



ความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์
สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษาแม่เร้งศีรษะและลำคอ
ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2568
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

ความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์
สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษา มะเร็งศีรษะและลำคอ
ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2568
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

วิทยานิพนธ์ เรื่อง “ความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์
สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษามะเร็งศีรษะและลำคอ
ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร”
ของ ชัญชกร ไทยวัฒนา
ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(ดร.สรจรัส อุณหศิริ)

.....ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ)

.....กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(รองศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อุ่ดี)

.....กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.จิรศักดิ์ คำฟองเครือ)

.....กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิภายใน
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก)

อนุมัติ

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.วัฒนา พัดเกตุ)
รองอธิการบดีฝ่ายวิชาการ รักษาการแทน
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อเรื่อง	ความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษาแม่รังสีระยะและลำคอ ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร
ผู้วิจัย	ชัยชกร ไทยวัฒนา
ประธานที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ
กรรมการที่ปรึกษา	รองศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อู่อติ
กรรมการที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.จิรศักดิ์ คำฟองเครือ
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. พิสิทธ์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2568
คำสำคัญ	การประกันคุณภาพแผนการรักษา, เทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร, อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

บทคัดย่อ

อุปกรณ์ในการวัดปริมาณรังสีที่นำมาใช้ในการประกันคุณภาพแผนการรักษามีประสิทธิภาพในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่แตกต่างกัน รวมถึงอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic Portal Imaging Device; EPID) ของสถาบันที่ทำการศึกษานี้ ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่เพิ่งได้รับการติดตั้งใหม่ และยังไม่เคยมีการศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของเครื่อง เพื่อประเมินประสิทธิภาพของระบบดังกล่าว งานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของ EPID สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษามะเร็งศีรษะและลำคอ ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร โดยใช้แผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ เป็นกรณีศึกษา ซึ่งการศึกษานี้แบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกเป็นการคำนวณค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อนเพื่อใช้ในการประเมินแผนการรักษาในงานวิจัยนี้ และส่วนที่ 2 แบ่งเป็นการตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษา เพื่อยืนยันว่าแผนการรักษาก่อนที่จะนำมาปรับแต่งข้อผิดพลาดมีความถูกต้องจริง แล้วประเมินแผนการรักษาตามเกณฑ์ คือเกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร และการประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี โดยการนำแผนการรักษามาปรับแต่งให้เกิดข้อผิดพลาดของอุปกรณ์จำกัดลำรังสี (Multileaf collimator; MLC) ด้วยโปรแกรม MATLAB โดยมีขนาดของข้อผิดพลาดคือ 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร จากการศึกษาพบว่าที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร มีค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อนคือร้อยละ 88.45, ร้อยละ 97.34 และ ร้อยละ 98.48 ตามลำดับ และพบว่า EPID สามารถตรวจจับข้อผิดพลาด MLC ขนาด 3 และ 5 มิลลิเมตร โดยข้อผิดพลาด MLC ขนาด 3 มิลลิเมตร มีค่าอัตราการผ่านแกมมา (Gamma passing rate; GPR) อยู่ในช่วงร้อยละ 33.09 - 88.97 และสำหรับข้อผิดพลาด MLC ขนาด 5 มิลลิเมตร มีค่า

GPR อยู่ในช่วงร้อยละ 21.94 – 61.90 แต่ความไวต่อข้อผิดพลาดขนาด 1 มิลลิเมตรยังต่ำ เมื่อมีการใช้เกณฑ์ที่ไม่เข้มงวด อย่าง 3%/3 มิลลิเมตร ค่า GPR อยู่ในช่วงร้อยละ 98.63 – 100 ดังนั้นผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าเมื่อข้อผิดพลาดที่มีขนาดใหญ่ขึ้นส่งผลให้ค่า GPR ลดลงจึงทำให้อัตราการพบข้อผิดพลาดของแผนการรักษาสูงขึ้น และจากการคำนวณค่าความจำเพาะ (Specificity; Sp) และความไว (Sensitivity; Se) และพบว่าค่า Sp ของทั้ง 3 เกณฑ์มีค่าเท่ากับร้อยละ 100 ทั้งหมด จึงสามารถสรุปว่าแผนการรักษาเดิมไม่มีความผิดพลาดเกิดขึ้น สำหรับค่า Se พบว่าที่ข้อผิดพลาด 1 มิลลิเมตร เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร มีค่า Se เท่ากับร้อยละ 60, ร้อยละ 70 และร้อยละ 10 ตามลำดับ ข้อผิดพลาด 3 และ 5 มิลลิเมตร มีค่า Se เท่ากับร้อยละ 100 ดังนั้นงานวิจัยนี้สรุปได้ว่า EPID สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ที่ 3 มิลลิเมตรขึ้นไปในทุก ๆ เกณฑ์ที่ใช้ในการศึกษา ซึ่งสามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการตรวจจับข้อผิดพลาดในขั้นตอนการทำประกันคุณภาพของแผนการรักษาผู้ป่วยแบบเฉพาะราย เพื่อช่วยลดความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในขั้นตอนการฉายรังสีไปยังผู้ป่วย ทั้งนี้ควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นกับแผนการรักษา เช่น ข้อผิดพลาดในการหมุนของแกนทรี (Gantry), คอลลิเมเตอร์ (Collimator) และจำนวนมอนิเตอร์ยูนิต (Monitor unit; MU) เพื่อประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของ EPID มากขึ้น

Title	SENSITIVITY IN ERROR DETECTION OF ELECTRONIC PORTAL IMAGING DEVICE FOR PATIENT-SPECIFIC QA IN HEAD AND NECK VMAT PLANS
Author	Chanchakorn Thaiwattana
Advisor	Assistant Professor Sumalee Yabsantia, Ph.D.
Co-Advisor	Associate Professor Nuntawat Udee, Ph.D.
Co-Advisor	Assistant Professor Dr.rer.medic Chirasak khamfongkhrua
Academic Paper	M.S. Thesis in Medical Physics, Naresuan University, 2025
Keywords	Patient-specific QA, Volumetric modulated arc therapy, Electronic portal imaging device

ABSTRACT

Different dosimetric devices used for patient-specific quality assurance (PSQA) exhibit varying capabilities in detecting delivery errors. The Electronic Portal Imaging Device (EPID) used in this study is a newly installed system for which the error-detecting performance has not yet been investigated. This study aimed to evaluate the sensitivity of the EPID in detecting multileaf collimator (MLC) errors in H&N VMAT plans. Patient treatment plans for H&N cancer were used as case studies. The study was divided into two parts. The first part involved determining tolerance limits for plan evaluation. The second part consisted of verifying the accuracy of the original treatment plans to confirm that they were error-free before introducing deliberate errors. The plans were evaluated using the 2%/2 mm, 3%/2 mm, and 3%/3 mm criteria, and sensitivity analysis was performed by introducing MLC errors of 1, 3, and 5 mm using MATLAB. The tolerance limits obtained for the 2%/2 mm, 3%/2 mm, and 3%/3 mm criteria were 88.45%, 97.34%, and 98.48%, respectively. The results showed that the EPID effectively detected MLC errors of 3 mm and 5 mm. For 3 mm errors, the GPR ranged from 33.09% to 88.97%, while 5 mm errors resulted in GPR values between 21.94% and 61.90%. However, the device exhibited low sensitivity for 1 mm errors when less stringent criteria such as 3%/3 mm were applied, yielding GPR values between 98.63% and 100%. These findings indicate that larger MLC errors result in lower GPR values, thereby increasing

error detectability. Specificity and sensitivity were also calculated. All three criteria showed 100% specificity, confirming that the original plans contained no errors. For 1 mm errors, the sensitivity values for the 2%/2 mm, 3%/2 mm, and 3%/3 mm criteria were 60%, 70%, and 10%, respectively, while both 3 mm and 5 mm errors produced sensitivity values of 100%. Overall, the results demonstrate that the EPID performs well in detecting delivery errors, particularly for MLC errors of 3 mm or greater. These findings support the clinical use of EPID for identifying delivery errors during patient-specific quality assurance, thereby reducing the risk of unintended dose delivery to patients. Further investigations should include additional sources of delivery uncertainty, such as gantry rotation, collimator angle, and monitor unit deviations, to better characterize the error-detection sensitivity of EPID.



ประกาศคุณูปการ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ ประธานที่ปรึกษา วิทยาลัยนิพนธ์ รองศาสตราจารย์ ดร.นันทวัฒน์ อุ่ดี กรรมการที่ปรึกษาวิทยาลัยนิพนธ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.จิรศักดิ์ คำฟองเครือ กรรมการที่ปรึกษาวิทยาลัยนิพนธ์ ที่ได้สละเวลา ในการให้คำปรึกษาพร้อมทั้งให้การสนับสนุนในการทำวิจัยอย่างเต็มที่ตลอดระยะเวลาการทำวิทยาลัยนิพนธ์ฉบับนี้ และขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยาลัยนิพนธ์อันประกอบด้วย ดร.สรจรัส อุณหศิริ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ฐิติพงศ์ แก้วเหล็ก กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิ ที่ได้กรุณาให้คำแนะนำและแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยาลัยนิพนธ์จนสำเร็จลุล่วงอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณหน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาชิราลงกรณธัญบุรี ที่ได้เอื้อเฟื้อสถานที่ รวมถึงอำนวยความสะดวกในการเก็บบันทึกข้อมูล เครื่องมือ แผนการรักษา และอุปกรณ์ตลอดระยะเวลาในการดำเนินงานวิจัย และขอขอบพระคุณ คุณทินกร ดอนมูล นักฟิสิกส์การแพทย์ที่สละเวลาอันมีค่าในการให้คำแนะนำในการเก็บข้อมูล ขอขอบคุณ คุณสาวตรี จิตสุข สำหรับความช่วยเหลือ แนะนำการเขียนโค้ด และขอขอบคุณผู้มีส่วนเกี่ยวข้องกับวิทยาลัยนิพนธ์นี้ทุกท่านที่ช่วยเหลือ และให้กำลังใจเสมอมา

ขอขอบพระคุณหลักสูตรฟิสิกส์การแพทย์ ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่สนับสนุนทุนอุดหนุนการการวิจัยในการทำวิทยาลัยนิพนธ์ สำหรับนิสิตบัณฑิตศึกษา

คุณค่าและคุณประโยชน์อันพึงมีจากวิทยาลัยนิพนธ์ฉบับนี้ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าจะเป็นประโยชน์ต่อไปในอนาคต

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อ.....	ค
ABSTRACT.....	จ
ประกาศคุณูปการ	ช
สารบัญ	ช
สารบัญตาราง	ฉ
สารบัญภาพ	ฉ
บทที่ 1.....	1
บทนำ.....	1
ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา	1
จุดมุ่งหมายของการวิจัย.....	3
ขอบเขตการวิจัย.....	3
สมมติฐานงานวิจัย	4
บทที่ 2.....	5
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง.....	5
2.1.1 รังสีรักษา.....	5
2.1.2 กระบวนการทางรังสีรักษา	5
2.1.3 เทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร (1).....	6
2.1.4 การประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย	6
2.1.5 ประเภทของการประกันคุณภาพแผนการรักษา	7
2.1.6 การวัดปริมาณรังสีสำหรับการทวนสอบแผนการรักษา.....	8
การวัดปริมาณรังสีสำหรับการทวนสอบแผนการรักษา.....	8
2.1.7 อุปกรณ์รับภาพอเล็กทรอนิกส์.....	11
2.1.8 การวิเคราะห์ดัชนีแกมมา	14
2.1.9 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ความไว ความจำเพาะ และความถูกต้อง	16

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	18
บทที่ 3.....	21
วิธีดำเนินการวิจัย.....	21
3.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง.....	21
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย.....	22
3.3 การดำเนินการวิจัย.....	25
3.3.1 คำนวณค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อน.....	25
3.3.2 การทำการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาที่ไม่มี ข้อผิดพลาด.....	26
3.3.3 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี.....	27
3.3.4 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ความไว ความจำเพาะ และความถูกต้อง.....	28
บทที่ 4.....	30
ผลการวิจัย.....	30
4.1 การคำนวณค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อน.....	30
4.2 การทำประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด	31
4.3 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี.....	32
4.4 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ความไว และความจำเพาะ.....	36
บทที่ 5.....	39
อภิปรายผล.....	39
ข้อจำกัดของงานวิจัย.....	40
บทที่ 6.....	41
สรุปผล.....	41
บรรณานุกรม.....	44
ภาคผนวก.....	46
ภาคผนวก ก รายการการประกันคุณภาพ MLC ประจำวัน.....	47

ภาคผนวก ข ผลการประเมินแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับคำนวณ SPC..... 49

ภาคผนวก ค โค้ด MATLAB สำหรับใช้ในการปรับแต่งให้เกิดข้อผิดพลาด 56

ประวัติผู้วิจัย..... 64



สารบัญตาราง

หน้า

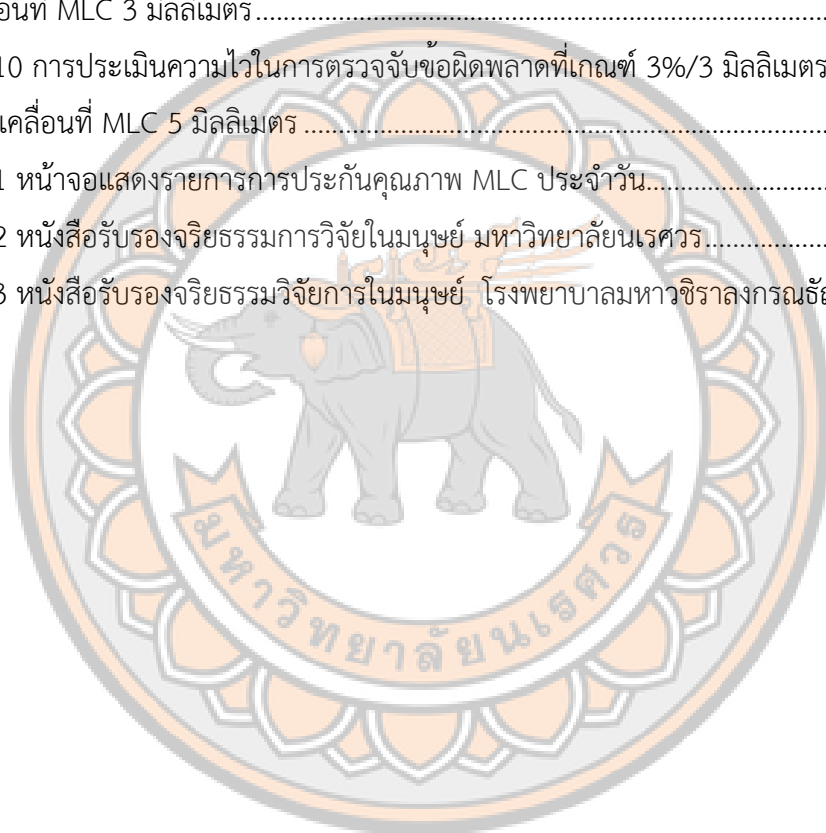
ตาราง 4.1 แสดงค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อน และค่าพารามิเตอร์ต่างๆ จากการคำนวณโดย statistic process control	30
ตาราง 4.2 แสดงการจำแนกแผนการรักษาที่มีและไม่มีข้อผิดพลาดด้วยผลการประเมิน (Confusion Matrix) สำหรับเกณฑ์การประเมิน 2%/2 มิลลิเมตร	36
ตาราง 4.3 แสดงการจำแนกแผนการรักษาที่มีและไม่มีข้อผิดพลาดด้วยผลการประเมิน (Confusion Matrix) สำหรับเกณฑ์การประเมิน 3%/2 มิลลิเมตร	36
ตาราง 4.4 แสดงการจำแนกแผนการรักษาที่มีและไม่มีข้อผิดพลาดด้วยผลการประเมิน (Confusion Matrix) สำหรับเกณฑ์การประเมิน 3%/3 มิลลิเมตร	37
ตาราง 4.5 แสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Sensitivity Specificity และ Accuracy	37
ตาราง 7.1 แสดงผลการประเมินแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับการคำนวณ SPC	49
ตาราง 7.2 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด.....	50
ตาราง 7.3 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาภายหลังปรับแต่งข้อผิดพลาด.....	52

สารบัญภาพ

หน้า

ภาพ 2.1	กระบวนการทางรังสีรักษา	5
ภาพ 2.2	การวางแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT	6
ภาพ 2.3	ขั้นตอนการทำ PSQA	7
ภาพ 2.4	การวัดปริมาณรังสีด้วย วิธี True composite (17).....	9
ภาพ 2.5	การวัดปริมาณรังสีด้วย วิธี Perpendicular field-by-field (17).....	10
ภาพ 2.6	การวัดปริมาณรังสีด้วย วิธี Perpendicular composite (17).....	11
ภาพ 2.7	ส่วนประกอบของ a-Si EPID (18).....	12
ภาพ 2.8	การวัดปริมาณรังสีด้วย EPID	14
ภาพ 2.9	การระบุขอบเขตของปริมาตรที่ยอมรับได้ในทรวงรี (20)	15
ภาพ 2.10	ตาราง confusion matrix	16
ภาพ 3.1	เครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Elekta รุ่น Harmony Pro.....	22
ภาพ 3.2	อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์.....	23
ภาพ 3.3	ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Monaco เวอร์ชัน 6	23
ภาพ 3.4	ขั้นตอนการทำงานของ EPIbeam (14)	24
ภาพ 3.5	โปรแกรม MATLAB 2023a.....	24
ภาพ 3.6	ขั้นตอนการทำการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพะราย.....	26
ภาพ 3.7	ขั้นตอนการประเมินตรวจสอบแผนการรักษาที่มีการปรับแต่งข้อผิดพลาด ที่ใช้ EPID	27
ภาพ 3.8	หน้าจอแสดงผลของ EPIbeam software	28
ภาพ 4.1	ค่า Gamma passing rate ของแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด.....	31
ภาพ 4.2	การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของ การเคลื่อนที่ MLC 1 มิลลิเมตร.....	32
ภาพ 4.3	การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของ การเคลื่อนที่ MLC 3 มิลลิเมตร.....	32
ภาพ 4.4	การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของ การเคลื่อนที่ MLC 5 มิลลิเมตร.....	33
ภาพ 4.5	การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของ การเคลื่อนที่ MLC 1 มิลลิเมตร.....	33

ภาพ 4.6 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 3 มิลลิเมตร.....	33
ภาพ 4.7 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 5 มิลลิเมตร.....	34
ภาพ 4.8 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 1 มิลลิเมตร.....	34
ภาพ 4.9 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 3 มิลลิเมตร.....	34
ภาพ 4.10 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 5 มิลลิเมตร.....	35
ภาพ 7.1 หน้าจอแสดงรายการการประกันคุณภาพ MLC ประจำวัน.....	47
ภาพ 7.2 หนังสือรับรองจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร.....	62
ภาพ 7.3 หนังสือรับรองจริยธรรมการวิจัยการในมนุษย์ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏวชิรฯ.....	63



อักษรย่อ

a-Si	= Amorphous silicon
DD	= Dose difference
DTA	= Distance to agreement
EPID	= Electronic portal imaging device
GPR	= Gamma passing rate
IMRT	= Intensity-modulated radiation therapy
LINAC	= Linear accelerator
MLC	= Multileaf collimator
PSQA	= Patient-specific quality assurance
Se	= Sensitivity
Sp	= Specificity
SPC	= Statistic process control
TPS	= Treatment planning system
VMAT	= Volumetric-modulated arc therapy



บทที่ 1

บทนำ

ความเป็นมาและความสำคัญของปัญหา

มะเร็งศีรษะและลำคอ (Head and Neck cancer; H&N) ถือเป็นมะเร็งที่พบได้มาก และเป็นส่วนที่มีอวัยวะที่สำคัญ เช่น ไขสันหลัง (Spinal cord), ก้านสมอง (Brain stem), ต่อม้ำลาย (Parotid gland), กล่องเสียง (Larynx) และ ขากรรไกร (Mandible) เป็นต้น ดังนั้นการรักษามะเร็งในส่วนศีรษะและลำคอ ด้วยการฉายรังสีอาจจำเป็นต้องมีการใช้การฉายรังสีด้วยเทคนิคขั้นสูง (Advanced technique) เนื่องจากความซับซ้อนของการฉายด้วย เทคนิคขั้นสูง นี้จึงจำเป็นต้องมีการทำการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย (Patient-specific quality assurance; PSQA) ร่วมด้วย เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษาก่อนที่จะมีการนำมาฉายให้กับผู้ป่วย

การประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย เป็นกระบวนการตรวจสอบปริมาณรังสี ที่ได้จากการคำนวณโดยเครื่องวางแผนการรักษา (Treatment planning system; TPS) เปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดหรือการคำนวณจากอีกระบบหนึ่ง รวมทั้งการส่งข้อมูลจากเครื่องวางแผนการรักษาไปยังเครื่องฉายรังสี เพื่อตรวจสอบว่าปริมาณรังสีที่จะฉายให้กับผู้ป่วยในห้องฉายมีความถูกต้องตรงตามที่วางแผนการรักษาไว้ (1) ดังนั้นการประกันคุณภาพแผนการรักษาจึงถือว่าเป็นกระบวนการที่สำคัญสำหรับเทคนิคการฉายที่มีความซับซ้อนอย่างเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity-modulated radiation therapy; IMRT) เป็นเทคนิคที่พัฒนามาจากเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ (Three dimensional conformal radiography; 3D-CRT) โดยมีคุณสมบัติเพิ่มเติมคือการใช้ความเข้มของปริมาณรังสีที่ไม่สม่ำเสมอ (Non-uniform intensity) จากการเคลื่อนที่ของ MLC จึงทำให้การกระจายของปริมาณรังสี (Isodose distribution) มีรูปร่างและปริมาตรใกล้เคียงกับก้อนมะเร็ง (2) และเทคนิคการฉายแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร (Volumetric-modulated arc therapy; VMAT) เป็นเทคนิคที่พัฒนามาจาก IMRT มีข้อดี คือ มีการฉายรังสีที่แม่นยำมากขึ้น และใช้เวลาในการฉายน้อยกว่า ซึ่งเทคนิคนี้มีการปรับความเข้มของปริมาณรังสีโดยใช้ MLC ร่วมกับการหมุนของ Gantry ของเครื่องเร่งอนุภาค (Linear accelerator; LINAC) รอบตัวผู้ป่วยระหว่างการฉาย การปรับอัตราการปล่อยรังสีต่อหน่วยเวลา (Dose rate) และการปรับความเร็วในการหมุนของ Gantry ในขณะฉาย (3) ด้วยเหตุนี้เทคนิคการฉายรังสีแบบ IMRT และ VMAT ที่มีความซับซ้อนสูง จึงมีความจำเป็นที่จะต้องมีการทำ PSQA ซึ่งเป็นการตรวจสอบการฉายปริมาณรังสีจริงในห้องฉายก่อนการฉายให้กับผู้ป่วย

การประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสามารถดำเนินการได้หลายวิธีเช่น การใช้ อุปกรณ์วัดปริมาณรังสี (Measurement based) การประกันคุณภาพแผนการรักษาโดยเทียบกับ วิธีการคำนวณ (Independence calculation based) การประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายแบบมีการสร้างข้อมูลใหม่ หรือประมวลผลจากข้อมูลที่มีการบันทึกไว้ (Reconstruction based) และการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายโดยคาดการณ์จากข้อมูล (Prediction based) เป็นต้น ความซับซ้อนของเทคนิคการฉายรังสีมีผลต่อข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้น ดังนั้นความสามารถในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์ อาจช่วยลดข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นในแผนการรักษาได้ โดยมีหลายงานวิจัยที่ศึกษาเกี่ยวกับความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์สำหรับการทำ PSQA จากงานวิจัยก่อนหน้า Udee N. และคณะ (4) ได้ทำการศึกษาการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์สำหรับการทำ PSQA โดยในข้อผิดพลาดของ MLC ส่งผลให้การปรับความเข้มของรังสีมีผลกับปริมาณรังสีที่อวัยวะเป้าหมาย ดังนั้นความผิดพลาดนี้จะส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนในปริมาณรังสีภายในแผนการรักษา รวมถึงข้อผิดพลาดของ การเคลื่อนที่ของ Gantry ในการฉายของปริมาณรังสีที่ถูกต้อง ไปยังตำแหน่งที่ไม่ถูกต้องทำให้ อวัยวะปกติได้รับปริมาณรังสีที่อาจส่งผลให้เกิดผลข้างเคียงได้ (5) Thongsawad S. และคณะ (6) ศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดสำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย ที่ใช้อุปกรณ์ได้แก่ EPID, Delta4 และ Log file พบว่า EPID มีประสิทธิภาพในการตรวจจับข้อผิดพลาดสูงที่สุด

จากความสำคัญที่กล่าวมาความซับซ้อนของเทคนิคการฉาย VMAT มักเกิดจากการเคลื่อนที่ของ MLC เพื่อปรับความเข้มของลำรังสี ดังนั้นถ้าแผนการรักษาเกิดข้อผิดพลาดจากการเคลื่อนที่ของตำแหน่ง MLC จะมีผลกระทบต่อ dose distribution และตามการรายงานของ AAPM TG 218 (17) รายงานว่าการฉายรังสีด้วยเทคนิคขั้นสูงควรจะมีการทำ PSQA ร่วมด้วย โดยชนิดของการทำ PSQA ที่มีการนิยมใช้มากที่สุดคือ measurement based ซึ่งมีอุปกรณ์หลายชนิด (11) โดยแต่ละชนิดมีความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นต่างกัน ดังนั้นการจำลองข้อผิดพลาดในการฉายเพื่อทดสอบว่าเครื่องมือในการทำ PSQA สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดที่มีขนาดแตกต่างกันได้หรือไม่นั้น ถือเป็นสิ่งสำคัญ และเพื่อเป็นการยืนยันว่าเครื่องมือที่ใช้มีความน่าเชื่อถือสำหรับการใช้งานทางคลินิก

ปัจจุบัน EPID ที่มีส่วนประกอบของ Amorphous silicon (a-Si) ได้ถูกพัฒนาให้มีความละเอียดที่สูงขึ้น (High spatial resolution) สำหรับการตรวจสอบปริมาณรังสี รวมไปถึงการพัฒนาคุณภาพของภาพถ่ายทางรังสี (Image quality) (5) และได้มีการยืนยันว่า EPID เหมาะกับการนำมาใช้เป็นอุปกรณ์สำหรับการทำ PSQA เนื่องจากมีคุณลักษณะ ดังนี้ ความเป็นเชิงเส้นต่อปริมาณรังสี (Dose linearity) ความเที่ยงตรงเมื่อนำมาวัดซ้ำ (Reproducibility) และความสามารถในการอ่านค่าได้ทันที (7) และ EPID ได้ถูกนำมาใช้เป็นเครื่องมือสำหรับการทำ PSQA เนื่องจาก EPID มีความสามารถในการสร้างภาพที่มีความละเอียดสูงและสามารถตรวจจับข้อผิดพลาดในแผนการรักษา

ได้อย่างมีประสิทธิภาพ จากงานวิจัยของ Fredh A. และคณะ (8) ศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์ที่ใช้ในการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายในมะเร็งศีรษะและลำคอ พบว่า EPID สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นได้ทั้งหมดเมื่อเทียบกับอุปกรณ์อื่น ๆ เช่น ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ที่ขนาด 2 มิลลิเมตร ซึ่งมีเพียง EPID ที่สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดนี้ได้ Vieilleigne L. และคณะ (9) ศึกษาการประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์สำหรับการทำ PSQA พบว่า EPID มีความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยสามารถตรวจจับข้อผิดพลาดในช่วงขนาดตั้งแต่ 0.5 ถึง 5 มิลลิเมตร ภายใต้เกณฑ์การวิเคราะห์แกมมา (Gamma analysis) ที่แตกต่างกัน โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อใช้เกณฑ์ทำให้สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดได้ดีขึ้น งานวิจัยนี้จึงสรุปได้ว่า EPID เป็นอุปกรณ์ที่มีประสิทธิภาพสำหรับนำมาใช้ทำ PSQA ใน แผนการรักษา มะเร็งศีรษะ และลำคอ ซึ่งจากหลาย ๆ งานวิจัย (4,8,9,23) มีการปรับแผนการรักษาให้เกิดข้อผิดพลาดในการเคลื่อนที่ของตำแหน่งของ MLC โดยงานวิจัยส่วนใหญ่มักเริ่มตรวจจับข้อผิดพลาดของ MLC ได้ตั้งแต่ 1 mm ขึ้นไป จึงเป็นที่มาของการเลือกที่จะศึกษาในข้อผิดพลาดของ MLC ที่ 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร

จากความสำคัญที่กล่าวมา เนื่องจากอุปกรณ์ในการวัดปริมาณรังสีที่นำมาใช้ในการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย มีประสิทธิภาพในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่ไม่เท่ากัน รวมถึงอุปกรณ์ของสถาบันที่ทำการศึกษาก็ได้ทำการติดตั้งใหม่ ยังไม่มีการศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของเครื่อง (Sensitivity) จึงเป็นที่มาของการศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของ EPID สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายในมะเร็งศีรษะและลำคอ ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร

จุดมุ่งหมายของการวิจัย

1. เพื่อกำหนดขีดจำกัดความคลาดเคลื่อนของ GPR ที่ได้จาก SPC ในแผนการรักษามะเร็ง H&N โดยใช้เทคนิค VMAT
2. เพื่อศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของ EPID สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษามะเร็ง H&N ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร

ขอบเขตการวิจัย

การศึกษาแบ่งออกเป็น 2 ส่วน ส่วนแรกการคำนวณค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อนเพื่อใช้ในการประเมินแผนการรักษาในงานวิจัยนี้ โดยจะใช้เกณฑ์การคัดเลือกแผนการรักษาตาม AAPM TG 218 ที่เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร GPR ร้อยละ 95 ส่วนที่ 2 จะเป็นการศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาด แบ่งเป็นการตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษา เพื่อยืนยันว่าแผนการรักษา

สามารถนำมาฉายได้จริง และให้ค่า GPR ที่ผ่านตามเกณฑ์ที่กำหนด โดยการนำแผนการรักษาเข้าสู่กระบวนการประกันคุณภาพแผนการรักษา แล้วประเมินแผนการรักษาตามเกณฑ์ คือ 2%/2 มิลลิเมตร 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร โดยแต่ละ criteria มีค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการคำนวณ Statistic process control (SPC) จากนั้นจะนำแผนการรักษามาปรับแต่งให้เกิดข้อผิดพลาดของ MLC และ โดย MATLAB ข้อผิดพลาดที่มีการปรับแต่ง คือตำแหน่งการเคลื่อนที่ของ MLC ได้แก่ 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร จากนั้นเข้าสู่กระบวนการประกันคุณภาพแผนการรักษา โดยแผนการรักษาที่มีข้อผิดพลาดดังกล่าวจะถูกฉายลงบน EPID ส่วนแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด จะถูกนำเข้าสู่ Software ของอุปกรณ์ที่ใช้คือ EPIbeam software จากนั้นทำการประเมินแผนการรักษา โดยใช้ เกณฑ์ ที่กำหนด คือ 2%/2 มิลลิเมตร 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร และจะประเมินแต่ละ เกณฑ์โดยใช้ค่า Tolerance limit ที่ได้จากการคำนวณในส่วนแรก แล้วนำผลที่ได้มาคำนวณค่า Sensitivity และ Specificity ของ EPID เนื่องจากเป็นค่าที่บ่งบอกถึงความสามารถในการตรวจจับข้อผิดพลาด

สมมติฐานงานวิจัย

EPID มีความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดการเคลื่อนที่ของ MLC ที่ใช้ในเทคนิคการฉายรังสีแบบ VMAT สำหรับแผนการรักษาผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอในระดับข้อผิดพลาดของ MLC ที่เคลื่อนที่แบบ opening ขนาด 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร

บทที่ 2

เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

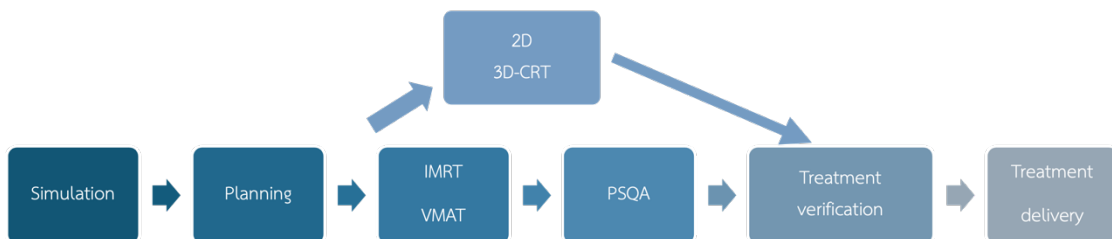
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 รังสีรักษา

รังสีรักษา เป็นกระบวนการใช้รังสีพลังงานสูงมาใช้ในการรักษาผู้ป่วย ซึ่งรังสีที่นำมาใช้ในการรักษามีคุณสมบัติในการก่อให้เกิดการแตกตัวเป็นไอออนที่จะสามารถเข้าไปทำลายสารพันธุกรรมในเซลล์ของสิ่งมีชีวิต อย่างเซลล์มะเร็งเพื่อไปยับยั้งการเจริญเติบโต การรักษาด้วยการฉายรังสี มีเป้าหมายหลักคือ การให้ปริมาณรังสีสูงแก่ก้อนมะเร็ง แต่อวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด การรักษานอกจากจะช่วยในการบรรเทาอาการของโรคได้แล้วยังสามารถจะช่วยรักษาให้หายขาดได้ (10) การรักษาด้วยรังสีแบ่งออกเป็นรังสีรักษาระยะไกล และรังสีรักษาระยะใกล้ โดยรังสีรักษาระยะไกล (External beam radiation therapy) คือการรักษาโดยให้แหล่งกำเนิดรังสีอยู่ภายนอกร่างกาย มักใช้โฟตอน (Photon) อิเล็กตรอน (Electron) และอนุภาคมวลหนัก เป็นต้น ซึ่งรังสีรักษาระยะไกลมีเทคนิคการฉายหลายเทคนิค เช่น การฉายรังสีแบบ 3D-CRT การฉายรังสีแบบ IMRT การฉายรังสีแบบ VMAT (1)

2.1.2 กระบวนการทางรังสีรักษา

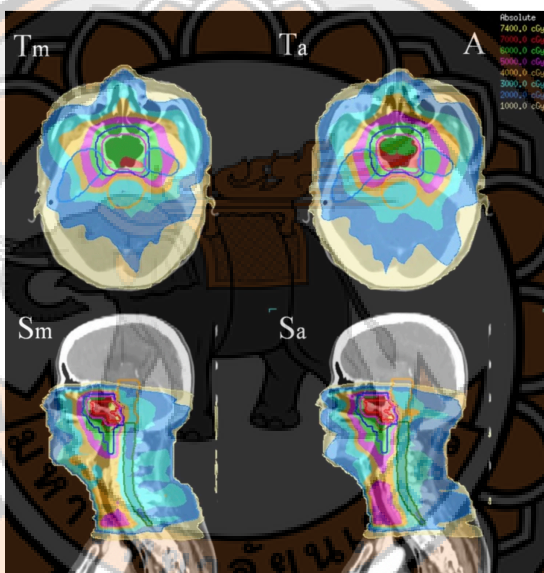
กระบวนการทางรังสีรักษา ดังภาพ 2.1 จะเริ่มจากกระบวนการจำลองการรักษาซึ่งเป็นการข้อมูลผู้ป่วยเพื่อใช้ในการวางแผนการรักษา เพื่อให้มั่นใจว่าการฉายรังสีมีความถูกต้องเป็นไปตามที่กำหนด จากนั้นเข้าสู่ขั้นตอนการวางแผนการรักษา โดยนักฟิสิกส์การแพทย์จะต้องวางแผนการรักษาให้เป็นไปตามที่แพทย์กำหนด และอวัยวะปกติข้างเคียงจะต้องได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุดเท่าที่จะน้อยได้ จากนั้นจะเข้าสู่กระบวนการประกันคุณภาพแผนการรักษาโดยกระบวนการนี้จะทำเฉพาะในแผนการรักษาที่ทำการฉายด้วยเทคนิคขั้นสูง แล้วทำการวิเคราะห์ผลของการประกันคุณภาพตามที่กำหนดไว้ก่อนที่จะฉายจริงให้กับผู้ป่วย



ภาพ 2.1 กระบวนการทางรังสีรักษา

2.1.3 เทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร (1)

เทคนิคการฉายรังสีแบบ VMAT เป็นการฉายรังสีที่พัฒนามาจากการฉายรังสีแบบ IMRT แต่สามารถปรับ dose rate และความเร็วในการหมุนของ Gantry ระหว่างการฉายได้ดังภาพที่ 2.2 แสดงการกระจายปริมาณรังสีของเทคนิค VMAT โดยเทคนิคนี้มีข้อดีคือ สามารถลดจำนวน monitor unit ได้ ทำให้เวลาที่ใช้ในการฉายลดลง แต่การรักษาด้วยเทคนิค VMAT ส่งผลให้ได้รับปริมาณรังสีระดับต่ำเป็นบริเวณกว้าง เนื่องจากมีการให้ปริมาณรังสีรอบตัวผู้ป่วย ด้วยเหตุนี้เทคนิคการฉาย VMAT จึงเป็นเทคนิคที่ทำให้การฉายรังสีมีความซับซ้อน จึงต้องมีการประกันคุณภาพแผนการรักษา เพื่อให้แผนการรักษามีความถูกต้อง แม่นยำ และก่อให้เกิดประโยชน์สูงสุดแก่ผู้ป่วย



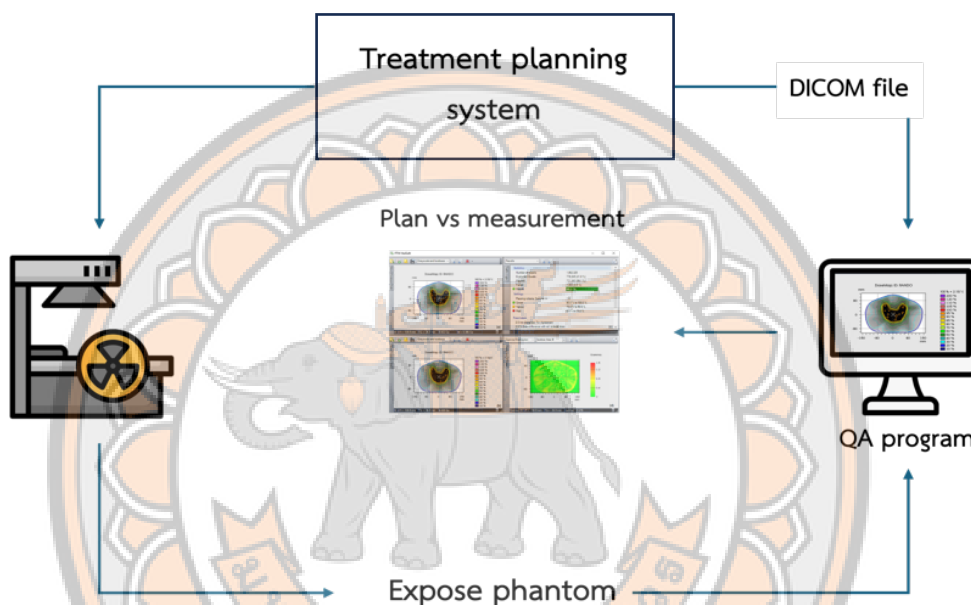
ภาพ 2.2 การวางแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT

ที่มา: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00066-020-01631-x/figures/2>

2.1.4 การประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย (Patient specific QA; PSQA)

การประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายเป็นการตรวจสอบปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณจากเครื่องวางแผนการรักษา (Treatment planning system; TPS) เปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้จากการวัดปริมาณรังสีจริงจากอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี หรืออาจใช้วิธีการเปรียบเทียบกับการส่งข้อมูลจากเครื่องวางแผนการรักษาไปยังเครื่องฉายรังสี เพื่อตรวจสอบว่าปริมาณรังสีที่ฉายให้กับผู้ป่วยมีความถูกต้องตรงตามที่วางแผนการรักษาไว้ โดยเกณฑ์การเปรียบเทียบเพื่อประเมินแผนการรักษานิยมใช้การประเมินแกมมา (Gamma evaluation) (1) โดยการประกันคุณภาพแผนการรักษานิยมนำมาใช้กับเทคนิคที่มีความซับซ้อนของการฉาย เช่น เทคนิค IMRT หรือ VMAT เป็นต้น โดยขั้นตอนการทำ PSQA เมื่อแผนการรักษาผ่านการอนุมัติโดยรังสีแพทย์แล้ว จึงถูกส่งไปยัง

เครื่องฉายรังสี และซอฟต์แวร์สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณรังสีของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่ใช้เมื่อส่งแผนการรักษาไปยังเครื่องฉายแล้วจึงทำการฉายรังสีตามแผนการรักษาลงบนอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีเพื่อทำการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ฉายจริง จากนั้นส่งข้อมูลที่ได้จากการฉายเข้าโปรแกรมการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องวางแผนการรักษาและที่ได้จากการวัดจริง เพื่อให้มั่นใจว่าการฉายรังสีจากเครื่องฉายมีความถูกต้องตรงตามทีวางแผนการรักษาไว้ และอยู่ในเกณฑ์ที่สถาบันนั้น ๆ กำหนด ขั้นตอนการทำ PSQA แสดงดังแผนภาพที่ 2.3



