรแกรม PerFraction มีความสามารถในการประกันคุณภาพก่อนการรักษา เช่นเดียวกันอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาร์เรย์เคลตาโฟร์เมื่อใช้ดัชนีแกมมาประเมินในเกณฑ์เดิม ด้วยความละเอียดของอุปกรณ์ที่มากกว่าและผลของรังสีกระเจิงจากส่วนประกอบอิเล็กทรอนิกส์ทำให้ผลจากโปรแกรม PerFraction จากบางแผนการรักษามีค่าร้อยละดัชนีแกมมาน้อยกว่าที่เกณฑ์ที่กำหนด แตกต่างจากผลของอุปกรณ์ไดโอดอาร์เรย์เคลตาโฟร์ ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าโปรแกรม PerFraction สามารถใช้ในตรวจสอบคุณภาพของแผนการรักษาก่อนการรักษา โดยสามารถประเมินปริมาณรังสีได้ตามเกณฑ์ที่กำหนดตามคำแนะนำของ AAPM TG 119 ทั้งนี้เพื่อให้การประกันคุณภาพก่อนการรักษาเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพจึงควรสอบเทียบและประกันคุณภาพอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์อย่างสม่ำเสมอจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของการวัดปริมาณรังสี





## บรรณานุกรม

1. งานทะเบียนมะเร็ง โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. สถิติโรคมะเร็งโรงพยาบาลมะเร็งลำปาง ปี พ.ศ. 2563-2564.
2. Vieilleveigne L, Molinier J, Brun T, Ferrand R. Gamma index comparison of three VMAT QA systems and evaluation of their sensitivity to delivery errors. *Physica medica*. 2015;31(7):720-5.
3. Munro P, Rawlinson J, Fenster A. A digital fluoroscopic imaging device for radiotherapy localization. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 1990;18(3):641-9.
4. Winkler P, Hefner A, Georg D. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. *Med Phys*. 2005;32(10):3095-105.
5. Blake SJ, McNamara AL, Deshpande S, Holloway L, Greer PB, Kuncic Z, et al. Characterization of a novel EPID designed for simultaneous imaging and dose verification in radiotherapy. *Medical physics*. 2013;40(9):091902.
6. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Medical physics*. 2018;45(4):e53-e83.
7. Van Dyk J, Barnett R, Cygler J, Shragge P. Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. *International Journal of Radiation Oncology Biology Physics*. 1993;26(2):261-73.
8. Brualla-González L, Gómez F, Vicedo A, González-Castaño DM, Gago-Arias A, Pazos A, et al. A two-dimensional liquid-filled ionization chamber array prototype for small-field verification: characterization and first clinical tests. *Physics in Medicine & Biology*. 2012;57(16):5221.
9. Duan J, Shen S, Fiveash JB, Brezovich IA, Popple RA, Pareek PN. Dosimetric effect of respiration-gated beam on IMRT delivery. *Medical physics*. 2003;30(8):2241-52.
10. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical physics*. 2011;38(3):1313-38.

11. Depuydt T, Van Esch A, Huyskens DP. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiotherapy and oncology*. 2002;62(3):309-19.
12. Nilsson J, Hauer AK, Bäck A, editors. IMRT patient-specific QA using the Delta4 dosimetry system and evaluation based on ICRU 83 recommendations. *Journal of Physics: Conference Series*; 2013: IOP Publishing.
13. Meertens H, Van Herk M, Weeda J. A liquid ionisation detector for digital radiography of therapeutic megavoltage photon beams. *Physics in Medicine & Biology*. 1985;30(4):313.
14. Herman MG, Balter JM, Jaffray DA, McGee KP, Munro P, Shalev S, et al. Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Medical Physics*. 2001;28(5):712-37.
15. Saboori M. Development of a daily dosimetric control for radiation therapy using an electronic portal imaging device (EPID): Friedrich-Alexander-Universitaet Erlangen-Nuernberg (Germany); 2015.
16. Van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiotherapy and oncology*. 2008;88(3):289-309.
17. Sunnuclear-Corporation. Pre-install beam model checklist [White paper].
18. Sunnuclear-Corporation. Perfraction reference guide [White paper]2015.
19. Sunnuclear-Cooperation. EPID DOSIMETRY IN SunCHECK™ PATIENT EPID Calibration, Pre-Treatment QAand In-Vivo Monitoring2019. Available from: [https://www.sunnuclear.com/documents/whitepapers/EPID-Dosimetry\\_in-SC\\_Patient\\_021519.pdf](https://www.sunnuclear.com/documents/whitepapers/EPID-Dosimetry_in-SC_Patient_021519.pdf).
20. Bresciani S, Poli M, Miranti A, Maggio A, Di Dia A, Bracco C, et al. Comparison of two different EPID-based solutions performing pretreatment quality assurance: 2D portal dosimetry versus 3D forward projection method. *Physica Medica*. 2018;52:65-71.
21. Ahmed S, Kapatoes J, Zhang G, Moros EG, Feygelman V. A hybrid volumetric dose verification method for single-isocenter multiple-target cranial SRS. *Journal of applied clinical medical physics*. 2018;19(5):651-8.