ภาพ 2.3 ขั้นตอนการทำ PSQA

2.1.5 ประเภทของการประกันคุณภาพแผนการรักษา

ประเภทของการประกันคุณภาพแผนการรักษาแบ่งเป็น 4 ประเภท ประกอบด้วย

2.1.5.1 การใช้อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีในการประกันคุณภาพแผนการรักษา (Measurement based) โดยการวัดปริมาณรังสีแบบ Measurement based สามารถแบ่งได้หลายลักษณะดังนี้ (11)

ก. การวัดปริมาณรังสีเฉพาะจุดบนพื้นที่การฉาย (Point dose measurement) เป็นการวัดปริมาณรังสีจำเพาะจุด โดยอาจวัดตำแหน่งเดียวหรือหลายตำแหน่ง นิยมวัดบริเวณจุดกึ่งกลางลำรังสีในหุ่นจำลอง บริเวณที่ทำการวัดควรมีปริมาณรังสีสูง และมีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีไม่มาก (Low dose gradient) หัววัดรังสีที่นิยมใช้ในการวัด ได้แก่ หัววัดรังสีแบบไอออไนเซชัน (Ionization chamber; IC) และหัววัดรังสีไดโอด (Diode)

ข. การวัดปริมาณรังสีแบบระนาบ (Two-dimension measurement) เพื่อให้สามารถวัดการกระจายตัวของปริมาณรังสีในครั้งเดียวทั้งระนาบ การวัดปริมาณรังสีทั้งระนาบทำให้ได้ข้อมูลปริมาณรังสีที่ละเอียดมากกว่าวัดแบบจำเพาะจุด อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่นิยมใช้ในการวัดได้แก่ ฟิล์มวัดรังสี (Film) อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic portal imaging device; EPID) และ อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีแบบระนาบ (Array detector) เช่น MapCheck เป็นต้น

ค. การวัดปริมาณรังสีแบบปริมาตร (Three-dimension measurement) เพื่อดูการกระจายตัวของปริมาณรังสีแบบสามมิติ หรือทั้งปริมาตร อุปกรณ์วัดปริมาณรังสีที่นิยมใช้ในการวัดปริมาณรังสีแบบสามมิติ ได้แก่ ArcCHECK, Octavius และ Gel dosimetry เป็นต้น

2.1.5.2 การประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยแบบการคำนวณอย่างอิสระ (Independent calculation based) เป็นการใช้ออฟต์แวร์คำนวณปริมาณรังสีแบบอิสระเพื่อใช้ในการคำนวณปริมาณรังสี นิยมใช้สำหรับการทวนสอบแผนการรักษาซ้ำ เพื่อยืนยันความถูกต้อง และแม่นยำของเครื่องวางแผนการรักษา เช่น Mobius 3D software, In-house Monte Carlo และ MU calculation เป็นต้น (12)

2.1.5.3 Reconstruction based เป็นการตรวจสอบความถูกต้องของการรักษาโดยใช้ข้อมูลจาก Logfile ที่ได้มาจากเครื่อง LINAC เพื่อสร้างภาพการกระจายของรังสีที่คาดว่าจะได้รับโดยใช้ข้อมูลการฉายที่มีการบันทึกไว้จากแผนการรักษา เช่น MU, Gantry angle, Collimator angle, Jaw position, MLC position (13, 14)

2.1.5.4 Prediction based การตรวจสอบคุณภาพการรักษาด้วยรังสีแบบเสมือนจริง โดยใช้การเรียนรู้ของเครื่อง (Machine Learning หรือ Deep Learning) มีเป้าหมายเพื่อปรับปรุงความถูกต้องและประสิทธิภาพของการตรวจสอบคุณภาพ (15, 16)

2.1.6 การวัดปริมาณรังสีสำหรับการทวนสอบแผนการรักษา (17)

การวัดปริมาณรังสีสำหรับการทวนสอบแผนการรักษาแบ่งออกเป็น 3 วิธี ประกอบด้วย

2.1.6.1 วิธี True composite (TC)

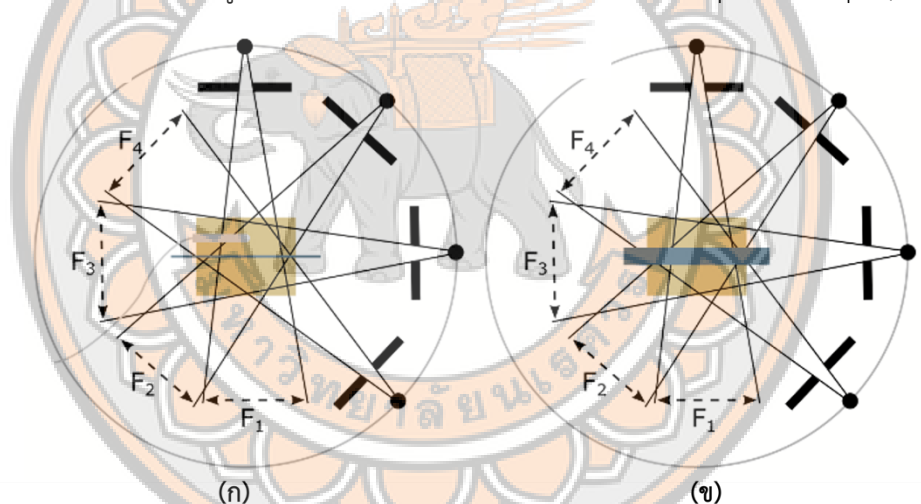
การวัดปริมาณรังสีด้วยวิธี True composite เป็นการจำลองการฉายรังสีไปยังหุ่นจำลองโดยพารามิเตอร์ที่ใช้เป็นพารามิเตอร์ที่ใช้ในแผนการรักษานั้นจริง ซึ่งพารามิเตอร์ที่ใช้ประกอบด้วย MU, Gantry, Collimator, องศาของเตียงรักษา, Jaws และ ตำแหน่งของ MLC leaf วิธีนี้แต่เดิมนิยมทำการวัดรังสีด้วยฟิล์มวัดรังสี (Film Dosimetry) แต่ในปัจจุบันมีการใช้หัววัดปริมาณรังสีแบบไดโอดหรือ Ion Chamber Array ร่วมด้วย โดยระบบที่ใช้ฟิล์ม อาจใช้วิธีการวาง Ion Chamber (IC) ภายในหุ่นจำลอง และฉายรังสีพร้อมกับฟิล์มชนิด ReadyPack EDR2 หรือ

Gafchromic EBT เพื่อให้สามารถวัดได้ทั้งปริมาณรังสีที่แท้จริง (Absolute dose) จาก IC และการกระจายของรังสีแบบ 2 มิติจากฟิล์ม ดังภาพ 2.4 ก และ 2.4 ข ข้อดีของวิธีนี้ ประกอบด้วย

1. การวัดปริมาณรังสีที่ฉายด้วยวิธี TC เป็นการรวมความคลาดเคลื่อนของทั้ง Gantry, Collimator, องศาของเตียง, Jaws, ตำแหน่งของ MLC leaf และผลของแรงโน้มถ่วงที่ส่งผลต่อ MLC leaf ตามองศาของ gantry (Gravity effects)

2. ผลลัพธ์ที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีที่ฉายแบบระนาบ (Planar dose distribution) มีความใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่ฉายที่ผู้ป่วยจะได้รับจริง จึงช่วยให้สามารถประเมินความสัมพันธ์ระหว่างบริเวณที่มีปริมาณรังสีที่ฉายสูงกับอวัยวะสำคัญข้างเคียง (Organ at risk) ที่อยู่บนระนาบเดียวกันได้

ข้อเสียหลักของวิธีดังกล่าวคือบางส่วนของลำรังสีอาจไม่ผ่านฟิล์มหรือ หัววัดรังสีที่ใส่ในหุ่นจำลองเนื่องจากฟิล์มหรือ หัววัดรังสีมีกวางอยู่แนวตัดขวาง (Transverse plane) และได้รับการฉายรังสีจาก MLC เพียงคู่เดียว ส่งผลให้ไม่สามารถวัดปริมาณรังสีที่ฉายทุกส่วนของทุก ๆ ลำรังสีได้



ภาพ 2.4 การวัดปริมาณรังสีด้วย วิธี True composite (17)

(ก) การฉายด้วย วิธี TC บน หุ่นจำลอง โดยมี IC ไว้ที่ specific dept

(ข) การฉายด้วย วิธี TC บนอุปกรณ์วัดอาเรย์ 2 มิติ

2.6.1.2 วิธี Perpendicular field-by-field (PFF)

การวัดปริมาณรังสีด้วยวิธี Perpendicular field-by-field เป็นการยึด Gantry ไว้ที่ตำแหน่ง 0 องศา สำหรับทุกๆ ลำรังสี และยึด collimators ไว้ที่มุมมาตรฐาน (Nominal angle) โดย PFF มักใช้กับอุปกรณ์วัดรังสีชนิดไดโอดอาเรย์ (Diode array) หรือแชมเบอร์อาเรย์ (Chamber array) ฟิล์มวัดรังสี และ EPID การเก็บภาพขณะที่ Gantry ยังหมุนอยู่สามารถทำให้ทราบ

ตำแหน่งที่แท้จริงของ MLC ที่อาจมีตำแหน่งคลาดเคลื่อนได้จากผลกระทบของแรงโน้มถ่วงทำให้เกิดข้อผิดพลาดที่คลาดเคลื่อนไปจากระบบวางแผนการรักษา ดังภาพ 2.5

ข้อดีวิธี TC และ FPP คือ 1. มีการสุ่มตัวอย่างทุกส่วนของทุก ๆ ลำรังสี (Field) เมื่อมีการส่ง และวิเคราะห์ปริมาณรังสีจาก IMRT fields ผ่านการวิเคราะห์แต่ละ field แยกกัน การวิเคราะห์แบบ Field by field จะช่วยให้เห็นข้อผิดพลาดของการฉายที่ละเอียดมากขึ้น 2. ช่วยป้องกันการฉายรังสีจากหลายทิศทางที่อาจทำให้ปริมาณรังสีที่ฉายบางบริเวณลดลง (Dose wash out) วิธี PFF ช่วยป้องกันปัญหานี้ เนื่องจากสามารถประเมินปริมาณรังสีที่ฉายจากแต่ละทิศทางแยกกันได้ แต่ข้อเสียคือ 1. การกระจายปริมาณรังสีที่ฉายจากแต่ละทิศทางมีความซับซ้อน (Highly modulated) ความแตกต่างเล็กน้อยของปริมาณรังสีที่ฉายและตำแหน่งที่ได้รับรังสีส่งผลต่อผลการวิเคราะห์มากกว่าวิธี TC 2. ความแม่นยำในการซ้อนทับกัน (Registration) ของภาพปริมาณรังสีที่คำนวณกับภาพปริมาณรังสีที่วัดได้มีผลต่อผลการวิเคราะห์ ซึ่งการวัดปริมาณรังสีด้วย EPID สามารถใช้วิธีการวัดแบบ PFF ได้ เนื่องจากสามารถวิเคราะห์ปริมาณรังสีในแต่ละ field ได้

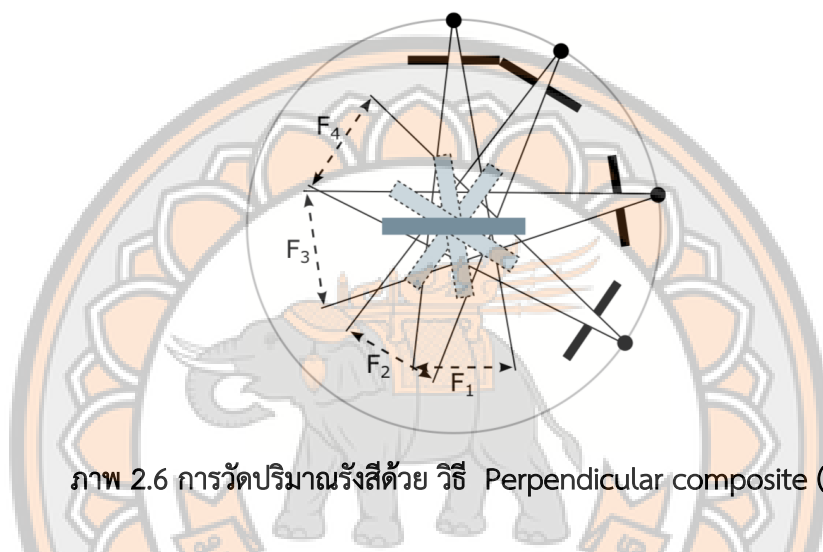


ภาพ 2.5 การวัดปริมาณรังสีด้วย วิธี Perpendicular field-by-field (17)

2.6.1.3 วิธี Perpendicular composite (PC)

การวัดปริมาณรังสีด้วย วิธี Perpendicular composite จะคล้ายกับวิธี PFF แต่การวัดปริมาณรังสีที่ฉายแบบ PC มีการรวมปริมาณรังสีที่ฉายจากทิศทางต่าง ๆ เข้าด้วยกัน ดังภาพ 2.6 ส่งผลให้ได้ภาพรวมของปริมาณรังสีที่ฉายเพียงภาพเดียวสำหรับการวิเคราะห์ ทำให้มีความรวดเร็วกว่าวิธี PFF ข้อดีของวิธีนี้คือ 1. วิธี PC รวมปริมาณรังสีที่ฉายจากทุกทิศทาง (Beam) ไว้ในภาพเดียว ทำให้วิเคราะห์ผลลัพธ์ได้ง่ายและรวดเร็วกว่าวิธี PFF 2. สามารถใช้เครื่อง EPID วัดปริมาณรังสีที่ฉายแบบ PC ได้ โดยการวัดปริมาณรังสีที่ฉายจากแต่ละทิศทางแยกกันก่อน แล้วนำมา

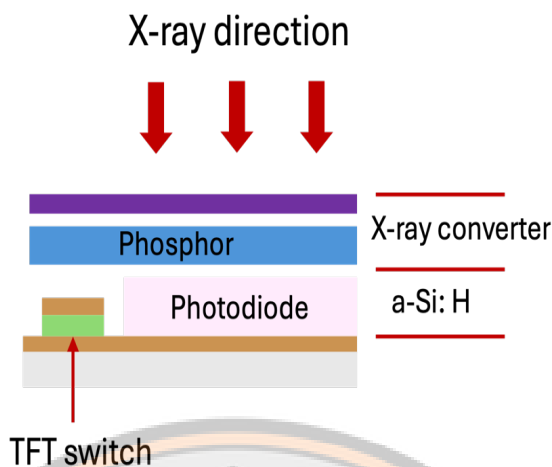
รวมกันภายหลัง การทำการวัดปริมาณรังสีด้วย EPID สำหรับการตรวจวัดปริมาณรังสีจากแผนการรักษาผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอด้วยเทคนิค VMAT วัดค่ารังสีจากทุกมุมการฉายที่ใช้ในการรักษาแผนจริง และประมวลผลเป็นแผนภาพการกระจายรังสีแบบระนาบรวม (Integrated planar dose image) สามารถนำมาเปรียบเทียบกับแผนการรักษาที่คำนวณจาก Treatment Planning System (TPS) โดยใช้เกณฑ์ Gamma analysis (2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร, 3%/3 มิลลิเมตร) ซึ่งลักษณะการตรวจสอบนี้อยู่ในกลุ่มของ PC



ภาพ 2.6 การวัดปริมาณรังสีด้วย วิธี Perpendicular composite (17)

2.1.7 อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic portal imaging device; EPID)

การตรวจสอบตำแหน่งท่าการฉายรังสีผู้ป่วยนิยมใช้ EPID เป็นอุปกรณ์ถ่ายภาพทางรังสีของผู้ป่วยสำหรับตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยทั้งก่อนการรักษา และระหว่างการรักษา เพื่อป้องกันข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้น โดย EPID เป็นอุปกรณ์มาตรฐานที่ประกอบอยู่กับเครื่องเร่งอนุภาค โดยในปี ค.ศ. 2000 ได้มีการพัฒนาหัววัดรังสีของ EPID ให้มีส่วนประกอบของ Amorphous silicon (a-Si) ซึ่งทำให้สามารถนำมาใช้ในการวัดปริมาณรังสีได้ด้วย โดยหลักการทำงานของ a-Si EPID เมื่อรังสีเข้ามาทำอันตรกิริยากับ copper ที่ทำหน้าที่เป็น build up material และชั้นต่อมาคือ Phosphor scintillator ที่ทำหน้าที่เปลี่ยนรังสีที่เข้ามาเป็นแสง เรียกว่า Optical photon จากนั้น Photodiode ที่ทำมาจาก Amorphous silicon ทำหน้าที่เปลี่ยนแสงให้กลายเป็นกระแสไฟฟ้า ทำให้สามารถส่งสัญญาณอิเล็กทรอนิกส์ไปยังโปรแกรมรับภาพได้ (5, 18) ดังภาพ 2.7



ภาพ 2.7 ส่วนประกอบของ a-Si EPID (18)

2.1.7.1 การนำ EPID มาใช้เป็นอุปกรณ์ในการประกันคุณภาพแผนการรักษาสำหรับการฉายด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT (19)

การทำการประกันคุณภาพเป็นการฉายรังสีให้ครอบคลุมทั้งการวัดปริมาณรังสีก่อนการรักษา (Pretreatment measurement QA) และการวัดปริมาณรังสีที่ฉายผ่านตัวกลาง (transit dosimetry)

การวัดปริมาณรังสีก่อนการรักษา คือ การวัดปริมาณรังสีก่อนการฉายจริงให้กับผู้ป่วย เพื่อตรวจสอบการส่งข้อมูล การฉาย และคุณภาพของแผนการรักษาผู้ป่วยให้มีความถูกต้อง และแม่นยำตรงกับแผนการรักษาที่วางไว้ ซึ่งจัดเป็นขั้นตอนของการทำ PSQA

Non-transit dosimetry คือ การวัดปริมาณรังสีที่ฉายลงบนหัววัดรังสี (Detector) โดยไม่มีตัวกลางที่ทำให้เกิดลดทอนปริมาณรังสี เช่น Incident energy fluence สำหรับการทดสอบคุณภาพภาพถ่ายรังสี

Transit dosimetry คือการวัดปริมาณรังสีเมื่อลำรังสีผ่านผู้ป่วย หรือ หุ่นจำลองก่อนการวัดโดยหัววัดรังสี ซึ่งสามารถทำการวัดปริมาณรังสีที่ฉายภายในร่างกายผู้ป่วย (In-vivo dosimetry)

In-vivo dosimetry คือการวัดปริมาณรังสีภายในตัวผู้ป่วยขณะที่กำลังรับการรักษาอยู่ ประกอบด้วยข้อมูลเกี่ยวกับตำแหน่งของผู้ป่วยที่สัมพันธ์กับการกระจายปริมาณรังสีที่ (Dose distribution) และข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับปริมาณรังสีที่ดูดกลืนภายในผู้ป่วย (Absorbed dose) โดยระบบ In-vivo dosimetry สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกี่ยวข้องกับการคำนวณปริมาณรังสี ตำแหน่งของผู้ป่วย และการเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคของผู้ป่วย (Anatomy changes)

2.1.7.1 การวัดปริมาณรังสีด้วย EPID (19)

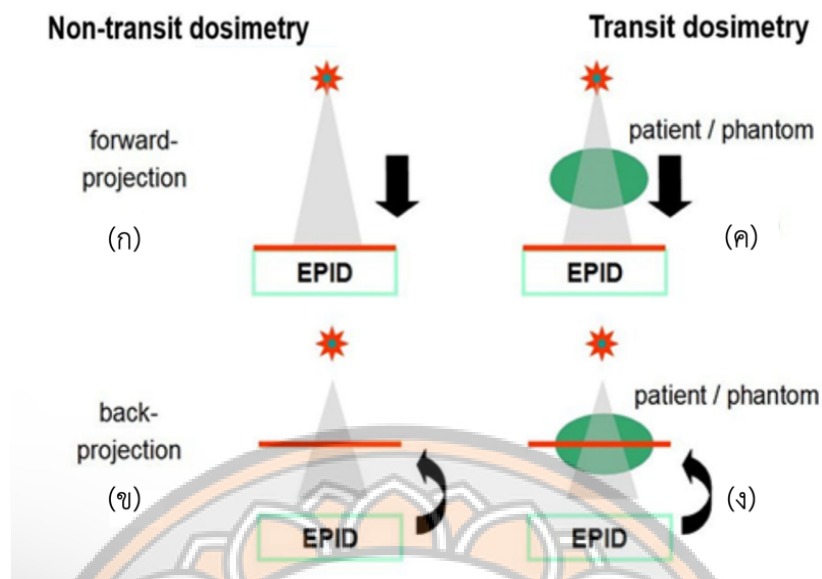
การเปรียบเทียบปริมาณรังสี หรือภาพซึ่งสามารถทำได้ที่ระดับ EPID หรือในร่างกายผู้ป่วย โดยใช้เทคนิคการฉายภาพไปข้างหน้า (Forward projection) และการฉายภาพแบบย้อนกลับ (Back projection)

การฉายแบบ Non-transit dosimetry forward projection ดังภาพ 2.8 ก จะทำการเปรียบเทียบภาพที่วัดได้ (Measured images) หรือการกระจายปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ (2D dose distribution) กับภาพที่คาดการณ์ไว้ (Predicted images) หรือการกระจายปริมาณรังสีแบบ 2 มิติ ที่ระดับ EPID

การฉายแบบ Non-transit dosimetry back-projection ดังภาพ 2.8 ข ในส่วนของ Photon fluence ที่ถูกวัดด้วย EPID จะถูกฉายกลับไปยังระนาบบนชุดข้อมูลผู้ป่วย (Patient dataset) เพื่อคำนวณปริมาณรังสี จากนั้นผลลัพธ์ของการกระจายปริมาณรังสี 3 มิติที่สร้างขึ้นใหม่ เปรียบเทียบกับการกระจายปริมาณรังสี 3 มิติที่วางแผนไว้สำหรับผู้ป่วยรายนั้น โดยให้ข้อมูลเกี่ยวกับความแตกต่างที่เป็นไปได้ระหว่างการกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณได้ทั้งสองแบบ

การฉายแบบ Transit dosimetry forward projection ดังภาพ 2.8 ค ขณะที่ grayscale distributions ที่วัดด้วย EPID สามารถทำการเปรียบเทียบโดยตรง หรือหลังการแปลงเป็นค่าปริมาณรังสีด้วย grayscale distributions หรือปริมาณรังสีที่คาดการณ์ไว้ ซึ่งวิธีนี้สามารถนำไปใช้สำหรับการตรวจสอบ Relative transit delivery monitoring ได้ โดยมีการวัดขณะที่มีผู้ป่วยอยู่ และใช้เป็นข้อมูลอ้างอิงสำหรับการตรวจสอบครั้งต่อไป

การฉายแบบ Transit dosimetry back projection ดังภาพ 2.8 ง เป็นการฉายรังสีผ่านตัวกลางก่อนตกกระทบบุปกรรมันบัวต จากนั้นมีการคำนวณย้อนกลับโดยใช้อัลกอริทึมในการคำนวณ

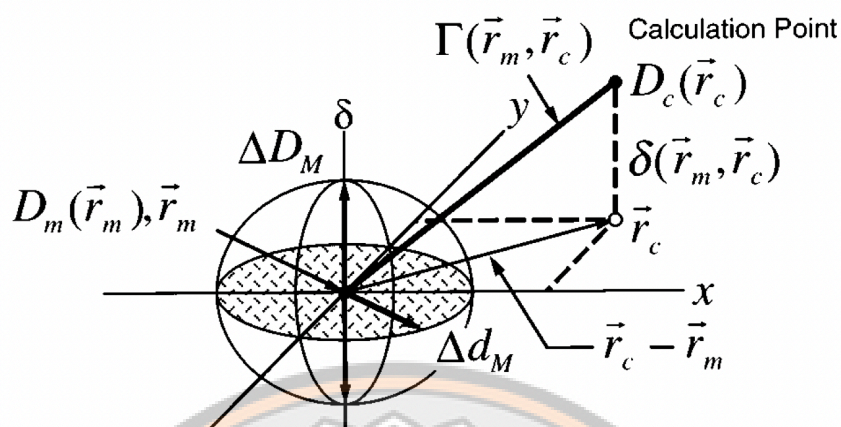


ภาพ 2.8 การวัดปริมาณรังสีด้วย EPID

- (ก) แบบ Non-transit dosimetry forward (ข) แบบ Transit dosimetry forward
 (ค) แบบ Non-transit dosimetry back-projection
 (ง) แบบ Transit dosimetry back-projection

2.1.8 การวิเคราะห์ดัชนีแกมมา (Gamma index analysis; GI)

การวิเคราะห์ดัชนีแกมมาโดยการวิเคราะห์ค่าปริมาณรังสีและตำแหน่งของปริมาณรังสี โดยการเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีเป็นการกระจายปริมาณรังสีบริเวณที่มีความแตกต่างของปริมาณรังสีต่ำ (Low dose gradient) และการกระจายปริมาณรังสีบริเวณที่มีความแตกต่างของปริมาณรังสีสูง (High dose gradient) สำหรับ Low dose gradient เป็นการแสดงผลเปรียบเทียบค่าการความแตกต่างของปริมาณรังสี (Dose difference; DD) ที่จุดเดียวกัน ส่วน High dose gradient เป็นการแสดงผลของระยะห่างของการกระจายปริมาณรังสีที่เท่ากัน (Distance to agreement; DTA) (12, 13) ดังนั้น การประเมินแผนการรักษาด้วย GI เป็นการประเมินการกระจายปริมาณรังสีที่วัดได้ด้วยอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีกับการกระจายปริมาณรังสีที่คำนวณโดย TPS เกณฑ์การวัดด้วย GI ประกอบด้วยพารามิเตอร์ 2 ตัว ได้แก่ DD และ DTA โดย DD คือ การเปรียบเทียบค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ตำแหน่งเดียวกันระหว่างปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณโดย TPS และปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดโดยอุปกรณ์วัดรังสี ส่วน DTA คือ ค่าความแตกต่างของระยะทางที่ระดับปริมาณรังสีเดียวกัน (20) ค่าพารามิเตอร์ดังกล่าวเป็นการเปรียบเทียบค่าความแตกต่างของปริมาณรังสี และระยะห่างการกระจายปริมาณรังสีนี้เพื่อประเมินความถูกต้องของการกระจายปริมาณรังสีที่ตำแหน่งต่าง ๆ ในปริมาณที่ต้องการวิเคราะห์ว่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้หรือไม่ โดยกำหนดขนาดของทรวงู ในการระบุขอบเขตของปริมาณที่ยอมรับได้ (20) ดังภาพ 2.9



ภาพ 2.9 การระบุขอบเขตของปริมาตรที่ยอมรับได้ในทฤษฎี (20)

พื้นผิวของทฤษฎีถูกเลือกเพื่อเป็นเกณฑ์การยอมรับ พื้นผิวที่กำหนดนั้นจะถูกนิยามด้วยสมการที่กำหนดไว้ดังสมการที่ 2.1

$$\sqrt{\frac{r^2_{(r_m,r)} + \delta^2_{(r_m,r)}}{\Delta d_m^2 + \Delta D_m^2}} \leq 1 \quad (2.1)$$

เมื่อ $r(r_m,r)$ คือ ระยะห่างระหว่างจุดที่วัดได้กับที่สามารถคำนวณได้
 $\delta(r_m,r)$ คือ ค่าความแตกต่างของปริมาณรังสี
 Δd คือ เกณฑ์ Distance to agreement
 ΔD คือ เกณฑ์ Dose different

โดยทั้ง 2 พารามิเตอร์คือ DD และ DTA จะต้องอยู่ในเกณฑ์ยอมรับที่ผู้ใช้กำหนดเพื่อความถูกต้องและแม่นยำของการประเมินแผนการรักษาด้วยค่าดัชนีแกมมา (Gamma index; GI) จำเป็นต้องใช้ทั้ง 2 พารามิเตอร์เพื่อคำนวณหาค่า GI (13) ดังสมการที่ (2.2)

$$\Gamma(r_m,r_c) = \sqrt{\frac{r^2_{(r_m,r)} + \delta^2_{(r_m,r)}}{\Delta d_m^2 + \Delta D_m^2}} \quad (2.2)$$

เมื่อ $\Gamma(r_m,r_c)$ คือ ดัชนีแกมมา (Gamma index)

ดังนั้นการนำ GI มาใช้ในการประเมินการประกันคุณภาพแผนการรักษาจำเป็นต้องใช้เกณฑ์การประเมินทั้ง DD และ DTA ด้วย

จากการรายงานของ AAPM American Association of Physicists in Medicine ฉบับที่ 218 (AAPM TG 218) แนะนำว่าเกณฑ์ GI สำหรับเทคนิค IMRT และ VMAT ที่เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร และค่า Gamma passing rate (GPR) ควรมากกว่าร้อยละ 95 และ Cut off threshold ร้อยละ 10 การประกันคุณภาพแผนการรักษาจะช่วยทำให้การรักษา มีความถูกต้องและแม่นยำมากขึ้น (17)

2.1.9 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ความไว ความจำเพาะ และความถูกต้อง

คำนวณหาค่า ความไว (Sensitivity; Se) ความจำเพาะ (Specificity; Sp) และความถูกต้อง (Accuracy) จำแนกออกเป็น ดังภาพ 2.10 ซึ่งมีรายละเอียดดังนี้ (23)

True Positive (TP) คือ สิ่งที่ทำนายว่าเป็นจริง ตรงกับสิ่งที่เกิดขึ้นเป็นจริง
 False Negative (FN) คือ สิ่งที่ทำนายว่าเป็นจริง ไม่ตรงกับสิ่งที่เกิดขึ้นที่เป็นจริง
 True Negative (TN) คือ สิ่งที่ทำนายว่าเป็นเท็จ ตรงกับสิ่งที่เกิดขึ้นเป็นเท็จ
 False positive (FP) คือ สิ่งที่ทำนายว่าเป็นเท็จ ไม่ตรงกับสิ่งที่เกิดขึ้นที่เป็นเท็จ

	Error	Error-free
Positive	True positive	False positive
Negative	False negative	True negative

ภาพ 2.10 ตาราง confusion matrix

ค่าความไว (Sensitivity; Se) คือ ค่าความน่าจะเป็นหรือโอกาสที่ทำนายได้ถูกต้อง (True Positive) การตรวจจับที่มีความไวสูง จะถือเป็นเครื่องมือที่เหมาะสมสำหรับการนำมาใช้ในการตรวจจับข้อผิดพลาด ซึ่งค่า Se จะสามารถคำนวณได้ดังสมการ 2.3 (23)

$$Se(\%) = \frac{TP}{TP+FN} \times 100 \quad (2.3)$$

เมื่อ TP คือ True positive
 FN คือ False negative

ค่าความจำเพาะ (Specificity; Sp) คือ ค่าความน่าจะเป็น หรือโอกาสที่การตรวจได้ผลลบ เมื่อมีการทำนายว่าเป็นเท็จ และตรงกับสิ่งที่เกิดขึ้นเป็นเท็จ (True Negative) การตรวจที่มีความจำเพาะสูง จะถือเป็นเครื่องมือที่มีความสามารถในการยืนยันแผนการรักษาที่ถูกต้องว่าไม่มีความผิดพลาดซึ่งค่า Sp จะสามารถคำนวณได้ดังสมการ 2.4 (23)

$$Sp(\%) = \frac{TN}{FP+TN} \times 100 \quad (2.4)$$

เมื่อ FP คือ False positive

TN คือ True negative

ค่าความถูกต้อง (Accuracy) คือ ค่าที่บอกถึงความถูกต้องของระบบ ในการตรวจจับได้ทีกับจำนวนทั้งหมดดังสมการ 2.5

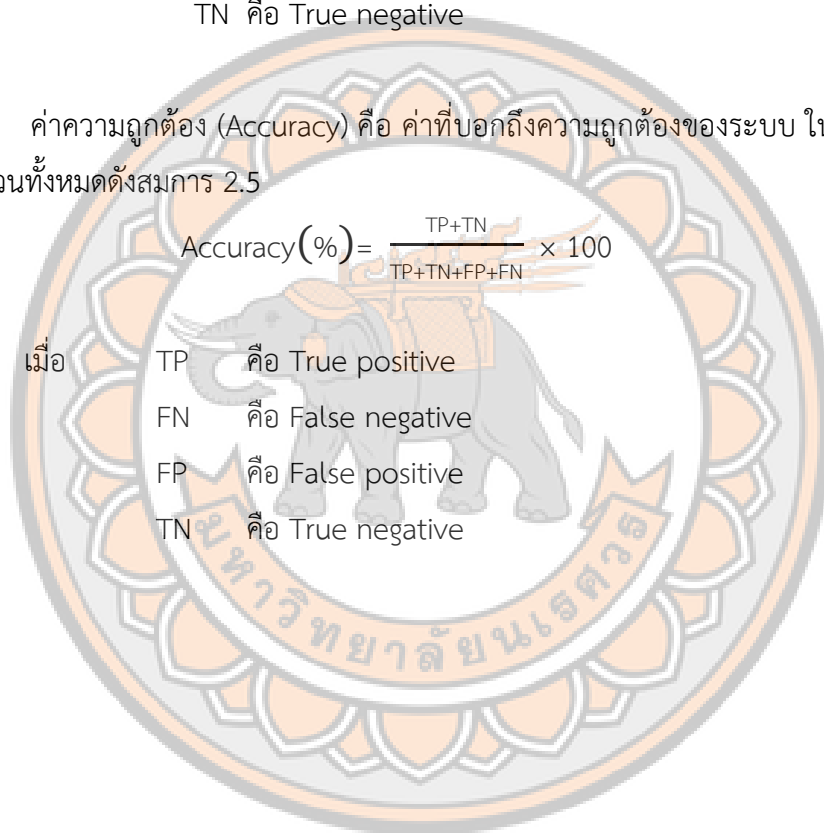
$$Accuracy(\%) = \frac{TP+TN}{TP+TN+FP+FN} \times 100 \quad (2.5)$$

เมื่อ TP คือ True positive

FN คือ False negative

FP คือ False positive

TN คือ True negative



2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ปี ค.ศ. 2013 Fredh A และคณะ (8) ศึกษาประสิทธิภาพของอุปกรณ์ที่ใช้ในการประกันคุณภาพแผนการรักษา โดยการปรับแก้ไขแผนการรักษาให้เกิดข้อผิดพลาด ได้แก่ ข้อผิดพลาดในการเคลื่อนที่ของ MLC bank ขนาด 2 และ 4 มิลลิเมตร Monitor unit (MU) ร้อยละ 3 และข้อผิดพลาดของ collimator rotation ที่ 2 และ 5 องศา โดยอุปกรณ์ที่ใช้ คือ ArcCHECK EPID และ 2D detector array เกณฑ์ที่ใช้ในการประเมิน ได้แก่ 3%/3 มิลลิเมตร และ 2%/2 มิลลิเมตร มีค่า Pass rate 95 % และหากค่า Failure rate มากกว่าร้อยละ 5 จะถือว่า แผนการรักษานั้นมีข้อผิดพลาดสำหรับแผนการรักษาใน ศีรษะ และลำคอ (Head and Neck ; H&N) พบว่าข้อผิดพลาดในการเคลื่อนที่ของ MLC bank ที่ขนาด 2 มิลลิเมตร มีเพียง EPID ที่พบข้อผิดพลาด และ 4 มิลลิเมตร Octavius ไม่สามารถตรวจพบข้อผิดพลาดได้ สำหรับเกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร แต่ที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ทุกอุปกรณ์สามารถตรวจพบข้อผิดพลาดได้ยกเว้น ที่ขนาด 2 มิลลิเมตร สำหรับ Octavius ข้อผิดพลาดของ MU สามารถตรวจพบข้อผิดพลาดได้ทั้งหมด ยกเว้นที่ COMPASS เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ข้อผิดพลาดของ Collimator rotation ที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร สามารถตรวจพบข้อผิดพลาดได้ทั้งหมด แต่ที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร Delta4 และ Octavius ไม่สามารถตรวจพบข้อผิดพลาดที่ 2 องศาได้ สำหรับ COMPASS จะไม่สามารถตรวจพบข้อผิดพลาดของ collimator rotation ได้เนื่องจากการติดตั้งอุปกรณ์บริเวณ Gantry holder จากการศึกษาวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า EPID เป็นอุปกรณ์ที่เหมาะสมสำหรับการนำมาใช้ในการตรวจพบข้อผิดพลาดของแผนการรักษา H&N

ปี ค.ศ. 2015 Vieilleigne L และคณะ (9) ศึกษาการประเมินความไวในการตรวจพบข้อผิดพลาดของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสีสามชนิด ได้แก่ ArcCHECK, 2D Array 729 และ EPID โดยใช้เกณฑ์ที่ใช้ในการประเมิน ได้แก่ 3%/3 มิลลิเมตร GPR ร้อยละ 95 และ 2%/2 มิลลิเมตร (GPR 90%) โดยทำการปรับแต่งให้เกิดข้อผิดพลาดในไฟล์ DICOM ของแผนการรักษา ได้แก่ ข้อผิดพลาด Gantry rotation ที่ 0.5, 1, 2, 3, และ 5 องศา Collimator rotation ที่ 0.5, 1, 2, 3, และ 5 องศา ตำแหน่งของเตียง 0.5, 1, 2, 3, และ 5 องศา การเปลี่ยนตำแหน่งของ MLC แบบ bank shift ไปในทิศทางใดทิศทางหนึ่ง และทิศทางเปิด ปิด ที่ 0.5, 1, 2, 3, และ 5 มิลลิเมตร พบว่า ArcCHECK และ 2D Array สามารถตรวจพบข้อผิดพลาดของการหมุนของ Gantry และเตียงได้แต่ EPID ไม่สามารถตรวจพบได้เนื่องจากตำแหน่งคงที่ (Static position) ArcCHECK และ 2D Array มีความไวสูงในการตรวจพบข้อผิดพลาดการหมุนของ Gantry ที่ 2 องศา สำหรับทั้งเกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร และ 2%/2 มิลลิเมตร สำหรับข้อผิดพลาดของ Collimator rotation ที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ArcCHECK และ EPID พบข้อผิดพลาดตั้งแต่ 2 องศา ในขณะที่ 2D Array พบข้อผิดพลาดตั้งแต่ 3 องศา และเกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ArcCHECK และ EPID พบข้อผิดพลาดตั้งแต่ 1 องศา สำหรับข้อผิดพลาดของ MLC

ในทิศทางกางเปิด (กว้างขึ้น) EPID สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดได้ตั้งแต่ 1 มิลลิเมตร สำหรับเกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร และในทิศทางกางปิด (แคบลง) EPID สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดได้ทั้งหมดตั้งแต่ขนาด 0.5 มิลลิเมตร สำหรับเกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ส่วนการเคลื่อนที่แบบ MLC bank shift ที่ 3%/3 มิลลิเมตร ตรวจจับข้อผิดพลาดได้ที่ 5 มิลลิเมตร และ 2%/2 มิลลิเมตร ตรวจจับได้ตั้งแต่ 3 มิลลิเมตร จากการศึกษางานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า EPID มีความสามารถการตรวจจับข้อผิดพลาดของ MLC ได้ดีแม้ว่าข้อผิดพลาดในการเคลื่อนที่เพียง 0.5 มิลลิเมตร ที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร แต่ข้อผิดพลาดของ Collimator และการหมุนของเตียง EPID จะไม่สามารถตรวจจับได้เนื่องจากเป็น Static position

ปี ค.ศ. 2020 Baek SH และคณะ (22) ได้ศึกษาประสิทธิภาพของ EPIbeam เทียบกับ PTW 729 ในการประเมินประสิทธิภาพทางคลินิก และประเมินโดยจำแนกตามปริมาตรของอวัยวะเป้าหมายที่วางแผนไว้ (PTV) โดยใช้แผนการรักษาทั้งหมด 62 แผนตามเกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร, 2%/2 มิลลิเมตร และ 1%/1 มิลลิเมตร ซึ่ง GPR จะต้องมากกว่าร้อยละ 95 พบว่า ที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร มีแผนการรักษาที่ไม่ผ่านเกณฑ์ 5 แผนเนื่องจากอวัยวะเป้าหมาย (PTV) อยู่นอกแผนการรักษา โดยเฉพาะเคสที่ 21 มี GPR ต่ำที่สุดที่ร้อยละ 89.70 แต่สำหรับ EPIbeam มีแผนที่ไม่ผ่านเกณฑ์เพียง 1 แผน โดยมีค่า GPR เฉลี่ยที่ร้อยละ 99.60 เมื่อใช้เกณฑ์ที่เข้มงวดขึ้นที่ 2%/2 มิลลิเมตร ค่า GPR เฉลี่ยของ PTW729 และ EPIbeam คือร้อยละ 96.66 และร้อยละ 97.91 ตามลำดับ และที่ 1%/1 มิลลิเมตร ค่า GPR เฉลี่ยของ PTW729 และ EPIbeam คือร้อยละ 88.41 และร้อยละ 74.87% ตามลำดับ การประเมินผลของขนาด PTV พบว่าเมื่อใช้เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ค่า GPR เฉลี่ยของ PTW729 และ EPIbeam เมื่อ PTV เล็กกว่า 150 ลูกบาศก์เซนติเมตร คือร้อยละ 99.55 และร้อยละ 99.91 ตามลำดับ และเมื่อ PTV ใหญ่กว่า 150 ลูกบาศก์เซนติเมตร ค่า GPR เฉลี่ยของ PTW729 และ EPIbeam คือร้อยละ 97.91 และร้อยละ 99.28 ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม ในเคสที่ 22 ซึ่งมี PTV ขนาดใหญ่ EPIbeam มีค่า GPR เพียงร้อยละ 90.78 เทียบกับ PTW729 ที่ร้อยละ 100 แสดงให้เห็นถึงข้อจำกัดของ EPIbeam กับขอบเขตขนาดใหญ่ที่อาจตรวจจับไม่ครอบคลุมทั้งหมด ดังนั้นเคสที่ 21 และ 22 แสดงถึงข้อได้เปรียบ และข้อจำกัดของ EPIbeam โดยเคสที่ 21 แสดงข้อได้เปรียบในการวิเคราะห์แต่ละขอบเขตได้ดี แม้มีที่ PTV แยกจากกัน แต่ในเคสที่ 22 แสดงข้อจำกัดของ EPIbeam เมื่อ PTV ขนาดใหญ่เกินขอบเขตตรวจจับของ EPID