22. Sait AA, Figueredo J, Jones GW, Jones K, McGowan T, Kapatoes J, et al. Validation of three-dimensional electronic portal imaging device-based PerFRACTION™ software for patient-specific quality assurance. *Journal of medical physics*. 2019;44(1):16.
23. Saini A, Tichacek C, Johansson W, Redler G, Zhang G, Moros EG, et al. Unlocking a closed system: dosimetric commissioning of a ring gantry linear accelerator in a multivendor environment. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2021;22(2):21-34.
24. Ma Y, Wang X, Mai R, Wang T, Pei Y, Liu S, et al. An electronic portal image device (EPID)-based multiplatform rapid daily LINAC QA tool. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2021;22(1):45-58.
25. I. Podgorsak EBellAEA. *Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students*. 2005.
26. Chuter RW, Rixham PA, Weston SJ, Cosgrove VP. Feasibility of portal dosimetry for flattening filter-free radiotherapy. *Journal of applied clinical medical physics*. 2016;17(1):112-20.
27. Zhuang AH, Olch AJ. Sensitivity study of an automated system for daily patient QA using EPID exit dose images. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2018;19(3):114-24.
28. Li H, Dong L, Zhang L, Yang JN, Gillin MT, Zhu XR. Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method a. *Medical physics*. 2011;38(12):6730-41.
29. Woon W, Ravindran PB, Ekayanake P, Lim YY, Khalid J. A study on the effect of detector resolution on gamma index passing rate for VMAT and IMRT QA. *Journal of applied clinical medical physics*. 2018;19(2):230-48.



ภาคผนวก

มหาวิทยาลัยนครพนม

## ภาคผนวก

### 1. การควบคุมคุณภาพของเครื่องฉายรังสีโดยการวัดอัตราวัดปริมาณรังสีและการสอบเทียบอุปกรณ์ไอออนเซชันแคมเบอร์

ตาราง 10 ผลจากการควบคุมคุณภาพของเครื่องฉายรังสีโดยการวัดอัตราวัดปริมาณรังสี ที่พื้นที่ลำรังสี 10×10 ลูกบาศก์เซนติเมตร ความลึก 10 เซนติเมตร สำหรับพลังงาน 6 และ 10 เมกกะโวลต์

พลังงาน	ความลึก (ซม.)	ปริมาณรังสี (Gy)		ร้อยละความแตกต่าง	
		IC : Farmer	IC :Pinpoint	IC : Farmer	IC :Pinpoint
6	10	1.00±0.00	-	0.17	-
10	10	1.00±0.00	1.00±0.00	0.93	0.51