ปี ค.ศ. 2023 Silvestri V และคณะ (23) ได้ทำการศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของระบบที่ใช้ log file สำหรับการใช้งานทางคลินิกโดยเป็นส่วนหนึ่งของกระบวนการตรวจสอบคุณภาพของเครื่อง และการทำ patient specific QA เปรียบเทียบกับอุปกรณ์การวัด Octavius 4D (Oct4D) สำหรับการตรวจคุณภาพการฉายรังสีด้วยเทคนิค IMRT และ VMAT ซึ่งซอฟต์แวร์ที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูลจาก log file คือ Linacwatch (LW) โดยข้อผิดพลาดที่มีการปรับแต่งเข้าไป ได้แก่

MLC bank shift, Single jaw shift, Collimator rotation, Gantry rotation และ MU increment ซึ่งเกณฑ์ที่นำมาใช้ในการวิเคราะห์ LW คือ 1.5%/1.5 มิลลิเมตร ส่วนค่าที่ GPR จะมีการคำนวณโดยค่าที่ได้จาก ROC analysis สำหรับแต่ละ treatment site ตามความซับซ้อนของแผนการรักษา และ Oct4D คือ 3%/3 มิลลิเมตร สำหรับ H&N, 2%/2 มิลลิเมตร สำหรับ prostate, rectum และ breast plans จากผลการศึกษาพบว่าสำหรับข้อผิดพลาดของ MLC ถ้าขนาดของข้อผิดพลาดน้อย (± 0.25 มิลลิเมตร) ทั้งสองระบบล้วนแสดง ความไวต่อข้อผิดพลาดที่ต่ำ การเพิ่มขนาดข้อผิดพลาดจะทำให้ระบบ LW แสดงความไวมากกว่า Oct4D (ร้อยละ 41.7 กับ 25.0% และร้อยละ 87.5 กับร้อยละ 58.3) ในกรณีที่เกิดข้อผิดพลาด MU ใน LW จะมีความไวมากกว่า Oct4D โดยมากถึงร้อยละ 100 สำหรับการเปลี่ยนแปลง MU ร้อยละ 2 สำหรับข้อผิดพลาดเกี่ยวกับตำแหน่ง jaws ความไวของทั้งสองระบบจะต่ำสำหรับข้อผิดพลาดของ collimator ความไวของ LW จะสูงกว่าค่าที่มี Oct4D (ร้อยละ 58.3 เทียบกับร้อยละ 100 สำหรับ Oct4D และ LW ตามลำดับ, ข้อผิดพลาด 2 องศา) สำหรับข้อผิดพลาดของ gantry ของ 2 องศา ทั้งสองระบบแสดงความไวร้อยละ 100 เมื่อพิจารณาความไวทั้งหมดที่ได้รับจากข้อผิดพลาดที่แนะนำทุกชุด LW จะแสดงความไวที่สูงกว่า Oct4D (ร้อยละ 48.5 เทียบกับร้อยละ 30.4 ตามลำดับ)

ปี ค.ศ. 2024 Udee N. และคณะ (4) ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการตรวจจับความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีด้วยอุปกรณ์วัดรังสีเดลต้าโฟร์ (Delta4) ในแผนการรักษามะเร็งศีรษะและคอ มะเร็งปอด โดยข้อผิดพลาดที่มีการปรับแต่งเข้าไป ได้แก่ Collimator rotation, Gantry rotation, MLC และปริมาณรังสีที่ฉาย เกณฑ์ที่ใช้ในการศึกษาคือ 2%/2 มิลลิเมตร GPR คือร้อยละ 95 ผลการศึกษาพบว่าในมะเร็งศีรษะและลำคอ สำหรับข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC ที่ขนาด 1 มิลลิเมตร Delta4 ไม่สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดได้ โดยมีค่า GPR ที่ร้อยละ 97.72 แต่สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดที่ 2 และ 3 มิลลิเมตร ซึ่งมีค่า GPR คือร้อยละ 94.84 และร้อยละ 89.78 ตามลำดับ ซึ่งผลการศึกษานี้ได้สรุปว่า Delta4 มีความสามารถในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกิดในแผนการรักษา โดยความสามารถในการตรวจจับจะขึ้นอยู่กับข้อผิดพลาดกำหนดและแผนการรักษาที่เกี่ยวข้อง

บทที่ 3

วิธีดำเนินการวิจัย

3.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

แผนการรักษาผู้ป่วยที่ฉายด้วยเทคนิค VMAT โดยงานวิจัยนี้ได้รับจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ หมายเลขโครงการ (P1-0159/2567) จากมหาวิทยาลัยนเรศวร และหมายเลขโครงการ MTH 2025/04 จากโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏนครราชสีมา โดยมีการใช้ข้อมูลย้อนหลังจากโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏนครราชสีมา อำเภอนครราชสีมา จังหวัดนครราชสีมา ตั้งแต่ปี 2566 ถึง 2567 โดยแผนการรักษาที่ใช้คือ มะเร็งศีรษะ และลำคอ (H&N) ดังนั้นจึงคำนวณหาขนาดของตัวอย่างเพื่อนำมาใช้ในงานวิจัย จากสูตรของ W.G. Cochran ดังสมการ 3.1 (23, 24)

$$n = \frac{P(1-P)Z^2}{d^2} \quad (3.1)$$

เมื่อ

n คือ จำนวนกลุ่มตัวอย่างที่ต้องการ

P คือ สัดส่วนของประชากรที่ผู้วิจัยต้องการสุ่ม 0.167

Z คือ ระดับความเชื่อมั่นที่กำหนด หรือระดับนัยสำคัญทางสถิติ

โดย Z ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 เท่ากับ 1.96 (ความเชื่อมั่น 95%) $Z = 1.96$

d คือ สัดส่วนความคลาดเคลื่อนที่ยอมให้เกิดขึ้นได้ เท่ากับ 0.25 (23)

ดังนั้น สามารถคำนวณขนาดของตัวอย่างเพื่อนำมาใช้ในงานวิจัย อย่างน้อย 9 แผนการรักษา และเพื่อป้องกันการสูญหายของข้อมูลจึงเพิ่มขนาดตัวอย่างอีกร้อยละ 10 เป็นทั้งหมด 10 แผนการรักษา งานวิจัยนี้ต้องการศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาด โดยมีการปรับแต่งแผนการรักษา โดยแต่ละแผนการรักษา จะมีการปรับแต่งข้อผิดพลาดเข้าไป 1 ข้อผิดพลาดต่อ 1 แผนการรักษา ซึ่งข้อผิดพลาดที่ใช้ในงานวิจัยนี้มีทั้งหมด 3 ข้อผิดพลาด ดังนั้นงานวิจัยนี้จะมีแผนการรักษาที่ถูกปรับให้เกิดข้อผิดพลาด 30 แผนการรักษา และแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด 10 แผนการรักษา ซึ่งกำหนดเกณฑ์การคัดเข้า คัดออก ดังนี้

เกณฑ์ในการคัดเข้า

1. แผนการรักษา มะเร็งศีรษะ และลำคอ ที่ฉายด้วยเทคนิค VMAT
2. ความกว้างของพื้นที่ฉายรังสีไม่เกิน 26×26 ตารางเซนติเมตร

เกณฑ์ในการคัดออก

1. อวัยวะเป้าหมายที่เป็น Multiple target
2. แผนการรักษาที่มีค่า GPR ต่ำกว่าร้อยละ 95 สำหรับเกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย

1. เครื่องเร่งอนุภาค

เครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Elekta (Elekta Medical System, Stockholom, Sweden) รุ่น Harmony Pro ดังภาพ 3.1 ที่ผ่านการตรวจสอบมาตรฐานคุณภาพ จากสำนักรังสี และเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ มีชุดจำกัดรังสีแบบซี จำนวน 160 ซี มี Resolution 5 มิลลิเมตร และสามารถเปิดลำรังสีได้ถึง 40×40 ตารางเซนติเมตร จากโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏธนบุรี อำเภอธัญบุรี จังหวัดปทุมธานี



ภาพ 3.1 เครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Elekta รุ่น Harmony Pro

2. อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ Amorphous Silicon (a-Si) flat panel imager (iViewGT, Elekta, Stockholm, Sweden) ที่ติดมากับเครื่องเร่งอนุภาค Elekta (Elekta Medical System, Stockholom, Sweden) รุ่น Harmony Pro ดังภาพ 3.2 มีส่วนรับภาพ ขนาด 40×40 ตารางเซนติเมตร ความละเอียด (Resolution) 1024×1024 พิกเซล ขนาด Pixel size 0.4×0.4 ตารางมิลลิเมตร ขนาดพื้นที่ที่สามารถวัดปริมาณรังสีได้ 26×26 ตารางเซนติเมตร และระยะจากแหล่งกำเนิดถึงหัววัดประมาณรังสี (Source to detector distance; SDD) 160 เซนติเมตร



ภาพ 3.2 อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์

3. ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Monaco เวอร์ชัน 6 (Elekta Medical System, Stockholm, Sweden) โดยใช้อัลกอริทึมแบบ Monte Carlo สำหรับการวางแผนการรักษา ด้วยเทคนิคการฉายแบบ VMAT

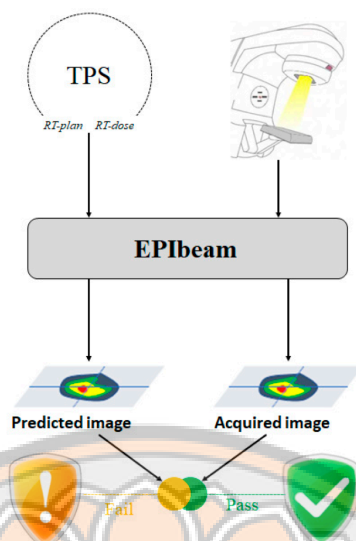


ภาพ 3.3 ระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Monaco เวอร์ชัน 6

ที่มา: https://www.elekta.com/products/oncology-informatics/elekta-one/treatment-applications/planning/hero_hu7342131026366361527.webp

4. ซอฟต์แวร์สำหรับวิเคราะห์แผนการรักษา

EPIbeam software (Elekta Medical System, Stockholm, Sweden) เป็นซอฟต์แวร์ที่ใช้สำหรับการทำ PSQA โดยเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ฉายจริง กับปริมาณรังสีที่วางแผนไว้โดยอัตโนมัติ ดังภาพ 3.4 เพื่อให้มั่นใจว่าแผนการรักษามีความถูกต้อง และแม่นยำ ทั้งปริมาณรังสีการเคลื่อนที่ของ MLC หรืออุปกรณ์อื่น ๆ เช่น Gantry, collimator และ Jaw เป็นต้น รวมไปถึงการถ่ายโอนข้อมูลจาก TPS ไปยัง เครื่องเร่งอนุภาค

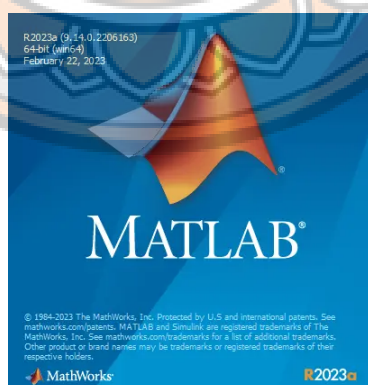


ภาพ 3.4 ขั้นตอนการทำงานของ EPIbeam (14)

ที่มา: https://www.mdpi.com/life/life-12-01923/article_deploy/html/images/life-12-01923-g001.png

5. โปรแกรม MATLAB 2023a เวอร์ชัน 9.14.02206163

สำหรับการปรับแต่งแผนการรักษาที่ได้จากระบบวางแผนการรักษา ซึ่ง MATLAB เป็นซอฟต์แวร์ที่มีความสามารถในการประมวลผลข้อมูลจำนวนมาก จึงเป็นเครื่องมือที่เหมาะสมสำหรับการปรับแต่งแผนการรักษาให้เกิดข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ขนาด 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร



ภาพ 3.5 โปรแกรม MATLAB 2023a

ที่มา: <https://img.damasgate.com/DamasPIC/2023/04/5hwkfo1ea86wbn2xh4w.webp>

3.3 การดำเนินการวิจัย

3.3.1 คำนวณค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อน (Tolerance limit) (17)

การคำนวณ Tolerance limit ที่เหมาะสมสำหรับสถาบันที่ทำการศึกษา เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการประเมินผล โดยใช้ค่าที่ได้จากกระบวนการจริงของสถาบันนั้น ๆ ทำให้สะท้อนความสามารถของ อุปกรณ์ ซึ่งจะมีขั้นตอนการดำเนินการดังนี้

1) นำผลการประเมินคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายในมะเร็ง ศีรษะ และ ลำคอ โดยสุ่มแผนการรักษาจากช่วงข้อมูล ตั้งแต่เดือนตุลาคม 2566 – กรกฎาคม 2567 ทั้งหมด 30 แผนการรักษา และใช้ค่า Gamma criteria ในการประเมิน คือ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร

2) คำนวณค่า Moving range (mR) และค่าเฉลี่ย Moving range (\overline{mR}) ดังสมการ

$$mR_i = |X_i - X_{i-1}| \quad (3.2)$$

$$\overline{mR} = \frac{1}{n-1} \sum_{i=2}^n |X_i - X_{i-1}| \quad (3.3)$$

เมื่อ X_i คือ ค่า GPR ของแผนการรักษาลำดับที่ i

X_{i-1} คือ ค่า GPR ของแผนการรักษาลำดับที่ i-1

3) นำค่า \overline{mR} คำนวณ Upper control limit (UCL) และ Lower control limit (LCL) ดังสมการ

$$UCL = CL + 2.660 \times \overline{mR} \quad (3.4)$$

$$LCL = CL - 2.660 \times \overline{mR} \quad (3.5)$$

เมื่อ CL คือ ค่า center line หรือ ค่าเฉลี่ยของ GPR (\bar{X})

4) คำนวณหาค่า Process capability metric (C_{pm}) เพื่อใช้เป็นค่าที่จะบ่งบอกถึง Sensitivity ของค่า Gamma criteria ที่ดีที่สุด ซึ่งสามารถคำนวณดังสมการ

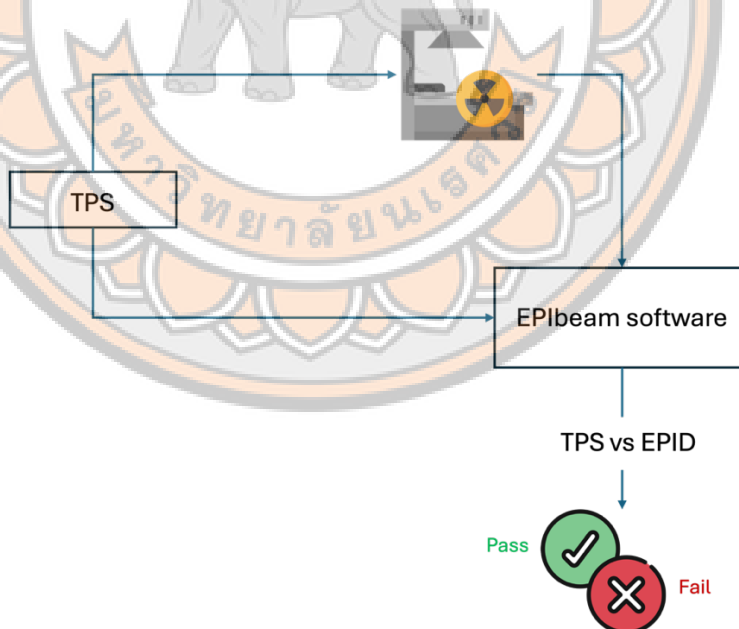
$$C_{pm} = \frac{(UCL-LCL)/(6 \times \sigma)}{\sqrt{1 + \frac{(\bar{X}-T)^2}{\sigma^2}}} \quad (3.6)$$

5) นำค่า Tolerance limit ที่ได้มาใช้เป็นเกณฑ์ในการประเมินการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย

3.3.2 การทำการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด

ทำการศึกษาในเครื่องเร่งอนุภาค ที่ผ่านการตรวจสอบมาตรฐานคุณภาพ จากสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ รวมถึงการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคประจำวันก่อนการดำเนินการวัดปริมาณรังสี ทั้งในส่วนของเครื่องเร่งอนุภาค และการตรวจสอบ MLC และ EPID โดยรายการตรวจสอบรายในงานในภาคผนวก ก ซึ่งขั้นตอนมีรายละเอียดดังนี้

- 1) นำแผนการรักษาแม่แรงศีรษะและลำคอที่วางแผนด้วยเทคนิคการฉาย VMAT ทั้งหมด 10 แผนการรักษา จากเครื่องวางแผนการรักษา Monaco6 ส่งไปยังเครื่องเร่งอนุภาค เพื่อทำการฉายลงบน EPID
- 2) นำแผนการรักษาดังกล่าว ส่งไปยัง EPIbeam software
- 3) เปรียบเทียบค่าที่ได้จากการคำนวณโดยเครื่องวางแผนการรักษา กับค่าที่วัดได้ โดยใช้ค่า Gamma criteria ที่กำหนด คือ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร
- 4) บันทึกค่า GPR ที่ได้จากการทำ PSQA และขั้นตอนการทำการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย แสดงดังภาพ 3.6

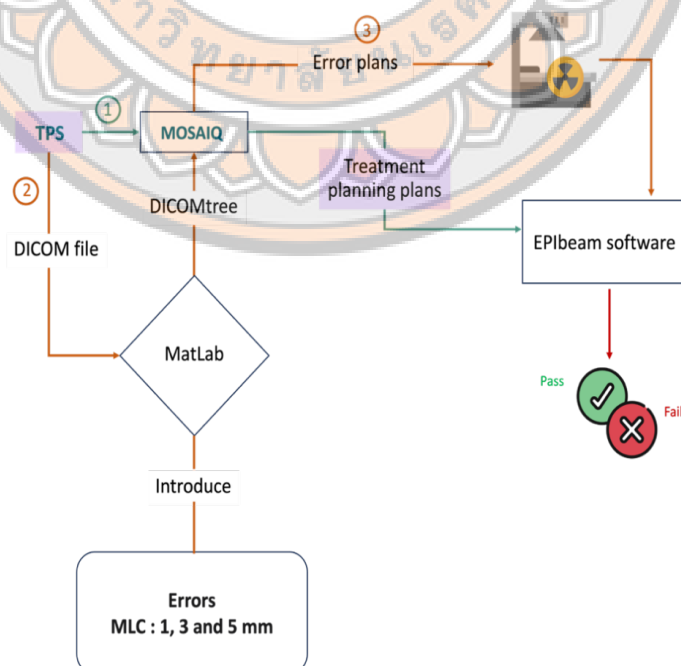


ภาพ 3.6 ขั้นตอนการทำการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย

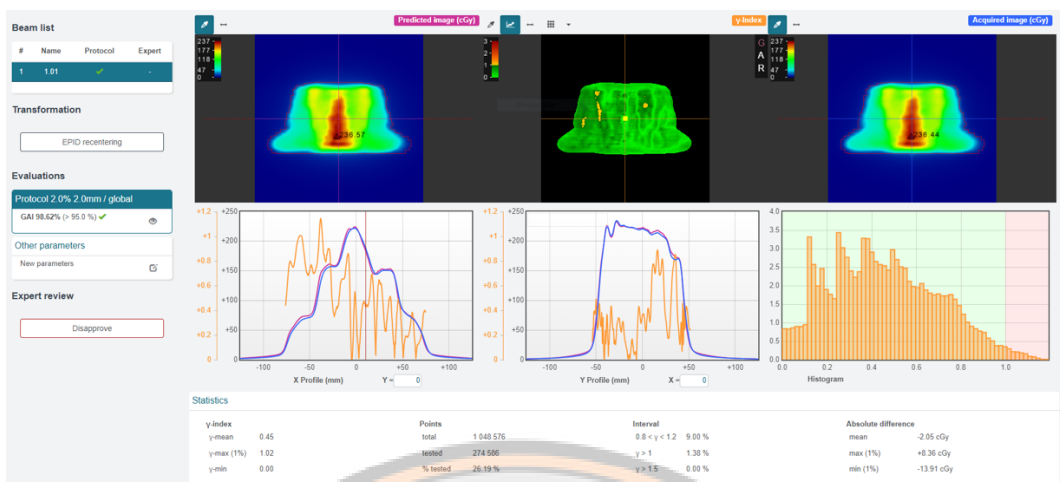
3.3.3 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี

การศึกษานี้ได้มีการสร้างข้อผิดพลาดในการเคลื่อนของตำแหน่งของ MLC ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ใช้ควบคุมรูปร่างของลำรังสีในแผนการรักษา โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อ ทดสอบว่า EPID สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดดังกล่าวได้หรือไม่ โดยมีการใช้แผนการรักษาจริงของผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ (Head and Neck; H&N) ที่วางแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT จำนวน 10 แผน นำมาปรับแต่งให้เกิดข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ในขนาดที่กำหนดคือ 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร ซึ่งแสดงถึงระดับของความคลาดเคลื่อนที่อาจเกิดขึ้นได้จริงในทางคลินิก ดังนั้นจำนวนแผนการรักษาที่มีข้อผิดพลาดคือ 30 แผนการรักษา โดยมีการใช้ โปรแกรม MATLAB 2023a เวอร์ชัน 9.14.02206163 ในการปรับแต่งแผนการรักษาให้เกิดข้อผิดพลาด

- 1) นำแผนการรักษาที่ปรับแต่งข้อผิดพลาดเรียบร้อยแล้ว ส่งเข้า DICOMtree เพื่อที่จะส่งต่อไปยังเครื่องฉาย และฉายต่อไปยัง EPID
- 2) แผนการรักษาที่ไม่มีการปรับแต่งให้เกิดข้อผิดพลาด จะถูกส่งไปยัง EPIbeam software
- 3) กำหนดให้ EPIbeam software ประเมินค่า Gamma analysis criteria ที่ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร โดยแต่ละ criteria มีค่า Tolerance limit ที่ได้จากการคำนวณ SPC เป็นเกณฑ์ที่จะบ่งบอกว่าแผนการรักษาที่ถูกปรับแต่งให้เกิดข้อผิดพลาดนั้น ผ่านหรือไม่ผ่านเกณฑ์



ภาพ 3.7 ขั้นตอนการประเมินตรวจสอบแผนการรักษาที่มีการปรับแต่งข้อผิดพลาด ที่ใช้ EPID



ภาพ 3.8 หน้าจอแสดงผลของ EPIbeam software

3.3.4 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ความไว ความจำเพาะ และความถูกต้อง

บันทึกจำนวนแผนการรักษา ที่ผ่านเกณฑ์ และไม่ผ่านเกณฑ์ เพื่อนำมาคำนวณหาค่า ความไว (Sensitivity; Se) ความจำเพาะ (Specificity; Sp) และความถูกต้อง (Accuracy) สำหรับข้อมูลแผนการรักษาที่ถูกประเมินแล้วเพื่อตรวจสอบความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาด ตามสมการที่ 2.3, 2.4 และ 2.5

ค่าความไว (Sensitivity; Se) จะสามารถคำนวณได้ดังสมการ 3.7 (23)

$$Se(\%) = \frac{TP}{TP+FN} \times 100 \quad (3.7)$$

เมื่อ TP คือ True positive
FN คือ False negative

ค่าความจำเพาะ (Specificity; Sp) จะสามารถคำนวณได้ดังสมการ 3.8 (23)

$$Sp(\%) = \frac{TN}{FP+TN} \times 100 \quad (3.8)$$

เมื่อ FP คือ False positive
TN คือ True negative

ค่าความถูกต้อง (Accuracy) คือ ค่าที่บอกถึงความถูกต้องของระบบ ในการตรวจจับได้ที
กับจำนวนทั้งหมดตั้งสมการ 3.8

$$\text{Accuracy}(\%) = \frac{\text{TP} + \text{TN}}{\text{TP} + \text{TN} + \text{FP} + \text{FN}} \times 100 \quad (3.8)$$

เมื่อ TP คือ True positive
FN คือ False negative
FP คือ False positive
TN คือ True negative



บทที่ 4

ผลการวิจัย

4.1 การคำนวณค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อน (Tolerance limit)

โดยใช้ค่า Upper Control Limit (UCL) และ Lower Control Limit (LCL) ตามสมการที่กำหนด และค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อนที่คำนวณได้ แสดงดังตาราง 4.1

ตาราง 4.1 แสดงค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อน และค่าพารามิเตอร์ต่างๆ จากการคำนวณโดย statistic process control

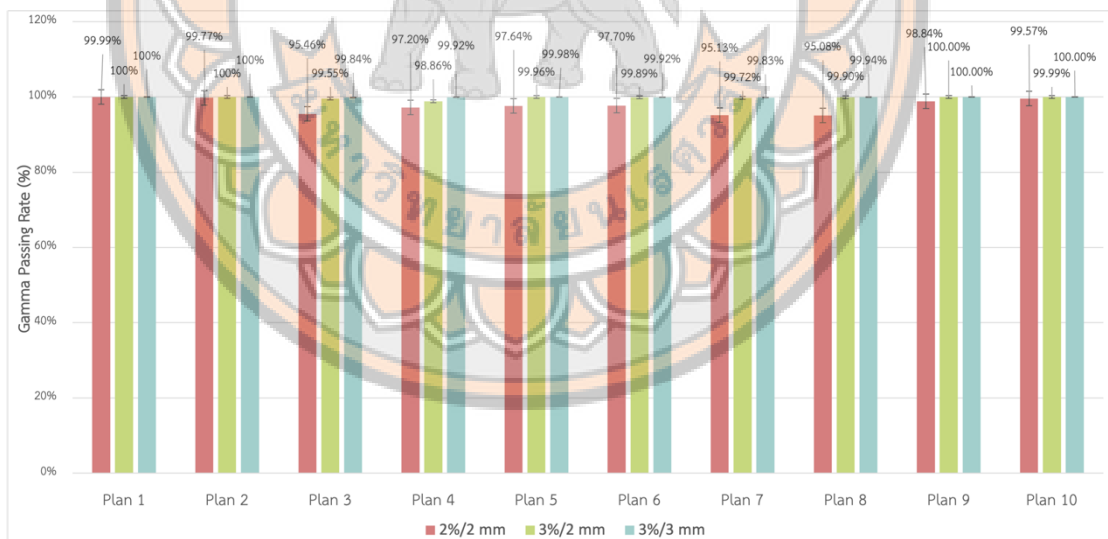
	2%/2 mm	3%/2 mm	3%/3 mm
ค่าเฉลี่ย	94.76	99.21	99.62
\overline{mR}	2.37	0.70	0.43
UCL	101.08	101.07	100.75
LCL	88.45	97.34	98.48
sd	3.08	1.73	0.90
T	94.76	99.21	99.62
C_{pm}	0.68	0.36	0.42
Action limit	18.45	10.36	5.42
LAL	85.54	94.03	96.91

หมายเหตุ: \overline{mR} : Moving range, UCL: Upper control limit, LCL: Lower control limit, sd: Standard deviation, T: Process target value, C_{pm} : Process capability metric, LAL: Lower action limit

จากตารางที่ 4.1 การคำนวณค่า Tolerance Limit สำหรับการประเมินคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายในมะเร็งศีรษะและลำคอที่ได้รับการฉายรังสีด้วยเทคนิค VMAT ที่กำหนดค่า Gamma Criteria คือ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร ซึ่งค่าที่นำมาใช้เป็นค่า Tolerance Limit ของแต่ละ Gamma Criteria คือ Lower control limit (LCL) ได้แก่ ร้อยละ 88.45, ร้อยละ 97.34 และร้อยละ 98.48 ตามลำดับ จากตารางการศึกษาพบว่า การกำหนดเกณฑ์ Gamma Criteria ที่แตกต่างกันส่งผลต่อขอบเขตการควบคุม ซึ่งสามารถสรุปได้ว่าที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร แสดงถึงช่วงการกระจายของค่า UCL และ LCL ที่กว้างกว่าเมื่อเทียบกับเกณฑ์อื่น ๆ และแสดงให้เห็นถึงขีดจำกัดความคลาดเคลื่อน ในแผนการรักษาได้อย่างครอบคลุมมากขึ้น เนื่องจากการตั้งค่าเกณฑ์ที่เข้มงวด ทำให้สามารถระบุถึงความเปลี่ยนแปลงที่ผิดปกติได้แม้เพียงเล็กน้อย

4.2 การทำประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด

จากขั้นตอนการทำการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด ทั้ง 10 แผนการรักษา และการกำหนดค่า Gamma Criteria คือ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร ซึ่งค่า GPR ที่ได้จะแสดงดังภาพ



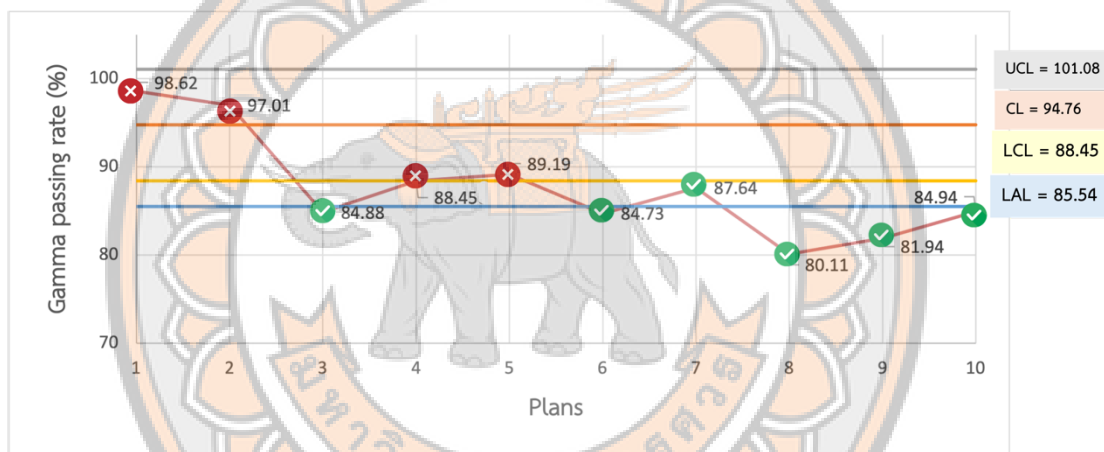
ภาพ 4.1 ค่า Gamma passing rate ของแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด

นอกจากนี้เมื่อวิเคราะห์ GPR ที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร พบว่าค่า GPR ที่ได้มีค่ามากกว่าค่า Tolerance Limit ที่ได้จากการคำนวณด้วยวิธี SPC ซึ่งอยู่ที่ร้อยละ 88.45, ร้อยละ 97.34 และร้อยละ 98.48 ตามลำดับ โดยภาพ 4.1 แสดงให้เห็นว่า

แผนการรักษาดังกล่าวมีความถูกต้อง และระบบสามารถยืนยันความสอดคล้องระหว่างค่าที่ได้จาก TPS กับค่าที่วัดจาก EPID ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ภายใต้เกณฑ์ที่กำหนด

4.3 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี

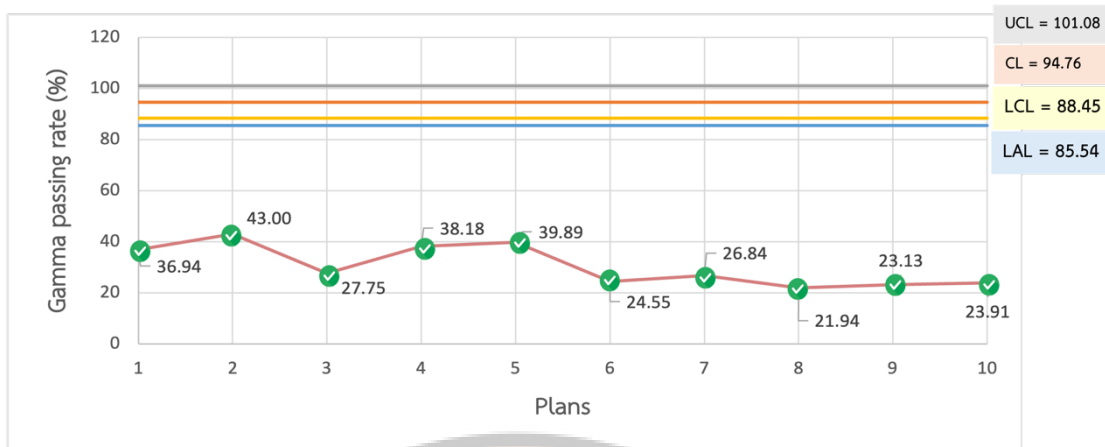
จากการปรับแผนการรักษาให้เกิดข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ขนาด 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร ทั้งหมด 10 แผนการรักษา และการกำหนดค่า Gamma Criteria คือ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร สำหรับค่า Tolerance Limit จะใช้ค่า LCL ที่ได้จากการคำนวณ SPC ในขั้นตอน 4.1 คือร้อยละ 88.45, ร้อยละ 97.34 และร้อยละ 98.48 ตามลำดับ รวมถึงค่า Lower action limit (LAL) คือร้อยละ 85.54, ร้อยละ 94.03 และร้อยละ 96.91 ตามลำดับ ซึ่งผลจากการประเมินแสดงดังภาพ 4.2, 4.3 และ 4.4



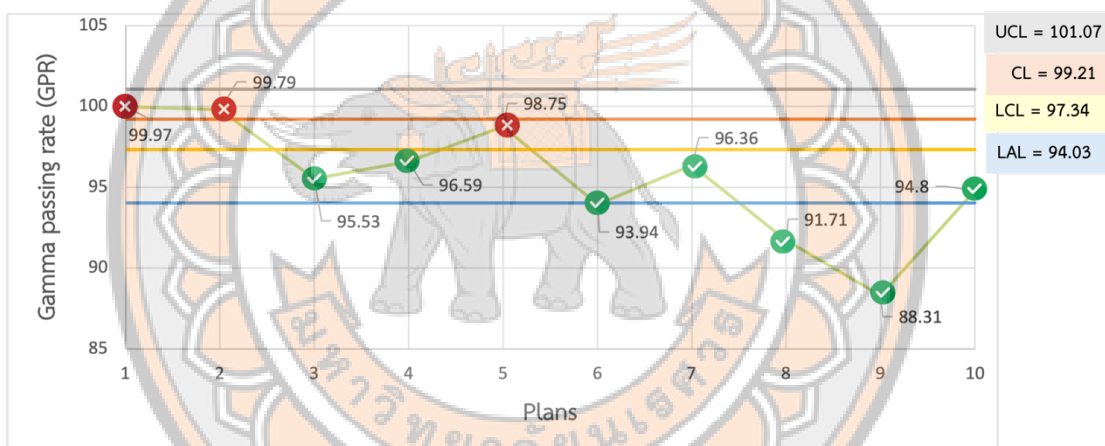
ภาพ 4.2 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 1 มิลลิเมตร



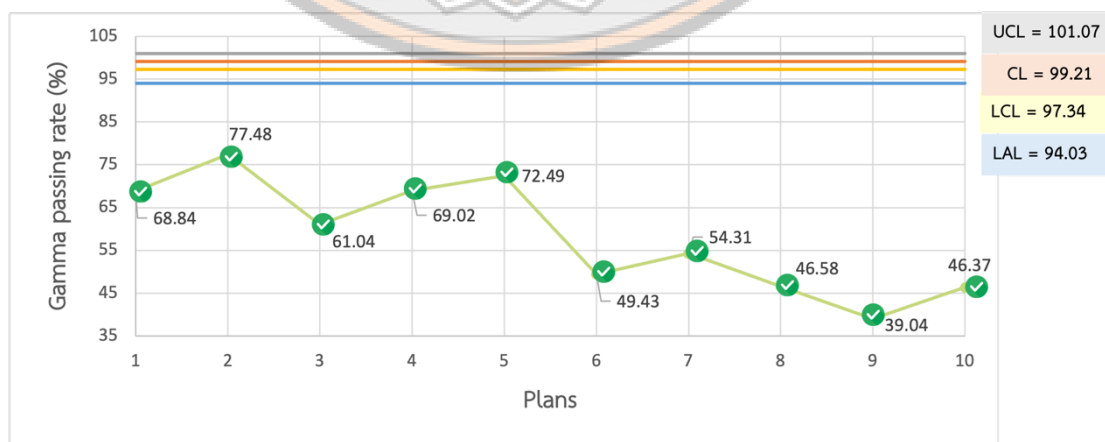
ภาพ 4.3 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 3 มิลลิเมตร



ภาพ 4.4 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 5 มิลลิเมตร



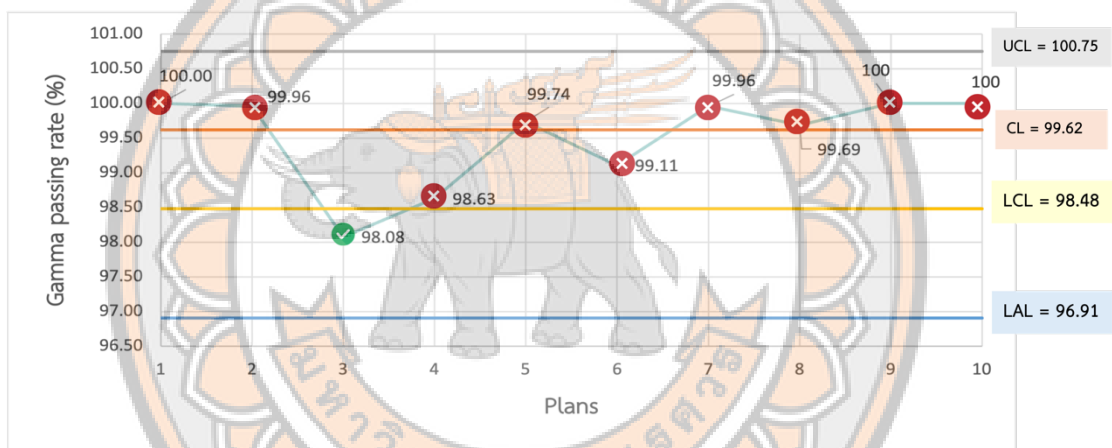
ภาพ 4.5 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 1 มิลลิเมตร



ภาพ 4.6 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 3 มิลลิเมตร



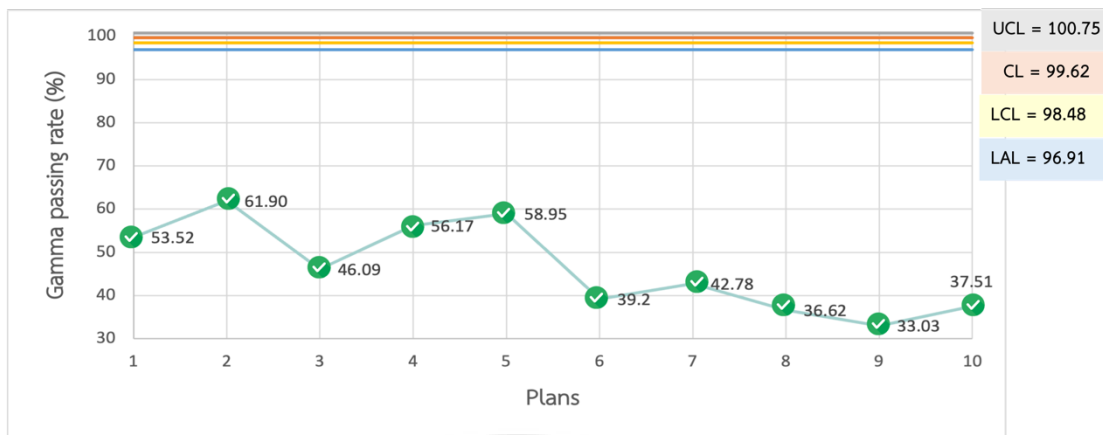
ภาพ 4.7 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 5 มิลลิเมตร



ภาพ 4.8 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 1 มิลลิเมตร



ภาพ 4.9 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 3 มิลลิเมตร



ภาพ 4.10 การประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่เกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร ที่ข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ MLC 5 มิลลิเมตร

จากการวิเคราะห์ผล Gamma Passing Rate (GPR) ของแผนการรักษาที่มีการปรับข้อผิดพลาดในตำแหน่งของ MLC ที่ระดับการเคลื่อนที่ 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร พบว่าค่า GPR จะลดลงอย่างชัดเจนเมื่อขนาดข้อผิดพลาดเพิ่มขึ้นในทุกเกณฑ์ Gamma criteria ที่ใช้ประเมิน โดยแผนการรักษาที่มีข้อผิดพลาดขนาด 1 มิลลิเมตร จะมีค่า GPR สูงสุด และค่า GPR จะลดลงอย่างต่อเนื่องเมื่อข้อผิดพลาดขยับขยายเป็น 3 และ 5 มิลลิเมตร ตามลำดับ สำหรับแต่ละเกณฑ์ Gamma criteria พบว่าเกณฑ์ที่เข้มงวดที่สุด 2%/2 มิลลิเมตร จะมีค่า GPR ต่ำกว่าเกณฑ์อื่น ๆ อย่างชัดเจนในข้อผิดพลาดที่ 3 และ 5 มิลลิเมตร ซึ่งสะท้อนถึงความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่สูงกว่า เกณฑ์ที่เข้มงวดน้อยที่สุดอย่าง 3%/3 มิลลิเมตร จะให้ค่า GPR สูงกว่าในทุกระดับของข้อผิดพลาด โดยเฉพาะในข้อผิดพลาดที่มีขนาดเล็ก ซึ่งแสดงถึงความสามารถในการตรวจจับข้อผิดพลาดที่ต่ำลง เมื่อเทียบกับเกณฑ์ที่เข้มงวดกว่า และเมื่อวิเคราะห์ร่วมกับค่า LAL ข้อผิดพลาดที่มีขนาดเพิ่มขึ้นค่า GPR จะเข้าใกล้หรือลดต่ำกว่า LAL ซึ่งชี้ให้เห็นถึงความผิดพลาดที่เกิดขึ้นกับระบบ ซึ่งสอดคล้องกับการวิเคราะห์ด้วยค่า LCL ดังนั้นผลการวิเคราะห์จากแผนการรักษาพบว่าค่า GPR โดยรวมลดลงเมื่อมีข้อผิดพลาดเกิดขึ้น ซึ่งแสดงว่า EPID สามารถตรวจจับการเคลื่อนที่ผิดปกติของ MLC ได้ และเมื่อใช้การวิเคราะห์ร่วมกับค่า LAL จะช่วยเพิ่มความสามารถในการระบุแผนการรักษาที่มีแนวโน้มผิดปกติได้อย่างชัดเจนมากขึ้น

4.4 การวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ ความไว และความจำเพาะ

การจำแนกแผนการรักษา ที่ผ่านเกณฑ์ และไม่ผ่านเกณฑ์ จากการใช้ค่า GPR ที่ได้จากการคำนวณ SPC ของแต่ละเกณฑ์การประเมิน คือ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร ซึ่งการจำแนกของแต่ละเกณฑ์การประเมิน แสดงดังตาราง 4.2, 4.3 และ 4.4

ตาราง 4.2 แสดงการจำแนกแผนการรักษาที่มีและไม่มีข้อผิดพลาดด้วยผลการประเมิน (Confusion Matrix) สำหรับเกณฑ์การประเมิน 2%/2 มิลลิเมตร

การประเมินแผนการ รักษาผู้ป่วยเฉพาะราย	แผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย				รวม
	มีข้อผิดพลาด			ไม่มีข้อผิดพลาด	
	1 mm	3 mm	5 mm		
ตรวจพบว่ามี ข้อผิดพลาด (Positive)	6	10	10	0	26
ตรวจพบที่ไม่มี ข้อผิดพลาด (Negative)	4	0	0	10	14
รวม	10	10	10	10	40

ตาราง 4.3 แสดงการจำแนกแผนการรักษาที่มีและไม่มีข้อผิดพลาดด้วยผลการประเมิน (Confusion Matrix) สำหรับเกณฑ์การประเมิน 3%/2 มิลลิเมตร

การประเมินแผนการ รักษาผู้ป่วยเฉพาะราย	แผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย				รวม
	มีข้อผิดพลาด			ไม่มีข้อผิดพลาด	
	1 mm	3 mm	5 mm		
ตรวจพบว่ามี ข้อผิดพลาด (Positive)	7	10	10	0	27
ตรวจพบที่ไม่มี ข้อผิดพลาด (Negative)	3	0	0	10	13
รวม	10	10	10	10	40

ตาราง 4.4 แสดงการจำแนกแผนการรักษาที่มีและไม่มีข้อผิดพลาดด้วยผลการประเมิน (Confusion Matrix) สำหรับเกณฑ์การประเมิน 3%/3 มิลลิเมตร

การประเมินแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย	แผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย				รวม
	มีข้อผิดพลาด			ไม่มีข้อผิดพลาด	
	1 mm	3 mm	5 mm		
ตรวจพบว่ามีข้อผิดพลาด (Positive)	1	10	10	0	21
ตรวจพบที่ไม่มีข้อผิดพลาด (Negative)	9	0	0	10	19
รวม	10	10	10	10	40

จากการศึกษานี้ ได้ดำเนินการประเมินความสามารถของอุปกรณ์วัดปริมาณรังสี (EPID) ในการตรวจจับข้อผิดพลาดของแผนการรักษาที่เกิดจากการปรับแต่งตำแหน่งการเคลื่อนที่ของ MLC ด้วยเทคนิค VMAT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ เพื่อให้การประเมินมีความแม่นยำ และครอบคลุม จึงได้นำข้อมูลแผนการรักษาที่ผ่านเกณฑ์และไม่ผ่านเกณฑ์ มาทำการบันทึก และวิเคราะห์โดยใช้วิธีการทางสถิติ คือการหาความไว (Sensitivity; Se) และความจำเพาะ (Specificity; Sp) ซึ่งเป็นตัวชี้วัดในการบอกถึงประสิทธิภาพของอุปกรณ์ในการตรวจจับข้อผิดพลาด ซึ่งข้อมูลที่ได้จากการคำนวณตามสมการ 3.7 และ 3.8 แสดงดังตาราง 4.5

ตาราง 4.5 แสดงผลที่ได้จากการคำนวณ Sensitivity Specificity และ Accuracy

		เกณฑ์ที่ใช้ในการประเมิน		
		2%/2 mm	3%/2 mm	3%/3mm
Specificity		100%	100%	100%
Sensitivity	MLC 1 mm	60%	70%	10%
	MLC 3 mm	100%	100%	100%
	MLC 5 mm	100%	100%	100%
Accuracy	MLC 1 mm	80%	85%	55%
	MLC 3 mm	100%	100%	100%
	MLC 5 mm	100%	100%	100%

จากตาราง 4.5 การประเมินความสามารถของอุปกรณ์รับภาพรังสีอิเล็กทรอนิกส์ (EPID) ในการตรวจจับข้อผิดพลาดของแผนการรักษาที่มีการปรับตำแหน่ง MLC พบว่า EPID มีประสิทธิภาพในการตรวจจับข้อผิดพลาดได้ดี โดยเฉพาะอย่างยิ่ง เมื่อข้อผิดพลาดมีขนาด 3 มิลลิเมตรขึ้นไป โดยมีค่า Sensitivity เท่ากับร้อยละ 100 ในทุกเกณฑ์ที่ใช้ประเมิน สำหรับข้อผิดพลาดขนาด 1 มิลลิเมตร พบว่าเกณฑ์การประเมิน 3%/2 mm ให้ค่า Sensitivity สูงที่สุดที่ร้อยละ 70 และผลการทดสอบยังแสดงให้เห็นว่า EPID มีค่า Specificity เท่ากับร้อยละ 100 ในทุกเกณฑ์การประเมิน แสดงถึงความแม่นยำในการจำแนกแผนการรักษาที่ถูกต้องจริงได้อย่างดี ดังนั้น EPID สามารถนำมาใช้ในกระบวนการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะราย โดยสามารถตรวจจับข้อผิดพลาดของ MLC ทั้งหมดได้ตั้งแต่ 3 มิลลิเมตรขึ้นไป



บทที่ 5

อภิปรายผล

งานวิจัยนี้ศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ขนาด 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร สำหรับแผนการรักษาเมเร็งศีรษะ และลำคอ โดยใช้ เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร ส่วนค่า GPR จะใช้ค่าที่ได้จากการคำนวณโดย SPC คือร้อยละ 88.45, ร้อยละ 97.34 และร้อยละ 98.48 ตามลำดับ ซึ่งจากการรายงานของ งานวิจัยของ Sanghangthum T. และคณะ (26) รายงานว่าการใช้วิธีการคำนวณ SPC เพื่อกำหนดค่า tolerance limit มีประสิทธิภาพในการใช้งานจริงในคลินิกสำหรับ PSQA ของเทคนิคขั้นสูง เช่น IMRT และ VMAT

จากการศึกษาพบว่าที่ขนาดการเคลื่อนที่ 1 มิลลิเมตรยังคงมีค่า GPR มากกว่า tolerance limit ที่ได้จากการคำนวณโดยการใช้ SPC ซึ่งสะท้อนให้เห็นว่า EPID อาจมีข้อจำกัดในการตรวจจับข้อผิดพลาดระดับเล็ก โดยเฉพาะเมื่อใช้เกณฑ์การประเมิน เช่น 3%/3 มิลลิเมตร อย่างไรก็ตามผล การศึกษานี้สอดคล้องตามการรายงานของ Vieilleigne L และคณะ (9) ที่รายงานว่า EPID ไม่สามารถ ตรวจจับข้อผิดพลาดที่ขนาด 1 มิลลิเมตรได้ สำหรับเกณฑ์การประเมินที่ 3%/3 มิลลิเมตร แต่ที่เกณฑ์ การประเมิน 2%/2 มิลลิเมตร สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดขนาด 1 มิลลิเมตร ได้ทั้งหมด

แผนการรักษาที่มีข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ขนาด 3 และ 5 มิลลิเมตร พบว่าค่า GPR ของทุกแผน tolerance limit ที่ได้จากการคำนวณโดยการใช้ SPC ในทุกเกณฑ์ที่ใช้วิเคราะห์ ได้แก่ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร แสดงให้เห็นว่า EPID มีความไวและ ความแม่นยำสูงในการตรวจจับข้อผิดพลาด ได้อย่างมีประสิทธิภาพผลลัพธ์นี้สอดคล้องกับงานวิจัย ของ Fredh A และคณะ (8) ที่รายงานว่า EPID สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดของ MLC ที่ขนาด 2-4 มิลลิเมตรได้ชัดเจน รวมถึงงานของ Vieilleigne L และคณะ (9) ซึ่งแสดงว่า EPID ตรวจจับ ข้อผิดพลาดของ MLC ได้ตั้งแต่ 3 มิลลิเมตรขึ้นไปในทุกทิศทางภายใต้เกณฑ์ 2%/2 mm และ 3%/3 mm ทั้งนี้ ข้อผิดพลาดขนาด 5 มิลลิเมตรมีความเบี่ยงเบนของปริมาณรังสีในระดับที่ชัดเจนยิ่งขึ้น ส่งผลให้ค่า GPR ลดต่ำกว่าข้อผิดพลาดขนาด 3 มิลลิเมตร

จากการศึกษาการคำนวณค่า Sensitivity และ Specificity เพื่อเสริมการประเมินประสิทธิภาพของระบบ EPID ในการตรวจจับข้อผิดพลาดของแผนการรักษา โดยจำแนกตามขนาดของข้อผิดพลาดของ MLC ได้แก่ 1, 3 และ 5 มิลลิเมตร และสำหรับการคำนวณ ค่า Specificity ของ EPID เท่ากับร้อยละ 100 ซึ่งแสดงถึงความสามารถในการจำแนกแผนการรักษาที่มีความถูกต้องได้อย่างแม่นยำ ขณะที่ค่า Sensitivity ของเกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร อยู่ที่ร้อยละ 60, ร้อยละ 70 และร้อยละ 10 ตามลำดับ อย่างไรก็ตามเมื่อวิเคราะห์ตามแผนการรักษาแต่ละราย ที่เกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร แผนการรักษาที่ 4 มีค่า GPR เท่ากับร้อยละ 88.45 ซึ่งเท่ากับค่า LCL พอดีทำให้ผลการวิเคราะห์อาจอยู่ก้ำกึ่งระหว่างผ่าน หรือไม่ผ่าน โดยอาจมีผลต่อ sensitivity ที่คำนวณได้ ดังนั้น เหตุผลนี้อาจเป็นข้อจำกัดของงานวิจัย และในการศึกษาครั้งต่อไปจึงแนะนำให้ควรเพิ่มจำนวนแผนการรักษาที่มากขึ้นสำหรับการศึกษาในงานวิจัย ดังนั้นการวิเคราะห์ในงานวิจัยนี้แสดงให้เห็นว่า EPID เมื่อใช้ร่วมกับการคำนวณ SPC มีประสิทธิภาพสูงในการตรวจจับข้อผิดพลาดระดับกลางถึงสูง และมีค่า Specificity ที่สอดคล้องกับการใช้งานจริงในคลินิก แม้จะยังมีข้อจำกัดในการตรวจจับ error ขนาดเล็กที่สุด

ข้อจำกัดของงานวิจัย

งานวิจัยนี้ศึกษาความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของ EPID โดยมีข้อจำกัดในงานวิจัยดังนี้ ข้อที่หนึ่งควรเพิ่มจำนวนแผนการรักษาที่มากขึ้นสำหรับการศึกษาในงานวิจัย ข้อที่สองการจำลองข้อผิดพลาดการเคลื่อนที่ของ MLC ทุกซี่เคลื่อนที่ไปในทิศทางเปิด และขนาดที่กำหนด 1, 3 และ 5 มิลลิเมตรโดยไม่ครอบคลุมข้อผิดพลาดแบบสุ่ม อย่างไรก็ตาม รูปแบบการจำลองนี้ยังไม่ครอบคลุมลักษณะของข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นจริงในการรักษาผู้ป่วย เช่น การเคลื่อนที่ของ MLC เฉพาะบางซี่ ข้อผิดพลาดจากการหมุนของ gantry และ collimator ซึ่งอาจเกิดขึ้นระหว่างการฉายรังสีในเทคนิค VMAT ความคลาดเคลื่อนของ monitor unit (MU) หรือไม่ครอบคลุมข้อผิดพลาดที่เป็น Multiple errors

บทที่ 6

สรุปผล

ผลการศึกษารูปได้ว่าการคำนวณค่าขีดจำกัดความคลาดเคลื่อน โดยใช้ SPC สำหรับเกณฑ์ 2%/2 มิลลิเมตร, 3%/2 มิลลิเมตร และ 3%/3 มิลลิเมตร คือ ร้อยละ 88.45, ร้อยละ 97.34 และ ร้อยละ 98.48 ตามลำดับ แผนที่มีข้อผิดพลาดขนาด 3 และ 5 มิลลิเมตรสามารถถูกตรวจจับได้ทั้งหมด โดยค่า GPR ต่ำกว่าค่า LCL ในทุกเกณฑ์ที่ใช้วิเคราะห์ ขณะที่แผนการรักษาที่มีข้อผิดพลาดขนาด 1 มิลลิเมตร มีค่า GPR สูงกว่าค่า LCL โดยเฉพาะในเกณฑ์ 3%/3 มิลลิเมตร สะท้อนข้อจำกัดของ EPID ในการตรวจจับข้อผิดพลาดขนาดเล็ก และ EPID มี Specificity เท่ากับร้อยละ 100 แสดงถึงความแม่นยำในการจำแนกแผนที่ไม่มีข้อผิดพลาดได้อย่างถูกต้อง และมี Sensitivity ในการตรวจจับข้อผิดพลาดขนาด 3 และ 5 มิลลิเมตรได้ร้อยละ 100 ในทุกๆเกณฑ์ที่ใช้ แต่สำหรับข้อผิดพลาด 1 มิลลิเมตร เกณฑ์ที่มี Sensitivity สูงที่สุดคือเกณฑ์ 3%/2 มิลลิเมตร (ร้อยละ 70) ดังนั้นการใช้ SPC ร่วมวิเคราะห์ สามารถช่วยให้สามารถแยกแยะข้อผิดพลาดได้ แม้ว่าข้อผิดพลาดขนาด 1 มิลลิเมตรยังตรวจจับได้จำกัด แต่ข้อผิดพลาดขนาด 3 และ 5 มิลลิเมตร สามารถตรวจพบได้ชัดเจนโดยเฉพาะข้อผิดพลาดขนาด 5 มิลลิเมตร ที่มีค่า GPR ต่ำกว่าทั้ง LCL และ LAL แสดงว่าเป็นความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับไม่ได้ในทางคลินิก

ผลลัพธ์จากงานวิจัยนี้คือ EPID เป็นอุปกรณ์ที่สามารถตรวจจับข้อผิดพลาดของการเคลื่อนที่ของ MLC ที่เกิดขึ้นได้ ซึ่งสามารถนำไปใช้ประโยชน์ในการตรวจจับข้อผิดพลาดในขั้นตอน การทำประกันคุณภาพของแผนการรักษาผู้ป่วยแบบเฉพาะราย เพื่อช่วยลดความผิดพลาดที่เกิดขึ้นในขั้นตอนการฉายรังสีไปยังผู้ป่วย ทั้งนี้ควรมีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับข้อผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นกับแผนการรักษา เช่น ข้อผิดพลาดในการหมุนของ Gantry, Collimator และ MU เพื่อประเมินความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของ EPID มากขึ้น



บรรณานุกรม

มหาวิทยาลัยรัตนโกสินทร์

บรรณานุกรม

1. ศิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม, พันทิวา อุณหศิริ. ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา (Physics of Radiotherapy). พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย; 2563.
2. Taylor A, Powell ME. Intensity-modulated radiotherapy--what is it? *Cancer Imaging*. 2004;4(2):68-73.
3. Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *Br J Radiol*. 2011;84(1007):967-96.
4. Udee N, Commukchik S, Khamfongkhrua C, Kaewlek T, Chusin T, Yabsantia S. Delta(4)-based Dosimetric Error Detection in Volumetric-modulated Arc Therapy: Clinical Significance and Implications. *J Med Phys*. 2024;49(1):56-63.
5. van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiother Oncol*. 2008;88(3):289-309.
6. Thongsawad S, Srisatit S, Fuangrod T. Error detection sensitivity test using complex errors on three patient-specific VMAT QA systems. *Journal of Physics: Conference Series*. 2019;1285:012030.
7. Peter B Greer PV. Epid Dosimetry. *American Institute of Physics* 2011(134.148.196.147).
8. Fredh A, Scherman JB, Fog LS, Munck af Rosenschöld P. Patient QA systems for rotational radiation therapy: a comparative experimental study with intentional errors. *Med Phys*. 2013;40(3):031716.
9. Vieilleigne L, Molinier J, Brun T, Ferrand R. Gamma index comparison of three VMAT QA systems and evaluation of their sensitivity to delivery errors. *Phys Med*. 2015;31(7):720-5.
10. ผศ. นพ. ชลเกียรติ ขอบประเสริฐ. รังสีรักษาพื้นฐาน สาขารังสีรักษา และมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ [22 พฤษภาคม 2567]. Available from: <https://www.chulacancer.net/articles-page.php?id=453&keyname=academic>.

11. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys*. 2011;38(3):1313
12. Zhu TC, Stathakis S, Clark JR, Feng W, Georg D, Holmes SM, et al. Report of AAPM Task Group 219 on independent calculation-based dose/MU verification for IMRT. *Medical Physics*. 2021;48(10):e808-e29.
13. Mubarok S, Wibowo WE, Pawiro SA. Evaluation of MLC errors of LINAC based on log file. *Journal of Physics: Conference Series*. 2019;1248(1):012057.
14. Litzenberg D, Moran J, Fraass B. Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2002;3:63-72.
15. Huang Y, Pi Y, Ma K, Miao X, Fu S, Zhu Z, et al. Deep Learning for Patient-Specific Quality Assurance: Predicting Gamma Passing Rates for IMRT Based on Delivery Fluence Informed by log Files. *Technol Cancer Res Treat*. 2022;21:15330338221104881.
16. Huang Y, Pi Y, Ma K, Miao X, Fu S, Chen H, et al. Virtual Patient-Specific Quality Assurance of IMRT Using UNet++: Classification, Gamma Passing Rates Prediction, and Dose Difference Prediction. *Frontiers in Oncology*. 2021;11:700343.
17. 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.
18. Zhang J, Fan Z, Zhang X, Yang R, Wen J. Development of an Electronic Portal Imaging Device Dosimetry Method. *Diagnostics (Basel)*. 2021;11(9).
19. Dogan N, Mijnheer BJ, Padgett K, Nalichowski A, Wu C, Nyflot MJ, et al. AAPM Task Group Report 307: Use of EPIDs for Patient-Specific IMRT and VMAT QA. *Medical Physics*. 2023;50(8):e865-e903.
20. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25(5):656-61.
21. Van Delinder K. Higher Statistical Uncertainty With Small Pixel Sizes Gives Higher Pass Rates 2016.