### 2. การปรับเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์สำหรับโปรแกรม PerFraction

#### 2.1 ทดสอบค่าดัชนีแกมมาโดยใช้พื้นที่ลำรังสีสี่เหลี่ยม

##### 2.1.1 ใส่ข้อมูลเครื่องฉายรังสีในโปรแกรม ประกอบด้วย

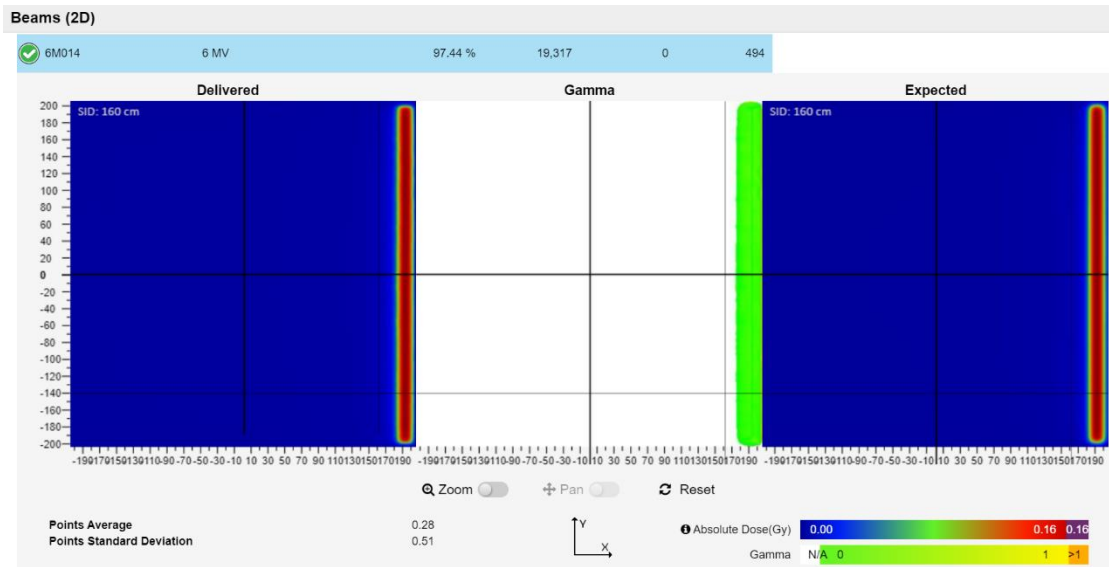
- 1) ชื่อเครื่องฉาย ชนิด และรุ่น
- 2) ระยะจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงตัวรับภาพ
- 3) ค่าอัตราส่วน ระหว่างปริมาณรังสีต่อความลึก ณ จุดที่ปริมาณรังสีมากที่สุด

(Tissue Maximum Ratio: TMR)

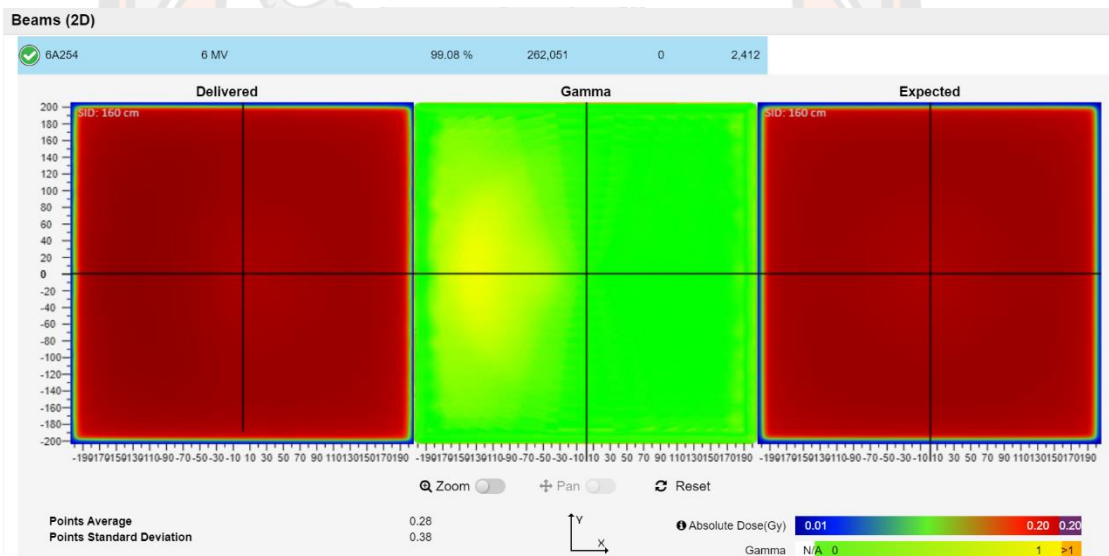
##### 2.1.2 สร้างชุดข้อมูลจากโปรแกรมเพื่อส่งไปยังระบบ R&V system

2.1.3 ทำการเก็บข้อมูลพื้นที่สี่เหลี่ยมขนาดต่างๆ โดยฉายรังสีลงบนอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ ประเมินทุกพื้นที่โดยใช้ค่าดัชนีแกมมา

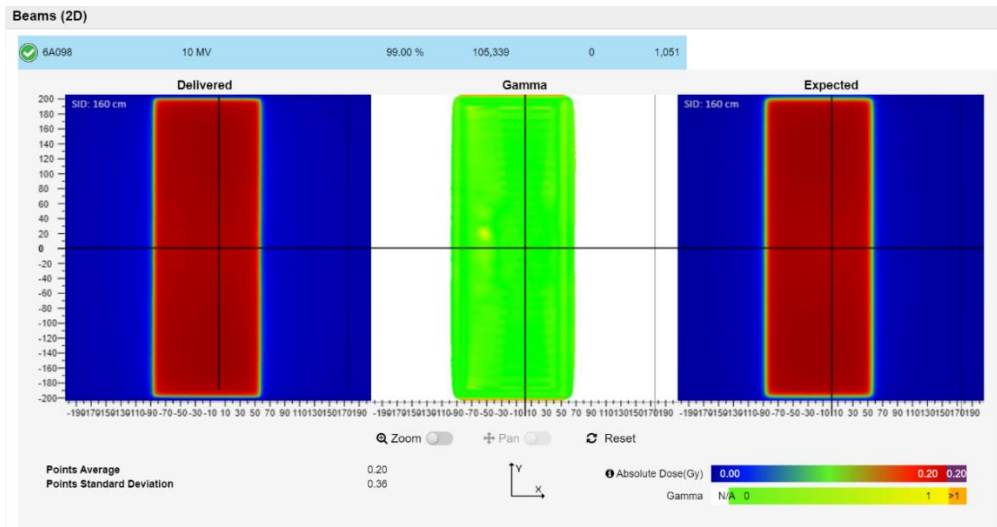
##### 2.1.4 ปรับเทียบชุดข้อมูลในพลังงาน 6 และ 10 เมกกะโวลต์



ภาพ 27 โปรแกรม PerFraction แสดงข้อมูลพื้นที่รังสีชื่อ 6M014 จากอุปกรณ์รับภาพเล็กทรอนิกส์ที่ได้รับ(สีแดง) ค่าดัชนีแกมมา(สีเขียว) และพื้นที่รังสีที่คาดไว้(สีแดง) ที่พลังงาน 6 เมกกะโวลต์



ภาพ 28 โปรแกรม PerFraction แสดงข้อมูลพื้นที่รังสีชื่อ 6A098 จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้รับ(สีแดง) ค่าดัชนีแกมมา(สีเขียว) และพื้นที่รังสีที่คาดไว้(สีแดง) ที่พลังงาน 10 เมกกะโวลต์



ภาพ 29 โปรแกรม PerFraction แสดงข้อมูลพื้นที่รังสีชื่อ 6A254 จากอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ที่ได้รับ(สีแดง) ค่าดัชนีแกมมา(สีเขียว) และพื้นที่รังสีที่คาดหวัง(สีแดง) ที่พลังงาน 6 เมกกะโวลต์

เมื่อเก็บข้อมูลพื้นที่ลำรังสีตามผู้ผลิตกำหนด ค่าดัชนีแกมมาจากทุกพื้นที่จะแสดงดังตารางต่อไปนี้

ตาราง 11 ค่าดัชนีแกมมาจากการเปรียบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยพื้นที่รังสี สำหรับพลังงาน 6 เมกกะโวลต์

ชื่อพื้นที่รังสี	ร้อยละดัชนีแกมมา
6A014	99.88
6B014	100
6C014	100
6D014	100
6E014	100
6F014	100
6G014	100
6H014	100
6I014	100

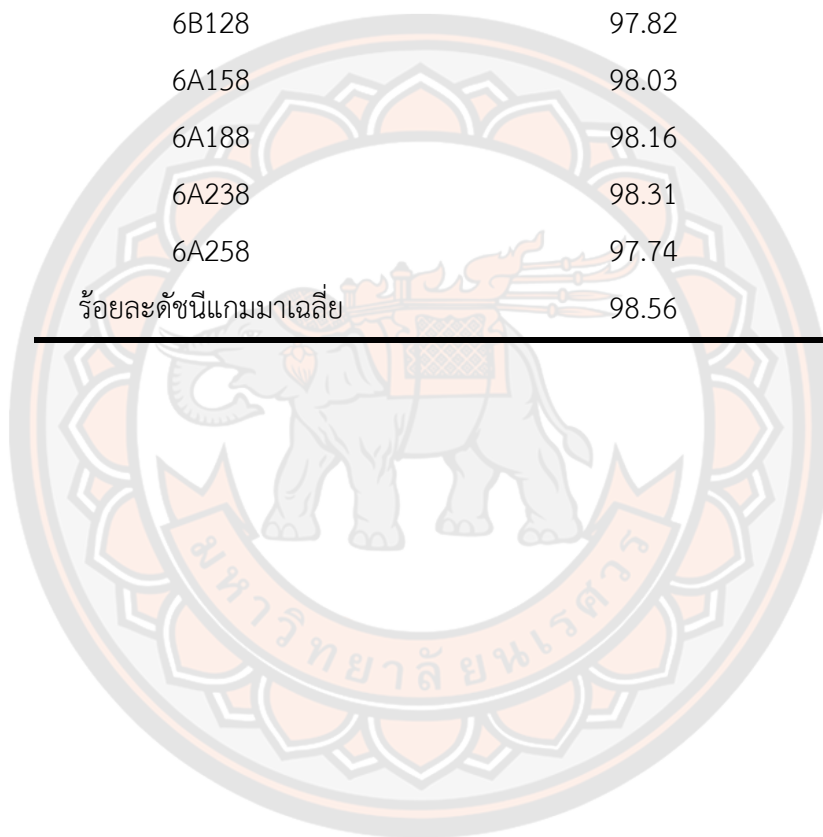
ชื่อพื้นที่รังสี	ร้อยละดัชนีแกมมา
6J014	100
6K014	99.99
6L014	99.99
6M014	97.44
6A024	100.00
6B024	100.00
6C024	100.00
6D024	100.00
6E024	100.00
6F024	100.00
6G024	98.30
6A044	99.75
6B044	99.64
6C044	99.76
6D044	98.68
6A054	99.62
6B054	99.61
6C054	98.80
6A074	99.57
6B074	98.93
6A094	99.59
6B094	99.04
6A124	98.33
6B124	99.15
6A154	99.23
6A184	98.11
6A234	94.89
6A254	99.08
ร้อยละดัชนีแกมมาเฉลี่ย	99.38



ตาราง 12 ค่าดัชนีเกมมาจากการเปรียบเทียบอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ด้วยพื้นที่รังสี สำหรับ  
พลังงาน 10 เมกกะโวลต์

ชื่อพื้นที่รังสี	ร้อยละดัชนีเกมมา
6A018	99.72
6B018	99.72
6C018	99.72
6D018	99.73
6E018	99.73
6F018	99.73
6G018	99.71
6H018	99.71
6I018	99.71
6J018	99.71
6K018	99.71
6L018	99.70
6M018	92.62
6A028	98.91
6B028	99.36
6C028	98.18
6D028	98.11
6E028	99.42
6F028	99.29
6G028	94.71
6A048	99.15
6B048	98.72
6C048	99.09
6D048	96.16
6A058	99.08
6B058	99.07

ชื่อพื้นที่รังสี	ร้อยละดัชนีแกมมา
6C058	96.60
6A078	99.03
6B078	97.12
6A098	99.00
6B098	97.50
6A128	98.98
6B128	97.82
6A158	98.03
6A188	98.16
6A238	98.31
6A258	97.74
ร้อยละดัชนีแกมมาเฉลี่ย	98.56





อภิธานศัพท์

## อภิธานศัพท์

Multi leaf collimator	: อุปกรณ์กำบังรังสี
Dose distribution	: เส้นแทนความเข้มของปริมาณรังสีต่อในพื้นที่ที่สนใจ
Dose gradient	: บริเวณที่มีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสี
Pretreatment verification	: การประกันคุณภาพเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษาก่อนทำการรักษา
Monitor unit	: หน่วยของปริมาณรังสีที่เครื่องฉายสามารถสร้างได้
Gamma index	: การคำนวณความแตกต่างโดยประเมินจากร้อยละความแตกต่างและความแตกต่างเชิงพื้นที่ของสิ่งที่สนใจ