22. Baek SH, Choi SH, Han MJ, Cho GS, Jang W, Kim JS, et al. Clinical Efficacy of an Electronic Portal Imaging Device versus a Physical Phantom Tool for Patient-Specific Quality Assurance. *Life (Basel)*. 2022;12(11).
23. Silvestri V, Raspanti D, Guerrisi MG, Falco MD. Clinical implementation of a log file-based machine and patient QA system for IMRT and VMAT treatment plans. *Phys Med*. 2023;108:102570.
24. Chanuan Uakarn KC, Nittaya Sintao. Sample Size Estimation using Yamane and Cochran and Krejcie and Morgan and Green Formulas and Cohen Statistical Power Analysis by G*Power and Comparisons. *APHEIT INTERNATIONAL*. 2021;10:76-88.
25. Habibzadeh F, Habibzadeh P, Yadollahie M. On determining the most appropriate test cut-off value: The case of tests with continuous results. *Biochemia Medica*. 2016;26:297-307.
26. Sanghangthum T, Suriyapee S, Srisatit S, Pawlicki T. Statistical process control analysis for patient-specific IMRT and VMAT QA. *J Radiat Res*. 2013 May;54(3):546-52.
27. Heilemann G, Poppe B, Laub W. On the sensitivity of common gamma-index evaluation methods to MLC misalignments in Rapidarc quality assurance. *Med Phys*. 2013 Mar;40(3):031702.
28. Nithiyantham K, Mani GK, Subramani V, Mueller L, Palaniappan KK, Kataria T. Analysis of direct clinical consequences of MLC positional errors in volumetric-modulated arc therapy using 3D dosimetry system. *Med Phys* 2015 Sep 8;16(5):296–305



ภาคผนวก

ภาคผนวก ก รายการการประกันคุณภาพ MLC ประจำวัน

Test List

-- All -- Show Last Run

Test Name	Period	Performance	Compliance Status
Linac Safety Checks	Daily	<div style="width: 100%; height: 10px; background-color: green;"></div>	<input type="checkbox"/> NS
MLC Leaf and Jaw Position LinacConnect (6 MV)	Daily	<div style="width: 100%; height: 10px; background-color: green;"></div>	<input type="checkbox"/> NS
Output Uniformity and MLC LinacConnect (10 MV)	Daily	<div style="width: 100%; height: 10px; background-color: green;"></div>	<input type="checkbox"/> NS
Output Uniformity and MLC LinacConnect (6 MV)	Daily	<div style="width: 100%; height: 10px; background-color: green;"></div>	<input type="checkbox"/> NS

ภาพ 7.1 หน้าจอแสดงรายการการประกันคุณภาพ MLC ประจำวัน



ภาคผนวก ข ผลการประเมินแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับคำนวณ SPC

ตาราง 7.1 แสดงผลการประเมินแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับการคำนวณ SPC

Plan	2%/2 mm	mR	3%/2 mm	mR	3%/3 mm	mR
1	94.89		98.09		99.94	
2	92.32	2.57	96.45	1.64	98.37	1.57
3	90.15	2.17	99.47	3.02	99.85	1.48
4	90.99	0.84	99.13	0.34	99.6	0.25
5	96.01	5.02	99.81	0.68	99.97	0.37
6	97.27	1.26	99.83	0.02	99.92	0.05
7	98.8	1.53	99.93	0.1	100	0.08
8	95.9	2.9	99.37	0.56	99.67	0.33
9	95.63	0.27	99.38	0.01	99.61	0.06
10	95	0.63	99.4	0.02	99.74	0.13
11	95.77	0.77	99.66	0.26	99.84	0.1
12	94.68	1.09	99.48	0.18	99.72	0.12
13	89.92	4.76	97.6	1.88	98.3	1.42
14	93.93	4.01	99.58	1.98	99.74	1.44
15	96.95	3.02	99.96	0.38	99.98	0.24
16	95.88	1.07	99.38	0.58	99.88	0.1
17	99.53	3.65	99.94	0.56	99.96	0.08
18	99.49	0.04	100	0.06	100	0.04
19	95.59	3.9	99.68	0.32	99.82	0.18
20	92.76	2.83	99.54	0.14	99.77	0.05
21	93.76	1	99.49	0.05	99.7	0.07
22	91.07	2.69	97.77	1.72	98.84	0.86
23	92.93	1.86	98.79	1.02	99.34	0.5
24	92.84	0.09	99.14	0.35	99.63	0.29
25	87.49	5.35	97.45	1.69	98.59	1.04

ตาราง 7.1 แสดงผลการประเมินแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับการคำนวณ SPC (ต่อ)

Plan	2%/2 mm	mR	3%/2 mm	mR	3%/3 mm	mR
26	91.95	4.46	98.26	0.81	98.93	0.34
27	98.08	6.13	99.95	1.69	99.99	1.06
28	96.01	2.07	99.81	0.14	99.97	0.02
29	98.74	2.73	99.92	0.11	99.96	0.01
30	98.59	0.15	99.94	0.02	99.89	0.07
Avg.	94.76	2.37	99.21	0.70	99.62	0.43

ตาราง 7.2 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด

Plan	Gamma criteria	Gamma passing rate (%)
1		99.99
2		99.77
3		95.46
4		97.20
5		97.64
6	2%/2 mm	97.70
7		95.13
8		95.08
9		98.84
10		99.57

ตาราง 7.2 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาที่ไม่มีข้อผิดพลาด (ต่อ)

Plan	Gamma criteria	Gamma passing rate (%)
1		100
2		100
3		99.55
4		98.86
5		99.96
6	3%/2 mm	99.89
7		99.72
8		99.90
9		100
10		99.99
1		100
2		100
3		98.84
4		99.92
5		99.98
6	3%/3 mm	99.92
7		99.83
8		99.94
9		100
10		100

ตาราง 7.3 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาภายหลัง
ปรับแต่งข้อผิดพลาด

Plan	Gamma Criteria	Error type	Error	Gamma passing rate (%)	
					EPID
1	2%/2 mm	MLC position	1		98.62
			3		55.37
			5		36.94
	3%/2 mm	MLC position	1		99.97
			3		68.84
			5		46.15
	3%/3 mm	MLC position	1		100
			3		88.63
			5		53.52
	2%/2 mm	MLC position	1		97.01
			3		63.59
			5		43.00
2	3%/2 mm	MLC position	1		99.79
			3		77.48
			5		53.45
	3%/3 mm	MLC position	1		99.96
			3		88.97
			5		61.90

ตาราง 7.3 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาภายหลัง
ปรับตั้งข้อผิดพลาด (ต่อ)

Plan	Gamma Criteria	Error type	Error	Gamma passing rate (%)
				EPID
3	2%/2 mm	MLC position	1	84.88
			3	48.38
			5	27.75
	3%/2 mm	MLC position	1	95.53
			3	61.04
			5	36.23
	3%/3 mm	MLC position	1	98.08
			3	80.02
			5	46.09
4	2%/2 mm	MLC position	1	88.45
			3	55.27
			5	38.18
	3%/2 mm	MLC position	1	96.59
			3	69.02
			5	48.01
2%/2 mm	MLC position	1	98.63	
		3	85.39	
		5	56.17	

ตาราง 7.3 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาภายหลัง
ปรับแต่งข้อผิดพลาด (ต่อ)

Plan	Gamma Criteria	Error type	Error	Gamma passing rate (%)
				EPID
5	2%/2 mm	MLC position	1	89.19
			3	60.40
			5	39.89
	3%/2 mm	MLC position	1	98.75
			3	72.49
			5	50.13
	3%/3 mm	MLC position	1	99.74
			3	84.76
			5	58.95
6	2%/2 mm	MLC position	1	84.73
			3	37.79
			5	24.55
	3%/2 mm	MLC position	1	93.94
			3	49.43
			5	32.05
3%/3 mm	MLC position	1	99.11	
		3	66.22	
		5	39.20	

ตาราง 7.3 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาภายหลัง
ปรับแต่งข้อผิดพลาด (ต่อ)

Plan	Gamma Criteria	Error type	Error	Gamma passing rate (%)		
				EPID		
	2%/2 mm	MLC position	1	87.64		
			3	42.91		
			5	26.84		
	7	3%/2 mm	MLC position	1	96.36	
				3	54.31	
				5	34.21	
	3%/3 mm	MLC position	1	99.96		
			3	54.31		
			5	34.21		
		2%/2 mm	MLC position	1	99.96	
				3	69.00	
				5	42.78	
8	3%/2 mm	MLC position	1	80.11		
			3	35.12		
			5	21.94		
	3%/3 mm	MLC position	1	91.71		
			3	46.58		
			5	28.82		

ตาราง 7.3 แสดงผลการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยเฉพาะรายสำหรับแผนการรักษาภายหลัง
ปรับตั้งข้อผิดพลาด (ต่อ)

Plan	Gamma Criteria	Error type	Error	Gamma passing rate (%)
				EPID
9	2%/2 mm	MLC	1	81.94
		position	3	33.09
			5	23.13
	3%/2 mm	MLC	1	88.31
		position	3	39.04
			5	27.90
	3%/3 mm	MLC	1	100
		position	3	52.58
			5	33.03
10	2%/2 mm	MLC	1	84.94
		position	3	37.00
			5	23.91
	3%/2 mm	MLC	1	94.80
		position	3	46.37
			5	29.67
3%/3 mm	MLC	1	100	
	position	3	56.69	
		5	37.51	

ภาคผนวก ค โค้ด MATLAB สำหรับใช้ในการปรับแต่งให้เกิดข้อผิดพลาด

โค้ดสำหรับการตรวจสอบแผนการรักษา

```
% ระบุตำแหน่งของไฟล์แผนการรักษา (DICOM RT Plan)
rpFile = 'C:\Path\To\Plan\Plan10.dcm';

% อ่านข้อมูล metadata จากไฟล์ DICOM
Data = dicominfo(rpFile);

% ดึงชื่อฟิลด์ทั้งหมดใน BeamSequence
Fields = fieldnames(Data.BeamSequence);

% ปรับค่าข้อผิดพลาด +1 mm ที่ตำแหน่ง MLC ในแผนการรักษา
for Field = 1:length(Fields)
    CPIDs = fieldnames(Data.BeamSequence.(Fields{Field}).ControlPointSequence); %
    รายการ Control Points

    for CP = 1:length(CPIDs)
        % ดึงข้อมูลตำแหน่งของ MLC จาก BeamLimitingDevicePositionSequence
        BLDPS =
        Data.BeamSequence.(Fields{Field}).ControlPointSequence.(CPIDs{CP}).BeamLimitingDev
        icePositionSequence;

        % ปรับค่าข้อผิดพลาดใน Item_1 (MLC bank A หรือ X1)
        if isfield(BLDPS, 'Item_1')
            BLDPS.Item_1.LeanJawPositions = BLDPS.Item_1.LeanJawPositions + 1; % +1
        mm
    end
end
```

```

% ปรับค่าข้อผิดพลาดใน Item_2 (MLC bank B หรือ X2)
if isfield(BLDPS, 'Item_2')
    BLDPS.Item_2.LeafJawPositions = BLDPS.Item_2.LeafJawPositions + 1; % +1
mm
end

% บันทึกกลับไปยัง ControlPointSequence

Data.BeamSequence.(Fields{Field}).ControlPointSequence.(CPIDs{CP}).BeamLimitingDevicePositionSequence = BLDPS;
end
end

% กำหนดชื่อไฟล์สำหรับแผนการรักษาที่มีการจำลองข้อผิดพลาด
outputFile = 'C:\Path\To\Output\DICOMplanplus1.dcm';

% บันทึกไฟล์ DICOM ใหม่ด้วยข้อมูลที่ถูกรับ โดยใช้โหมด 'Copy'
dicomwrite([], outputFile, Data, 'CreateMode', 'Copy');

% แสดงข้อความยืนยันการบันทึก
disp(['DICOM file with error adjustment saved to: ', outputFile]);

% อ่านข้อมูล DICOM RT Plan
rpFile = 'C:\Path\To\File\DICOMplanplus1.dcm';
RP = dicominfo(rpFile); % อ่านข้อมูลจาก DICOM RT Plan

% ดึงข้อมูล BeamSequence จาก DICOM
BeamSequence = RP.BeamSequence;
Fields = fieldnames(BeamSequence); % รายชื่อลำรังสี (Beam)

```

```

% ตรวจสอบข้อมูลตำแหน่งของ MLC ในแต่ละ Control Point
for NumFields = 1:length(Fields)
    temp = BeamSequence.(Fields{NumFields});
    NumCPs = fieldnames(temp.ControlPointSequence);

    for CP = 1:length(NumCPs)
        % สำหรับ Control Point แรก ใช้ Item_3 และ Item_4
        if CP == 1
            Output1 =
temp.ControlPointSequence.(NumCPs{CP}).BeamLimitingDevicePositionSequence.Item
_3.LeafJawPositions;
            Output2 =
temp.ControlPointSequence.(NumCPs{CP}).BeamLimitingDevicePositionSequence.Item
_4.LeafJawPositions;
        else
            Output1 =
temp.ControlPointSequence.(NumCPs{CP}).BeamLimitingDevicePositionSequence.Item
_1.LeafJawPositions;
            Output2 =
temp.ControlPointSequence.(NumCPs{CP}).BeamLimitingDevicePositionSequence.Item
_2.LeafJawPositions;
        end

        % รวมตำแหน่งจาก bank A และ B
        OutputF = transpose([Output1; Output2]);
        Output(CP, :) = OutputF;
    end

    % เก็บผลลัพธ์ลงในตัวแปรแยกตามลำรังสี เช่น Item_1, Item_2, ...
    eval(sprintf('Item_%d = Output;', NumFields));
end

```

```

% ตรวจสอบชื่อฟิลด์ใน BeamLimitingDevicePositionSequence ของแต่ละ Control Point
for NumFields = 1:length(Fields)
    temp = BeamSequence.(Fields{NumFields});
    NumCPs = fieldnames(temp.ControlPointSequence);

    for CP = 1:length(NumCPs)
        % ดึงข้อมูล BeamLimitingDevicePositionSequence ของ CP นั้น
        BLDP =
temp.ControlPointSequence.(NumCPs{CP}).BeamLimitingDevicePositionSequence;

        % แสดงชื่อฟิลด์ใน BeamLimitingDevicePositionSequence
        disp(fieldnames(BLDP));
    end
end

% ดึงข้อมูลตำแหน่งของ MLC จาก BeamLimitingDevicePositionSequence ตามโครงสร้างจริงที่
พบในแต่ละ CP
for NumFields = 1:length(Fields)
    temp = BeamSequence.(Fields{NumFields});
    NumCPs = fieldnames(temp.ControlPointSequence);

    for CP = 1:length(NumCPs)
        % ดึง BeamLimitingDevicePositionSequence ของ Control Point ปัจจุบัน
        BLDP =
temp.ControlPointSequence.(NumCPs{CP}).BeamLimitingDevicePositionSequence;

        % ตรวจสอบชื่อฟิลด์ที่มีอยู่ภายใน BeamLimitingDevicePositionSequence
        FieldNames = fieldnames(BLDP);

        % ดึงข้อมูลจาก Item_1 และ Item_2 ตามลำดับ (MLC A และ B)

```

```

if ismember('Item_1', FieldNames) && ismember('Item_2', FieldNames)
    Output1 = BLDP.Item_1.LeafJawPositions;
    Output2 = BLDP.Item_2.LeafJawPositions;
elseif ismember('Item_1', FieldNames)
    Output1 = BLDP.Item_1.LeafJawPositions;
    Output2 = [];
else
    Output1 = [];
    Output2 = [];
end

% รวมข้อมูลทั้งสอง bank และบันทึกผล
OutputF = transpose([Output1; Output2]);
Output(CP, :) = OutputF;
end

% เก็บข้อมูลของแต่ละ Beam ไว้ในตัวแปรแยก
eval(sprintf('Item_%d = Output;', NumFields));
end

for NumFields = 1:length(Fields) % Loop through each beam field
    temp = BeamSequence.(Fields{NumFields}); % Access beam-specific data
    NumCPs = fieldnames(temp.ControlPointSequence); % Get control points list

    for CP = 1:length(NumCPs) % Loop through control points
        % Access BeamLimitingDevicePositionSequence
        BLDP =
temp.ControlPointSequence.(NumCPs{CP}).BeamLimitingDevicePositionSequence;
        FieldNames = fieldnames(BLDP);

        % Extract MLC leaf positions from Item_1 and/or Item_2
        if ismember('Item_1', FieldNames) && ismember('Item_2', FieldNames)

```

```

    Output1 = BLDP.Item_1.LeanJawPositions;
    Output2 = BLDP.Item_2.LeanJawPositions;
elseif ismember('Item_1', FieldNames)
    Output1 = BLDP.Item_1.LeanJawPositions;
    Output2 = [];
elseif ismember('Item_2', FieldNames)
    Output1 = [];
    Output2 = BLDP.Item_2.LeanJawPositions;
else
    Output1 = [];
    Output2 = [];
end

% Combine data from both banks and store in matrix
OutputF = transpose([Output1; Output2]);
Output(CP, :) = OutputF;
end

% Store the full MLC matrix of this beam field into variable
eval(sprintf('Item_%d = Output;', NumFields));
end

```

ภาคผนวก ง เอกสารรับรองจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์

COA No. 375/2024
IRB No. P1-0159/2567

AF 11/6.0



คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
99 หมู่ 9 ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมืองพิษณุโลก จังหวัดพิษณุโลก 65000 หมายเลขโทรศัพท์ 05596 8752

หนังสือรับรองโครงการวิจัยครั้งแรก

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

ชื่อโครงการ : ความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษาแม่เรื้อรังและลำคอ ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาตร

ผู้วิจัยหลัก : นางสาวชัญชกร ไทยวัฒนา

สังกัดหน่วยงาน : คณะสหเวชศาสตร์

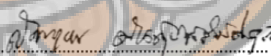
อาจารย์ที่ปรึกษา : ผศ.ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ

วิธีทบทวน : แบบเร่งรัด

รายงานความก้าวหน้า : ส่งรายงานความก้าวหน้าอย่างน้อย 1 ครั้ง/ปี หรือส่งรายงานฉบับสมบูรณ์หากดำเนินโครงการเสร็จสิ้นก่อน 1 ปี

เอกสารรับรอง

- IF 01 Research Ethical Application (Secondary Research) เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 08 ตุลาคม 2567
- IF 02 Conflict of interest and Funding Form เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 07 กันยายน 2567
- IF 05 ประวัติผู้วิจัยหลักและผู้วิจัยร่วม เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 07 กันยายน 2567
- IF 06 งบประมาณของโครงการวิจัย เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 07 กันยายน 2567
- โครงร่างวิทยานิพนธ์ เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 07 กันยายน 2567
- หนังสือขอความอนุเคราะห์ การเก็บข้อมูล วันที่ 07 กันยายน 2567

ลงนาม: 

(นายแพทย์สมบูรณ์ ต้นสุกส์วิศดิกุล)

ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

วันที่รับรอง : 15 ตุลาคม 2567

วันหมดอายุ : 15 ตุลาคม 2568

ทั้งนี้ การรับรองนี้มีเงื่อนไขดังที่ระบุไว้ด้านหลังทุกข้อ (ดูด้านหลังของเอกสารรับรองโครงการวิจัย)

ภาพ 7.2 หนังสือรับรองจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์



โรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณธัญบุรี กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข
๓๓๙ ถ.รังสิต-นครนายก ต.บึงสนั่น อ.ธัญบุรี จ.ปทุมธานี ๑๒๑๑๐
โทร ๐๒-๕๕๖๑๙๖๐-๖๖ โทรสาร ๐๒-๕๕๖๑๙๖๘
Maha Vajiralongkorn Thanyaburi Hospital
๓๓๙ Bungsanan, Thanyaburi, Pathumtani Thailand ๑๒๑๑๐
Tel. (๖๖๒) ๕๕๖๑๙๖๐-๖๖ Fax. (๖๖๒) ๕๕๖๑๙๖๘

เอกสารรับรองโครงการวิจัย

โดยคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน

โรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณธัญบุรี กรมการแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข

เอกสารรับรองเลขที่	MTH ๒๐๒๕-๐๔
ชื่อโครงการวิจัย	ความไวในการตรวจจับข้อผิดพลาดของอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ สำหรับการประกันคุณภาพแผนการรักษาแม่ตั้งครรภ์และลูกอ ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มเชิงปริมาณ
รหัสโครงการ	๒๖๕
ผู้รับผิดชอบโครงการวิจัย	นางสาวชญชกร ไทยวัฒนา
สถานที่ทำการวิจัย	โรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณธัญบุรี
เอกสารที่รับรอง	๑. แบบโครงร่างวิจัยภาษาไทย ๒. เครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัย
วันที่รับรองโครงการ	๘ เมษายน ๒๕๖๘
วันสิ้นสุดการรับรองโครงการ	๗ เมษายน ๒๕๖๙

ขอรับรองว่าโครงการดังกล่าวได้ผ่านการพิจารณาเห็นชอบโดยสอดคล้องกับคำประกาศเฮลซิงกิงจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน โรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณธัญบุรี

ลงนาม.....

(นางณัฐธา แสงสว่างโชติ)

ประธานคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน

ลงนาม.....

(นายเชตต์ ศรีประทักษ์)

ผู้อำนวยการโรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณธัญบุรี

ภาพ 7.3 หนังสือรับรองจริยธรรมวิจัยการในมนุษย์ โรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณธัญบุรี