



การประเมินปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลิยมุน



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2568
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

การประเมินปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลิยวหมุน



วิทยานิพนธ์เสนอบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยนเรศวร
เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์
ปีการศึกษา 2568
ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยนเรศวร

วิทยานิพนธ์ เรื่อง “การประเมินปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน”
ของ ปรัชญากานต์ โหมเพ็ง
ได้รับการพิจารณาให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

.....ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อนิรุทธิ์ วัชรวิภา)

.....ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธัญรัตน์ ชูศิลป์)

.....กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณภา นบนอบ)

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

อนุมัติ

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

ชื่อเรื่อง	การประเมินปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน
ผู้วิจัย	ปรัชญากานต์ โหมเพ็ง
ประธานที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธัญรัตน์ ชูศิลป์
กรรมการที่ปรึกษา	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณภา นบนอบ
ประเภทสารนิพนธ์	วิทยานิพนธ์ วท.ม. ฟิสิกส์การแพทย์, มหาวิทยาลัยนเรศวร, 2568
คำสำคัญ	เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน, ปริมาณรังสีจากการสร้างภาพ, kVCT, MVCT

บทคัดย่อ

เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนมีระบบภาพนำวิถีที่สามารถสร้างภาพตัดขวางระดับศักยภาพไฟฟ้าแมกเนโวลต์ (MVCT) และกิโลโวลต์ (kVCT) เพื่อใช้ตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยในแต่ละวันก่อนเริ่มการฉายรังสี อย่างไรก็ตามการสร้างภาพดังกล่าวส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้น ในรายงาน American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 180 แนะนำให้รวมปริมาณรังสีจากการสร้างภาพไว้ในปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด หากปริมาณรังสีดังกล่าวเกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินค่าปริมาณรังสีจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีภายใต้โปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก โดยทำการศึกษาในเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนจำนวน 4 เครื่อง ที่มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT 2 เครื่อง (โรงพยาบาล A และ B) และแบบ kVCT 2 เครื่อง (โรงพยาบาล A และ C) จากโรงพยาบาล 3 แห่ง โดยวัดค่าปริมาณรังสี Weighted Multiple Slice Average Dose ($MSAD_w$) ใน CTDI phantom และทำการประเมินค่าปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี โดยคูณค่า $MSAD_w$ ที่วัดได้ใน CTDI phantom กับจำนวนครั้งที่มีการสร้างภาพของผู้ป่วยแต่ละรายจำแนกตามชนิดของมะเร็ง จากนั้นเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีกับปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด โดยกำหนดเกณฑ์พิจารณาเท่ากับร้อยละ 5 ผลการศึกษาพบว่า ค่าเฉลี่ยปริมาณรังสี $MSAD_w^{MVCT}$ จากการสร้างภาพแบบ MVCT ของโรงพยาบาล A และ B เท่ากับ 0.85 ± 0.01 cGy และ 0.86 ± 0.00 cGy ตามลำดับ ซึ่งค่าปริมาณรังสีดังกล่าวแตกต่างกันร้อยละ 1.17 และค่าปริมาณรังสีของทั้งสองโรงพยาบาลไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ค่าเฉลี่ยปริมาณรังสี $MSAD_w^{kVCT}$ จากการสร้างภาพแบบ kVCT ของโรงพยาบาล A และโรงพยาบาล C อยู่ในช่วง 0.19 - 0.83 cGy, 0.49 - 1.96 cGy และ 0.74 - 2.65 cGy สำหรับโปรโตคอลศีรษะ ทรวงอกและอุ้งเชิงกรานตามลำดับ ซึ่งค่าปริมาณรังสีในแต่ละโรงพยาบาล มีความแตกต่างกันไม่เกินร้อยละ 20 ยกเว้นโปรโตคอลศีรษะ ในโหมด Coarse ขนาด Medium (ร้อยละ 23.73) โปรโตคอลทรวงอก ในโหมด Normal ขนาด Small (ร้อยละ 21.33) และโปรโตคอลอุ้งเชิงกราน ในโหมด Normal ขนาด Small

(ร้อยละ 21.00) ทั้งนี้ ค่าปริมาณรังสีของทั้งสองโรงพยาบาลไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในโปรโตคอลศีรษะ ($p = 0.53$) แต่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในโปรโตคอลทรวงอกและอุ้งเชิงกราน ($p = 0.008$ และ 0.01 ตามลำดับ) สำหรับค่าปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ป่วยได้รับการสร้างภาพแบบ MVCT และ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี อยู่ในช่วงร้อยละ 0.34 - 0.44 และร้อยละ 0.28 - 0.87 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด ทั้งนี้ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับการสร้างภาพตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีไม่เกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดในทุกโรงพยาบาลและในมะเร็งทุกชนิด

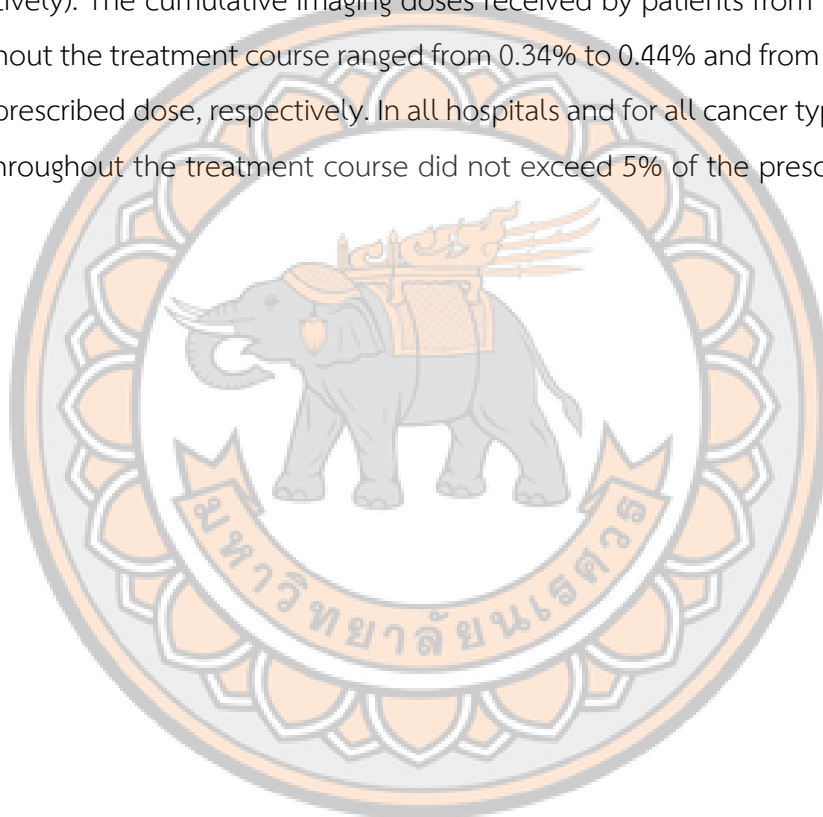


Title	Assessment of Imaging Radiation Dose from Tomotherapy Systems
Author	Pratchayakan Hompeng
Advisor	Assistant Professor Thunyarat Chusin, Ph.D.
Co-Advisor	Assistant Professor Wannapha Nobnop, Ph.D.
Academic Paper	M.S. Thesis in Medical Physics, Naresuan University, 2025
Keywords	Tomotherapy systems, Imaging Radiation Dose, kVCT, MVCT

ABSTRACT

The Tomotherapy system is equipped with an Image-Guided Radiotherapy (IGRT) system capable of generating cross-sectional images using either megavoltage computed tomography (MVCT) or kilovoltage computed tomography (kVCT) to verify patient positioning on a daily basis prior to radiation. However, this imaging results in an additional radiation dose to the patient. The American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 180 Report recommends including the imaging dose in the total prescribed dose if it exceeded 5% of the therapeutic dose. The aim of this study was to evaluate the radiation dose used for imaging with the IGRT system under clinical scan protocols across four Tomotherapy machines at three centers, including two machines with MVCT imaging (Centers A and B) and two with kVCT imaging (Centers A and C). The dose was assessed as the Weighted Multiple Slice Average Dose ($MSAD_w$), measured in a CTDI phantom. The study aimed to evaluate whether the cumulative imaging dose administered to patients throughout the treatment course on Tomotherapy systems exceeded 5% of the prescribed dose. The calculation was based on $MSAD_w$ values measured in a CTDI phantom, multiplied by the number of imaging sessions for each patient and cancer type. The total imaging dose received by patients throughout the treatment course was compared to the prescribed dose, using a threshold of 5% as the evaluation criterion. The results revealed that the mean $MSAD_w^{MVCT}$ values for MVCT at Centers A and B were 0.85 ± 0.01 cGy and 0.86 ± 0.00 cGy, respectively, with a difference of 1.17%. The imaging doses were not significantly different between the two centers. The mean $MSAD_w^{kVCT}$ values for kVCT at Centers A and C ranged from 0.19

- 0.83 cGy, 0.49 - 1.96 cGy, and 0.74 - 2.65 cGy for the head, thorax, and pelvis protocols, respectively. The imaging doses between the two centers differed by no more than 20%, except for the head protocol in Coarse mode for medium size (23.73%), the thorax protocol in Normal mode for small size (21.33%), and the pelvis protocol in Normal mode for small size (21.00%). The imaging doses were not significantly different between the two centers for the head protocol ($p = 0.53$), while statistically significant differences were observed in the thoracic and pelvic protocols ($p = 0.008$ and 0.01 , respectively). The cumulative imaging doses received by patients from MVCT and kVCT throughout the treatment course ranged from 0.34% to 0.44% and from 0.28% to 0.87% of the prescribed dose, respectively. In all hospitals and for all cancer types, the imaging dose throughout the treatment course did not exceed 5% of the prescribed dose.



ประกาศคุณูปการ

ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธัญรัตน์ ชูศิลป์ ประธานที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.วรรณภา นบนอบ กรรมการที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ ที่ได้สละเวลาในการให้คำปรึกษาพร้อมทั้งให้การสนับสนุนในการทำวิจัยอย่างเต็มที่ตลอดระยะเวลาการทำวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ และขอกราบขอบพระคุณคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์อันประกอบด้วย ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.อนิรุทธิ์ วัชรวิภา และผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุมาลี ยับสันเทียะ กรรมการผู้ทรงคุณวุฒิที่ได้กรุณาให้คำแนะนำและแก้ไขข้อบกพร่องของวิทยานิพนธ์จนสำเร็จลุล่วงอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาสารคาม โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี และโรงพยาบาลมหาสารคามศิริราชภานุภานุบุรี สำหรับความอนุเคราะห์ที่สนับสนุนและอำนวยความสะดวกในการเก็บข้อมูล รวมถึงเครื่องมือและอุปกรณ์ตลอดระยะเวลาการดำเนินการวิจัย ขอขอบพระคุณ คุณทินกร ดอนมูล คุณคมกริช ครองเกียรติเลิศ คุณชลธร พิณสูตร และคุณอนุพงษ์ คงสา นักฟิสิกส์การแพทย์ สำหรับคำแนะนำและชี้แนะแนวทางในการเก็บข้อมูล ขอขอบคุณ คุณธนัช บัวจำรัส สำหรับความช่วยเหลือในการเก็บข้อมูล และขอขอบคุณผู้มีส่วนเกี่ยวข้องกับวิทยานิพนธ์นี้ทุกท่านที่ช่วยเหลือและให้กำลังใจด้วยดีเสมอมา

ขอขอบพระคุณคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่สนับสนุนทุนอุดหนุนการวิจัยในการทำวิทยานิพนธ์ สำหรับนิสิตระดับบัณฑิตศึกษา

คุณค่าและคุณประโยชน์อันพึงมีจากวิทยานิพนธ์ฉบับนี้ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าจะเป็นประโยชน์ต่อไปในอนาคต

ปรัชญากานต์ โหมเพ็ง

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย	ค
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	จ
ประกาศคุุณูปการ	ซ
สารบัญ	ซ
สารบัญตาราง	ญ
สารบัญภาพ	ฎ
อักษรย่อ	ท
บทที่ 1 บทนำ	1
ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย	1
วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	3
ขอบเขตของงานวิจัย	3
สมมติฐานของการวิจัย	4
บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	5
2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง	5
2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง	19
บทที่ 3 วิธีดำเนินงานวิจัย	23
3.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง	23
3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย	24
3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล	27
3.3.1 การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี ภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก (Clinical scan)	27

3.3.2 การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วง ระยะของการฉายรังสี.....	33
สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล	35
บทที่ 4 ผลการวิจัย	36
4.1 การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี ภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ ใช้ทางคลินิก (Clinical scan)	36
4.2 การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของ การฉายรังสี.....	39
บทที่ 5 อภิปรายผล	50
อภิปรายผล.....	50
ข้อจำกัดของงานวิจัย.....	54
ข้อเสนอแนะ	55
บทที่ 6 สรุปผลการวิจัย	56
สรุปผลการวิจัย.....	56
บรรณานุกรม	58
ภาคผนวก	62
ประวัติผู้วิจัย	100

สารบัญตาราง

หน้า

ตาราง 1 คุณลักษณะของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนในแต่ละรุ่น	8
ตาราง 2 พารามิเตอร์ในโหมดต่าง ๆ ของการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีแบบ MVCT	10
ตาราง 3 พารามิเตอร์ในโปรโตคอลและโหมดต่าง ๆ ของการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีแบบ kVCT....	11
ตาราง 4 โปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก สำหรับการสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ MVCT.....	28
ตาราง 5 โปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิกของโรงพยาบาล A และ C สำหรับการสร้างภาพแบบ kVCT	30
ตาราง 6 ข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ MVCT ของโรงพยาบาล A และ B.....	39
ตาราง 7 ข้อมูลปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี ของโรงพยาบาล A และ B.....	40
ตาราง 8 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีต่อผู้ป่วย 1 ราย	41
ตาราง 9 ข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ kVCT ของโรงพยาบาล A และ C	44
ตาราง 10 ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี ของโรงพยาบาล A และ C.....	45
ตาราง 11 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีต่อผู้ป่วย 1 ราย.....	47
ตาราง 12 เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดในโหมด Coarse ของการสร้างภาพแบบ MVCT.....	50
ตาราง 13 ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพ	51
ตาราง 14 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ MVCT โหมด Coarse ...	63
ตาราง 15 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับศีรษะ	63
ตาราง 16 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับทรวงอก ...	66
ตาราง 17 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับ อุ้งเชิงกราน	69
ตาราง 18 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล A (MVCT 1).....	72

สารบัญภาพ

หน้า

ภาพ 1 กระบวนการในการตรวจสอบการรักษาและการฉายรังสี.....	6
ภาพ 2 การฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน.....	8
ภาพ 3 โครงสร้างเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน	12
ภาพ 4 ลักษณะโปรไฟล์ และการกระจายของลำรังสี	13
ภาพ 5 การวัดค่า CTDI ในหุ่นจำลองมาตรฐานทรงกระบอก ตำแหน่งจุดกึ่งกลาง (Center) และรอบนอกของหุ่นจำลอง (Periphery).....	15
ภาพ 6 ผลของค่าพิชิตต่อระยะห่างระหว่างสไลซ์	17
ภาพ 7 เปรียบเทียบค่า CTDI สัมพัทธ์ เมื่อกำหนดให้ CTDI ที่ความกว้างลำรังสี 8 x 1.25 มิลลิเมตร เท่ากับ 1	18
ภาพ 8 เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (Tomotherapy)	24
ภาพ 9 หัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ยี่ห้อ Exradin รุ่น A1SL.....	25
ภาพ 10 เครื่องนับวัดค่าประจุไฟฟ้า (TomoElectrometer).....	25
ภาพ 11 หัววัดรังสีชนิด Pencil ionization chamber ยี่ห้อ Raysafe รุ่น X2 CT และ Base Unit	26
ภาพ 12 หุ่นจำลองมาตรฐานทรงกระบอก (CTDI Phantoms) ยี่ห้อ GAMMEX รุ่น 468 BHP	27
ภาพ 13 แท่ง PMMA ที่มีช่องว่างตรงกลางเทียบเท่าขนาดของหัววัดรังสี Exradin รุ่น A1SL	27
ภาพ 14 การจัดอุปกรณ์สำหรับการวัดค่าปริมาณรังสี	28
ภาพ 15 ตำแหน่งการใส่หัววัดรังสีใน CTDI phantom	28
ภาพ 16 ขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีในการศึกษา.....	35
ภาพ 17 ปริมาณรังสี $MSAD_w^{MVCT}$ จากการสร้างภาพแบบ MVCT ในโหมด Coarse	36
ภาพ 18 ปริมาณรังสี $MSAD_w^{KVCT}$ จากการสร้างภาพแบบ KVCT สำหรับศีรษะ.....	37

ภาพ 19 ปริมาณรังสี $MSAD_w^{KVCT}$ จากการสร้างภาพแบบ KVCT สำหรับทรวงอก.....	38
ภาพ 20 ปริมาณรังสี $MSAD_w^{KVCT}$ จากการสร้างภาพแบบ KVCT สำหรับอุ้งเชิงกราน	38
ภาพ 21 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีในผู้ป่วย 30 ราย จากการสร้างภาพแบบ MVCT	41
ภาพ 22 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี...42	
ภาพ 23 ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะการฉาย รังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด	43
ภาพ 24 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี แยกตามโหมด ในผู้ป่วย 30 ราย (ยกเว้นมะเร็งสมอง 16 ราย) จากการสร้างภาพแบบ KVCT	46
ภาพ 25 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีในผู้ป่วย 30 ราย (ยกเว้นมะเร็งสมอง 16 ราย) จากการสร้างภาพแบบ KVCT	46
ภาพ 26 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ KVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี 48	
ภาพ 27 ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ KVCT ตลอดช่วงระยะการฉาย รังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด	49
ภาพ 28 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT และแบบ KVCT ตลอดช่วงระยะของ การฉายรังสีของโรงพยาบาล A B และ C.....	52
ภาพ 29 หนังสือรับรองโครงการวิจัยครั้งแรก จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัย นเรศวร.....	99

อักษรย่อ

AAPM TG	=	American Association of Physicists in Medicine Task group
ALARA	=	As Low As Reasonably Achievable
CBCT	=	Cone Beam Computed Tomography
CT	=	Computed Tomography
CTDI	=	Computed Tomography Dose Index
CTDI _w	=	Weighted Computed Tomography Dose Index
CTDI _{vol}	=	Volume Computed Tomography Dose Index
DRLs	=	Diagnostic Reference Levels
FOV	=	Field of View
FWHM	=	Full Width at Half Maximum
ICRP	=	International Commission on Radiological Protection
IGRT	=	Image guided radiation therapy
kVCT	=	Kilovoltage Computed Tomography
kVp	=	Kilovoltage Peak
mAs	=	Tube current-time product
MSAD	=	Multiple Slice Average Dose
MSAD _w	=	Weighted Multiple Slice Average Dose
MVCT	=	Megavoltage Computed Tomography
PTV	=	Planning Target Volume

บทที่ 1

บทนำ

ที่มาและความสำคัญของงานวิจัย

การรักษาด้วยรังสี (Radiotherapy) เป็นวิธีการหนึ่งที่ทำให้ผู้ป่วยมะเร็งหายขาดจากโรคหรือมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น รังสีรักษาเป็นการนำรังสีพลังงานสูงมาใช้ในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งเฉพาะที่ โดยขั้นตอนในการฉายรังสีจะเริ่มจากนักรังสีเทคนิคจะทำการจัดท่าและตำแหน่งของผู้ป่วยให้เสมือนกับวันที่ทำการจำลองการรักษา ดังนั้น ก่อนการฉายรังสีให้กับผู้ป่วยจะต้องมีการตรวจสอบการรักษา (Treatment verification) ซึ่งเป็นกระบวนการที่ช่วยให้มั่นใจว่าตำแหน่งที่จะฉายรังสีเป็นตำแหน่งที่ถูกต้องตรงตามแผนการรักษาที่วางไว้ สามารถประเมินได้โดยการสร้างภาพทางรังสีก่อนการฉายรังสีหรือที่เรียกว่าระบบภาพนำวิถี (Image guided radiation therapy: IGRT) แล้วใช้ภาพดังกล่าวเปรียบเทียบกับภาพอ้างอิงที่ได้จากการจำลองการรักษา [1] โดยการซ้อนทับ (Image registration) และจับคู่จุดหรือรูปร่างที่สำคัญในภาพแล้วปรับตำแหน่งของผู้ป่วยให้อวัยวะเป้าหมายถูกต้องตรงตามแผนการรักษาที่วางไว้ ผู้ป่วยจะถูกปรับตำแหน่งร่วมกับการเลื่อนเตียงฉายและ/หรือการหมุนเพื่อแก้ไขตำแหน่งเมื่อตำแหน่งตรงกันแล้วจึงทำการฉายรังสีให้กับผู้ป่วย [2]

เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (Tomotherapy) เป็นการผสมผสานคุณสมบัติของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เข้ากับเครื่องเร่งอนุภาคเชิงเส้น (Linear Accelerator: LINAC) มีแหล่งกำเนิดรังสีโพตอนพลังงานเดียวที่มีศักย์ไฟฟ้าสูงสุด 6 เมกะโวลต์ ฉายรังสีในรูปแบบพัดเกลียวหมุน (Helical fan beam) ที่สามารถหมุนรอบตัวผู้ป่วยได้ 360 องศา พร้อมกับการเคลื่อนที่ของเตียงในแนวยาว ส่งผลให้สามารถปล่อยลำรังสีได้อย่างต่อเนื่องในระหว่างการฉายที่ยาวโดยไม่จำเป็นต้องต่อพื้นที่การฉายรังสี (Field) ซึ่งช่วยลดปริมาณรังสีซ้อนทับในบริเวณรอยต่อการฉาย นอกจากนี้ ระบบยังรองรับการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT) โดยแบ่งลำรังสีออกเป็นพื้นที่ย่อย (Subfields) ในหลายทิศทาง จึงช่วยเพิ่มความแม่นยำในการส่งผ่านรังสีให้ครอบคลุมบริเวณก้อนมะเร็งและลดปริมาณรังสีที่จะฉายไปยังอวัยวะปกติรอบข้าง [3] เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน ได้รวมระบบการฉายรังสีเข้ากับระบบภาพนำวิถีที่มีการสร้างภาพรายวินแบบสามมิติ เพื่อใช้ตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการรักษา โดยการสร้างภาพรังสีตัดขวางระดับศักย์ไฟฟ้าเมกะโวลต์ (Megavoltage Computed Tomography: MVCT) จากแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์เดียวกับหัวเร่งอนุภาคของเครื่องฉายรังสี โดยปรับลดศักย์ไฟฟ้าลงเป็น 3.5 เมกะโวลต์ ภาพที่ได้มีคุณภาพไม่สูงนักและใช้เวลาในการสร้างภาพนานเมื่อเทียบกับการสร้างภาพระดับศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์ ต่อมาจึงได้มีการพัฒนาระบบการสร้างภาพรังสี

ตัดขวางระดับศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์ (Kilovoltage Computed Tomography: kVCT) ซึ่งให้ภาพที่มีคุณภาพสูงในระดับเดียวกับภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในงานรังสีวินิจฉัย [4]

แม้ภาพที่ได้จากระบบภาพนำวิถีจะช่วยเพิ่มความแม่นยำในการฉายรังสี แต่ยังมีข้อจำกัดคือ อวัยวะปกติรอบข้างจะได้รับรังสีเนื่องจากขอบเขตของการสร้างภาพมีขนาดใหญ่กว่าขอบเขตของการรักษา ภาพรังสีตัดขวางที่ได้จากระบบภาพนำวิถีจะถูกนำมาใช้ในการตรวจสอบและปรับตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการรักษา ภาพจึงต้องมีความละเอียดเพียงพอในการแสดงโครงสร้างทางกายภาพของกระดูกหรือเนื้อเยื่อเป้าหมาย อย่างไรก็ตาม การเพิ่มปริมาณรังสีเพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพสูงอาจส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับรังสีสะสมเพิ่มขึ้น การใช้รังสีอย่างเหมาะสมสำหรับผู้ป่วยภายใต้หลักการ As Low As Reasonably Achievable (ALARA) คือ คุณภาพของภาพต้องเพียงพอต่อการวินิจฉัยและผู้ป่วยต้องได้ปริมาณรังสีต่ำที่สุด [5, 6] ในรายงาน American Association of Physicists in Medicine Task group 180 (AAPM TG 180) แนะนำว่า ปริมาณรังสีในการสร้างภาพควรรวมอยู่ในปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด (Prescription dose) หากปริมาณรังสีในการสร้างภาพเกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด [7] ในรายงาน AAPM TG 148 ได้กำหนดค่าที่ใช้ในการวัดปริมาณรังสีระดับศักย์ไฟฟ้าเมกะโวลต์ คือ Multiple Slice Average Dose (MSAD) ซึ่งเป็นการวัดปริมาณรังสีเฉลี่ยโดยใช้หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแบบเบอร์ เช่น Exradin A1SL ionization chamber ที่ผ่านการสอบเทียบแล้ววัดในหุ่นจำลองมาตรฐานทรงกระบอก เช่น Cheese phantom สำหรับการสร้างภาพโหมด Normal ค่า Weighted Multiple Slice Average Dose (MSAD_w) จะอยู่ในช่วง 1 - 3 cGy [8] แม้ว่าโรงพยาบาลที่ใช้เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนจะมี Cheese phantom สำหรับการวัดปริมาณรังสี แต่ Cheese phantom ยังมีข้อจำกัดบางประการสำหรับการประเมินค่า MSAD_w ได้แก่ ตำแหน่งกึ่งกลางของหุ่นจำลองไม่ได้อยู่ที่จุดศูนย์กลางอย่างแท้จริง ไม่สามารถใช้ประเมินปริมาณรังสีสำหรับศีรษะได้ เนื่องจากมีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาดเล็กคือ 30 เซนติเมตร และไม่สามารถรองรับการใช้หัววัดรังสีแบบ Pencil ionization chamber สำหรับการวัดปริมาณรังสีจากการสร้างภาพด้วย kVCT ได้

ในปี 2016 Mege JP และคณะ ทำการประเมินปริมาณรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT พบว่า ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีจากการสร้างภาพอยู่ในช่วงประมาณ 1 - 4 cGy ทั้งนี้ ปริมาณรังสีที่ได้รับจะแตกต่างกันตามตำแหน่งของอวัยวะ ซึ่งขึ้นอยู่กับความหนาของร่างกายและโหมดที่ใช้ในการสร้างภาพ [9] ในปี 2019 De Marco P และคณะ ทำการศึกษาผลกระทบของค่าพิทช์ที่มีต่อค่าปริมาณรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT พบว่า ปริมาณรังสีที่วัดได้จากโหมด Fine สูงกว่า โหมด Normal 2 เท่า และสูงกว่าโหมด Coarse 3 เท่า ซึ่งผลลัพธ์ดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีขึ้นอยู่กับค่าพิทช์ที่ใช้ในการสร้างภาพ [10] และในปี 2023 Sakai Y และคณะ ทำการประเมินปริมาณรังสีจากการสร้างภาพของเครื่องเร่งอนุภาค จำนวน 9 เครื่อง จาก 7 สถาบัน พบว่า สถาบันที่ใช้เครื่องฉายรังสี

แบบเกลียวหมุนมีระบบการสร้างภาพแบบ kVCT ให้ค่าปริมาณรังสีสูงสุดในโปรโตคอลศีรษะ (6.59 mGy) และสูงเป็นอันดับ 4 ในโปรโตคอลอุ้งเชิงกราน (11.3 mGy) และพบความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างสถาบันสูงถึง 7 เท่าในโปรโตคอลศีรษะ และ 14 เท่าในโปรโตคอลอุ้งเชิงกราน ซึ่งผลลัพธ์ดังกล่าวสะท้อนให้เห็นถึงความจำเป็นในการสร้างค่าระดับปริมาณรังสีอ้างอิงทางรังสีวินิจฉัย (Diagnostic Reference Levels: DRLs) สำหรับการสร้างภาพด้วยระบบ IGRT [5] จากการทบทวนงานวิจัย พบว่า การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีเป็นการศึกษาที่วัดในหุ่นจำลองจากการสร้างภาพเพียงครั้งเดียวเท่านั้น ยังไม่พบการประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีของผู้ป่วยมะเร็งแต่ละชนิด ประกอบกับในประเทศไทยยังไม่มีรายงานค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน โดยข้อมูลค่าปริมาณรังสีจากการสร้างภาพอาจนำไปใช้ประกอบการพิจารณาการวางแผนการรักษาของแพทย์และนักฟิสิกส์การแพทย์ อีกทั้งยังเป็นข้อมูลที่สำคัญที่นักรังสีเทคนิคอาจนำไปพิจารณาเลือกใช้โปรโตคอลที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพให้กับผู้ป่วย เพื่อให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเพิ่มเติม

น้อยที่สุด ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินค่าปริมาณรังสี $MSAD_w$ ที่ได้จากการวัดใน CTDI Phantom ภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก (Clinical scan) และประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน

วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อประเมินค่าปริมาณรังสี $MSAD_w$ ที่ได้จากการวัดใน CTDI Phantom ภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก (Clinical scan) ของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน
2. เพื่อประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี

ขอบเขตของงานวิจัย

วัดค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี โดยใช้ CTDI Phantom ร่วมกับหัววัดรังสี Exradin A1SL ionization chamber สำหรับการสร้างภาพแบบ MVCT และหัววัดรังสี Pencil ionization chamber สำหรับการสร้างภาพแบบ kVCT และประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี ภายใต้โปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก ได้แก่ โปรโตคอลศีรษะ (Head) สำหรับมะเร็งสมอง (Brain cancer) และมะเร็งศีรษะและลำคอ (Head and

neck cancer), โปรโตคอลทรวงอก (Thorax) สำหรับมะเร็งเต้านม (Breast cancer), โปรโตคอลอุ้งเชิงกราน (Pelvis) สำหรับมะเร็งต่อมลูกหมาก (Prostate cancer) และมะเร็งปากมดลูก (Cervix cancer) โดยใช้ข้อมูลย้อนหลังของผู้ป่วยมะเร็งตั้งแต่เดือนกรกฎาคม พ.ศ. 2566 ถึงเดือนกันยายน พ.ศ. 2567 ชนิดละ 30 ราย ทำการศึกษาในเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนจำนวน 4 เครื่อง ที่มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT จำนวน 2 เครื่อง และแบบ kVCT จำนวน 2 เครื่อง จากโรงพยาบาล 3 แห่ง

สมมติฐานของการวิจัย

1. ปริมาณรังสี $MSAD_w$ ที่ได้จากการวัดใน CTDI Phantom ของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนที่ใช้โปรโตคอลการสร้างภาพเดียวกันของแต่ละโรงพยาบาล ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ
2. ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนไม่เกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด



บทที่ 2

ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.1.1 รังสีรักษา

รังสีรักษา เป็นการใช้รังสีพลังงานสูงเข้าทำลายเซลล์มะเร็ง โดยรังสีที่ใช้เป็นรังสีชนิดที่ก่อให้เกิดไอออไนซ์ (Ionizing radiation) เป็นอนุภาคหรือคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีพลังงานสูงมากพอที่จะทำให้อิเล็กตรอนหลุดออกจากอะตอมหรือโมเลกุล โดยรังสีจะเข้าทำลายเซลล์ที่มีการแบ่งตัวอย่างรวดเร็ว เช่น เซลล์มะเร็ง ทำให้เกิดความเสียหายของสารพันธุกรรม (Deoxyribonucleic Acid: DNA) จนเกินที่จะซ่อมแซมตัวเองได้ เซลล์มะเร็งจะถูกยับยั้งการเจริญเติบโตและไม่สามารถแบ่งตัวต่อได้จนตายไปในที่สุด ในขณะที่เซลล์ปกติข้างเคียงก็ได้รับผลกระทบจากรังสีด้วยเช่นกัน แต่เซลล์ปกติมีความสามารถในการซ่อมแซมตัวเองได้ดีกว่าเซลล์มะเร็งจึงมีชีวิตรอดอยู่รอดและเจริญเติบโตต่อไปได้ แต่อย่างไรก็ตามหากเซลล์ปกติได้รับรังสีที่มากเกินไป อาจทำให้เกิดผลข้างเคียงตามมาในภายหลังได้ ซึ่งเป้าหมายของการรักษาด้วยรังสี คือ การทำให้เซลล์มะเร็งได้รับปริมาณรังสีสูงที่สุด ในขณะที่เดียวกัน ความเสียหายต่อเซลล์ปกติซึ่งอยู่ติดกับเซลล์มะเร็งหรือในทิศทางของลำรังสีต้องน้อยที่สุดอย่างเหมาะสมผล [11] การรักษาด้วยรังสีแบ่งได้เป็น 2 ประเภท คือ [12]

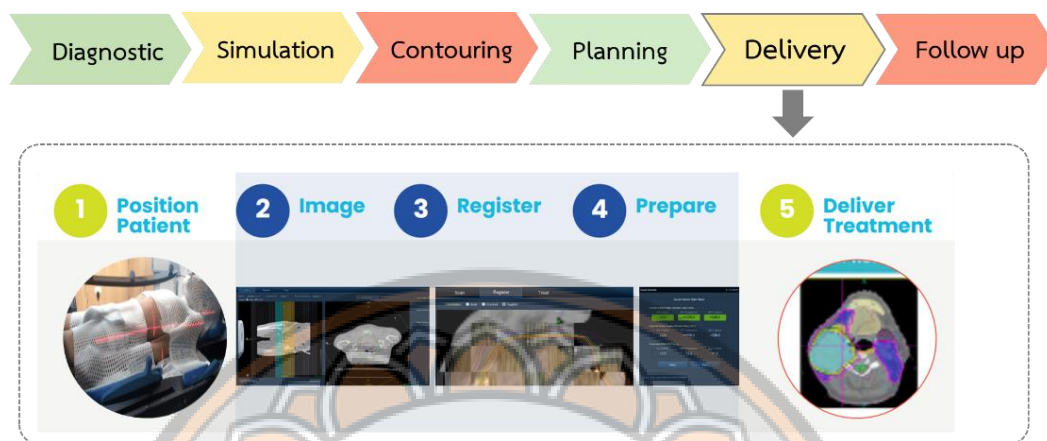
1) การใช้รังสีรักษาระยะไกล (External beam radiation therapy) คือ แหล่งกำเนิดรังสีจะถูกส่งจากภายนอกร่างกาย โดยให้รังสีพลังงานสูง (โฟตอน โปรตอน หรือรังสีอนุภาค) ไปยังตำแหน่งของก้อนมะเร็ง

2) การใช้รังสีรักษาระยะใกล้ (Brachytherapy) คือ แหล่งกำเนิดรังสีอยู่ภายในร่างกายใกล้กับบริเวณที่ต้องการรักษา โดยแหล่งกำเนิดรังสีเป็นสารกัมมันตภาพรังสีที่ถูกบรรจุอยู่ภายในวัสดุห่อหุ้ม มักใช้ในการรักษามะเร็งทางนรีเวชและมะเร็งต่อมลูกหมาก

2.1.2 ระบบภาพนำวิถี [13]

กระบวนการในห้องฉายรังสี ดังภาพ 1 จะเริ่มจากการจัดท่าและตำแหน่งของผู้ป่วย รวมถึงการใช้อุปกรณ์ยึดตรึง (Immobilization) ต่าง ๆ เช่นเดียวกับการจำลองการรักษา และใช้ระบบเลเซอร์ช่วยในการจัดท่า จากนั้นทำการสร้างภาพทางรังสีของผู้ป่วยขณะผู้ป่วยนอนอยู่บนเตียงก่อนการฉายรังสีที่เรียกว่า ระบบภาพนำวิถีหรือ IGRT แล้วนำภาพที่ได้ซ้อนทับ (Image registration) กับชุดข้อมูลภาพอ้างอิงที่ได้จากการจำลองการรักษา โดยใช้การจับคู่จุดหรือรูปร่างที่สำคัญในภาพ

เปรียบเทียบตำแหน่งของผู้ป่วยให้อวัยวะเป้าหมายถูกต้องตรงตามแผนการรักษาที่วางไว้ก่อนเริ่มการฉายรังสีในแต่ละวัน



ภาพ 1 กระบวนการในการตรวจสอบการรักษาและการฉายรังสี

ที่มา: https://www.accuray.com/wp-content/uploads/ClearRT-Benefits-Guide_v3.0.pdf

ระบบภาพนำวิถี เป็นการใช้ภาพถ่ายทางรังสีในห้องฉายรังสีเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี และเพื่อติดตามการเปลี่ยนแปลงรูปร่าง ขนาดและตำแหน่งของก้อนมะเร็งเป็นระยะหลาย ๆ ครั้ง ตลอดช่วงของการฉายรังสี โดยเครื่องมือสร้างภาพทางรังสีที่ใช้มีหลายประเภท กระบวนการเก็บและสร้างภาพมีทั้งแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ เช่น Planar kilovoltage (kV) radiographs, Megavoltage (MV) radiographs, Cone beam computed tomography (CBCT), Kilovoltage computed tomography (kVCT), Megavoltage Computed Tomography (MVCT) เป็นต้น ระบบภาพนำวิถี มักใช้ในกระบวนการรักษาก้อนมะเร็งของอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหว เช่น ปอด ตับ ต่อมลูกหมาก เป็นต้น นอกจากนี้ยังใช้ร่วมกับเทคนิคการรักษาที่มีความซับซ้อนและให้ปริมาณรังสีสูง เช่น เทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity modulated radiotherapy: IMRT) และการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์บริเวณลำตัว (Stereotactic body radiotherapy: SBRT) หรือสำหรับก้อนมะเร็งที่อยู่ในตำแหน่งใกล้หรือชิดกับอวัยวะปกติที่มีความสำคัญ

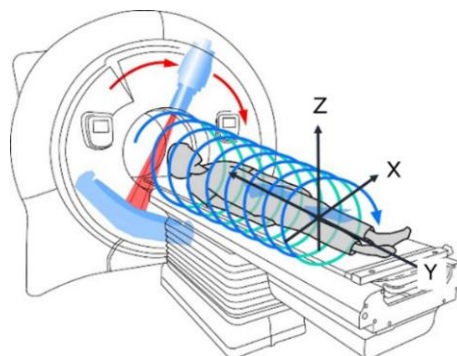
การพัฒนาของระบบภาพและคอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการวางแผนการรักษาเป็นไปอย่างรวดเร็ว ทำให้การกำหนดตำแหน่งก้อนมะเร็งและการวางแผนการรักษาเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพ ส่งผลให้ Planning Target Volume (PTV) มีขนาดเล็กลง อย่างไรก็ตามความถูกต้องของปริมาณรังสีที่แท้จริงยังคงจำกัดโดยความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากตำแหน่งของก้อนมะเร็งขณะทำการรักษา ซึ่งเป็นผลมาจากก้อนมะเร็งเคลื่อนที่ระหว่างฉายรังสี (Intra fraction target movement) ก้อนมะเร็ง

เคลื่อนที่ในแต่ละวันที่ฉายรังสี (Inter fraction target movement) หรือการจัดท่าผู้ป่วยในแต่ละวัน (Set up error) ดังนั้น การสร้างภาพรังสีกายวิภาคของผู้ป่วยในห้องฉายรังสีมีบทบาทสำคัญในการช่วยจัดท่าผู้ป่วยให้ถูกต้อง ซึ่งช่วยให้มั่นใจได้ว่าตำแหน่งของก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียงถูกต้อง และตรงกับแผนการรักษาที่กำหนดไว้ ก่อนทำการฉายรังสีให้กับผู้ป่วยในแต่ละครั้ง

ในรายงาน AAPM TG 180 ระบุว่า ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด หมายถึง ปริมาณรังสีขั้นต่ำที่ต้องส่งให้กับบางส่วนหรือทั้งหมดของปริมาตรเป้าหมาย (Planning target volume: PTV) ทั้งนี้ หากปริมาณรังสีที่เกิดจากการสร้างภาพมีค่าสูงเกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด จำเป็นต้องนำรังสีจากการสร้างภาพนั้นมารวมในการพิจารณาวางแผนการรักษาด้วย จากการศึกษาของ Dische และคณะ ระบุว่ามีความสัมพันธ์จากข้อมูลทางคลินิกที่ได้รับการเผยแพร่และข้อเสนอแนะจากการวิเคราะห์ข้อมูลของการศึกษานำร่อง Continuous hyperfractionated, accelerated radiotherapy (CHART) ซึ่งชี้ให้เห็นว่าแม้ความแตกต่างของปริมาณรังสีเพียงร้อยละ 5 ก็อาจมีผลต่อการตอบสนองของก้อนมะเร็งและความเสี่ยงต่อภาวะแทรกซ้อนได้ การศึกษาหลายฉบับได้แนะนำว่าระดับความแม่นยำในการฉายรังสีและการกำหนดปริมาณรังสีให้กับก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติควรอยู่ในขอบเขตร้อยละ 5 ซึ่งเป็นการพิจารณาจากความสำคัญทางคลินิก ความแม่นยำในการคำนวณและส่งปริมาณรังสี รวมถึงความทนทานของอวัยวะสำคัญและความเป็นไปได้ในการนำไปใช้ในทางคลินิก จากข้อมูลที่มีเกี่ยวกับกลุ่มผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี พบว่าโดยทั่วไปปริมาณรังสีจากการสร้างภาพจะมีค่าน้อยกว่าร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด ยกเว้นในกรณีที่ใช้ระบบการสร้างภาพแบบ MV เช่น MV-CBCT อย่างไรก็ตาม การสร้างสมดุลระหว่างหลักการ ALARA และการสร้างภาพด้วยระบบ IGRT จึงมีความจำเป็นต้องมีการจัดการปริมาณรังสี โดยคำนึงถึงความเสี่ยงและประโยชน์ที่ผู้ป่วยจะได้รับ [7]

2.1.3 เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน

เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน หรือเครื่องโทโมเทอราปี (Tomotherapy) เป็นการรวมระบบการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์กับเครื่องเร่งอนุภาคไวนววงแหวนสลิป (Slip ring) ฉายรังสีด้วยหัวเครื่องเร่งอนุภาคระดับศักย์ไฟฟ้า 6 เมกะโวลต์ ให้ลำรังสีรูปพัดแบบเกลียวหมุน (Helical fan beam) ที่สามารถหมุนรอบตัวผู้ป่วยได้ 360 องศา พร้อมกับการเคลื่อนที่ของเตียงเข้าสู่ลำรังสี ดังภาพ 2 และปรับความเข้มของลำรังสีด้วยระบบจำกัดลำรังสี ประกอบด้วย Jaw collimator และชุดซี่จำกัดลำรังสีแบบสองสถานะ (Binary multileaf collimator: Binary MLC) ทำจากทังสเตนจำนวน 64 คู่ เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนในแต่ละรุ่นมีคุณลักษณะที่แตกต่างกันไป ดังตาราง 1



ภาพ 2 การฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน

ที่มา: <https://www.youtube.com/watch?v=4pHvFA4MOGM>

ตาราง 1 คุณสมบัติของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนในแต่ละรุ่น

คุณลักษณะ	Hi-ART [14]	TomoHD [15]	Radixact [16]
ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงจุดศูนย์กลาง (Source to axis distance)		85 เซนติเมตร	
พื้นที่การฉายรังสีในแนวยาว (Maximum Treatment Volume Length)		135 เซนติเมตร	
อัตราปริมาณรังสี (Dose Rate) ที่ระยะ D_{max}	850 cGy/min		850 cGy/min หรือ 1,000 cGy/min*
ซี่จำกัดลำรังสี (MLC)		หนา 10 เซนติเมตร	
		เป็นแบบ Interlaced leaves (Tongue and groove side profile)	
		สร้างพื้นที่ฉายรังสีขนาดกว้าง (Transverse plane)	
		40 เซนติเมตร	
ปรับขนาดพื้นที่ลำรังสีที่ระดับ Isocenter ตามระบบ IEC-Y x IEC-X (Field size range at isocenter)	1.0 cm x 40 cm (fixed)	2.5 cm x 40 cm (fixed)	5.0 cm x 40 cm (fixed)
	N/A		1.0-2.5 cm x 40 cm
			1.0-5.0 cm x 40 cm
			Optional dynamic *

ตาราง 1 คุณสมบัติของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนในแต่ละรุ่น (ต่อ)

คุณลักษณะ	Hi-ART [14]	TomoHD [15]	Radixact [16]
ความเร็วในการเคลื่อนที่ของ Binary Leaf State	ภายใน 20 มิลลิวินาที		น้อยกว่า 30 มิลลิวินาที

* ขึ้นอยู่กับ Series ที่ใช้งาน

เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน รุ่น Radixact มีระบบภาพนำวิถี 2 แบบ คือ

1) ระบบภาพนำวิถีแบบสามมิติสร้างภาพรังสีตัดขวางระดับศักย์ไฟฟ้าเมกะโวลต์ (MVCT) มีแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์มาจากหัวเร่งอนุภาคเดียวกันของเครื่องฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน โดยปรับลดระดับศักย์ไฟฟ้าลงเป็น 3.5 เมกะโวลต์ เพื่อใช้ในการสร้างภาพรังสีและมีระบบนับวัดรังสี (Detector) เรียงตัวแบบแถวเดียว (Single Row) อยู่ตรงข้ามกับหัวเร่งอนุภาค ที่ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสี 145 เซนติเมตร ดังภาพ 3ก ระบบนับวัดรังสีประกอบด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแชนเบอร์ที่บรรจุก๊าซซีนอน (Xenon Detector Array) แต่ละหัววัดรังสีประกอบด้วยโพรงก๊าซ 2 ช่อง แบ่งด้วยแผ่นทังสเตน รังสีที่ทะลุผ่านผู้ป่วยถูกนับวัดและนำมาสร้างภาพด้วยเทคนิค Filtered Back Projection ซึ่งให้ภาพรังสีตัดขวางที่มีขอบเขตการมองเห็น (Field of View: FOV) 40 เซนติเมตร ที่ความละเอียด 512 x 512 พิกเซล ในการสร้างภาพขนาดของ Jaw ถูกกำหนดไว้ที่ J1 ซึ่งให้ความกว้างของลำรังสี 4 มิลลิเมตร ณ จุด Isocenter ความละเอียดของภาพที่ได้ขึ้นอยู่กับความเร็วในการเคลื่อนที่ของเตียงซึ่งถูกกำหนดโดยค่าพิทช์ (Pitch) โดยมีโหมดความเร็วให้เลือก 3 แบบ ได้แก่ Fine, Normal และ Coarse ซึ่งความเร็วในการเคลื่อนที่ของเตียงมีค่า 4, 8 และ 12 มิลลิเมตร/รอบตามลำดับ และยังสามารถเลือกความหนาของสไลซ์ภาพ (Slice thickness) ได้ 3 ขนาด คือ 2, 4 และ 6 มิลลิเมตร ตามลำดับ [8, 17] เวลาที่ใช้ในการสแกน (Scan Time) ขึ้นกับค่าพิทช์ สำหรับการสร้างภาพด้วยโหมด Coarse ใช้เวลาสแกนประมาณหนึ่งในสามและให้ปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วยประมาณหนึ่งในสามเมื่อเทียบกับการสร้างภาพด้วยโหมด Fine โดยทั่วไปปริมาณรังสีจากการสร้างภาพจะอยู่ในช่วง 0.5 - 3 cGy [14, 15]

ตาราง 2 พารามิเตอร์ในโหมดต่าง ๆ ของการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีแบบ MVCT

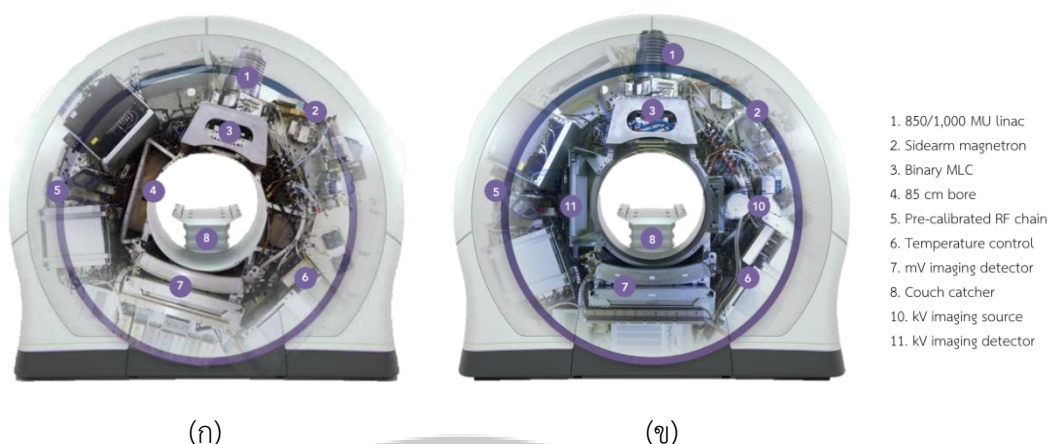
Mode	Voltage (MV)	FOV (cm)	Pitch	Couch speed (mm/gantry rotation)	Slice thickness (mm)
Fine	3.5	40	1	4	2
Normal			2	8	4
Coarse			3	12	6

2) ระบบภาพนำวิถีแบบสามมิติสร้างภาพรังสีตัดขวางระดับศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์ (kVCT) มีแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ระดับศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์ (kV) แยกกับหัวเร่งอนุภาคที่เป็นแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ระดับศักย์ไฟฟ้าเมกะโวลต์ (MV) โดยแหล่งกำเนิดรังสีเอกซ์ระดับศักย์ไฟฟ้ากิโลโวลต์นี้ถูกติดตั้งที่มุม 267.5 องศาเมื่อเทียบกับตำแหน่งของหัวเร่งอนุภาค และมีตัวรับภาพแบบ Flat Panel Detector (FPD) ติดตั้งอยู่ฝั่งตรงข้ามที่ระยะห่างจากแหล่งกำเนิดรังสี 155 เซนติเมตร ดังภาพ 3x ผู้ใช้งานไม่สามารถปรับตั้งค่าพารามิเตอร์ในการสร้างภาพได้โดยตรง แต่สามารถเลือกโปรโตคอลในการสร้างภาพที่ถูกกำหนดไว้แล้วได้ ดังตาราง 3 โดยโปรโตคอลจะขึ้นอยู่กับตำแหน่งและขนาดของร่างกายแต่ละส่วนที่ต้องการสร้างภาพ ซึ่งมีค่าความต่างศักย์หลอด 100, 120 และ 140 kVp ความหนาของสไลซ์ (Slice thickness) 2.4, 3.6 และ 3.6 มิลลิเมตร และระยะห่างระหว่างสไลซ์ (Slice interval) 1.2, 1.8 และ 1.8 มิลลิเมตร สำหรับศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน ตามลำดับ และค่ากระแสหลอด 80, 125, 160 และ 200 mA สำหรับร่างกายขนาดเล็ก (Small), กลาง (Medium), ใหญ่ (Large) และใหญ่มาก (X-Large) (ยกเว้นที่ศีรษะ) สามารถเลือกความละเอียดของการสร้างภาพได้ 3 โหมด คือ Fine, Normal และ Coarse โดยโหมด Fine สร้างภาพรังสีตัดขวางที่ FOV ขนาด 270 และ 440 มิลลิเมตร โหมด Normal และ Coarse สร้างภาพรังสีตัดขวางที่ FOV ขนาด 440 และ 500 มิลลิเมตร ลำรังสีจะถูกกรองโดยตัวกรองที่ใช้ขึ้นอยู่กับขนาด FOV ใช้ทองแดงหนา 0.5 มิลลิเมตร (FOV 270 มิลลิเมตร) หรือ Half Bowtie (FOV 440 และ 500 มิลลิเมตร) และค่าพีทซ์ 0.86 สำหรับโหมด Fine และ 0.75 สำหรับโหมด Normal และ Coarse [18, 19]

ตาราง 3 พารามิเตอร์ในโปรโตคอลและโหมดต่าง ๆ ของการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีแบบ kVCT

Protocol	Mode	Pitch	FOV (mm)	Slice interval (mm)	Body size	Voltage (kVp)	mAs
Head	Fine	0.86	270	1.2	Small	100	240
					Medium		375
	Normal	1			Small		192
					Medium		300
	Coarse	1.4			Small		144
					Medium		225
Thorax	Fine	0.75	440	1.8	Small	120	240
					Medium		375
					Large		480
	Normal				Small		192
					Medium		300
					Large		384
	Coarse				Small		144
					Medium		225
					Large		288
Pelvis	Fine	0.75	440	1.8	Small	140	240
					Medium		375
					Large		480
	Normal				Small		192
					Medium		300
					Large		384
	Coarse				Small		144
					Medium		225
					Large		288

FOV: Field of view



(ก)

(ข)

ภาพ 3 โครงสร้างเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน

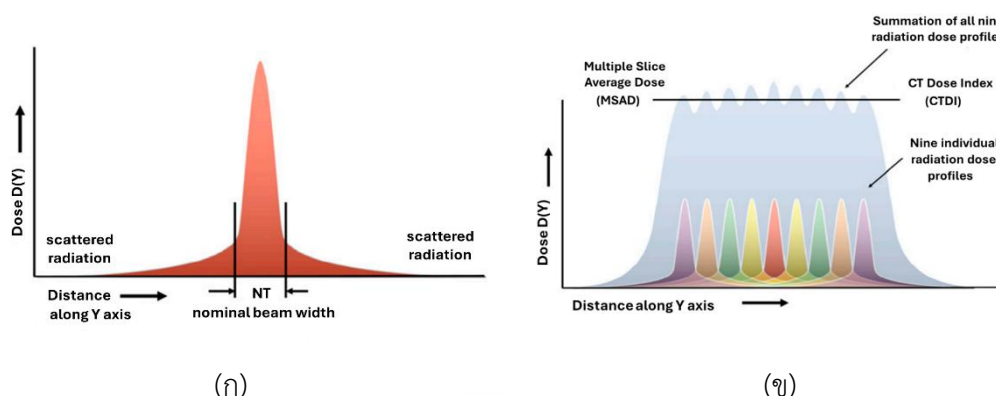
(ก) ระบบภาพนำวิถีแบบ MVCT (ข) ระบบภาพนำวิถีแบบ KVCT

ที่มา: https://pdf.medicaexpo.com/pdf/accuray/radixact/70693-244076-_4.html

2.1.4 การวัดและการประเมินค่าปริมาณรังสี จากการสแกนแบบเกลียว (Helical Scan)

ในทางอุดมคติเมื่อเปิดลำรังสีที่มีความกว้างใด ๆ และให้ลำรังสีหมุนรอบแกนทรีหนึ่งรอบ ลำรังสีในแนวแกน Y หรือแนวยาวของเตียง ควรมีขนาดเท่ากับความกว้างลำรังสี (Nominal beam width) ที่ใช้ แต่ในความเป็นจริงการกระจายของรังสีจะอยู่ในรูปของระฆังคว่ำ เนื่องจากมีปริมาณรังสีกระเจิงเล็กน้อยทางด้านข้าง โดยความกว้างของลำรังสีจะเท่ากับความกว้างที่ความสูงเป็นครึ่งหนึ่งของค่าสูงสุดของกราฟระฆัง (Full Width at Half Maximum: FWHM) การสแกนแบบทีละสไลซ์ (Axial) คือ หลอดเอกซเรย์หมุนรอบเตียงในขณะที่เตียงหยุดนิ่งอยู่กับที่ จากนั้นเตียงจะเคลื่อนที่ไปและหยุดเพื่อทำการสแกนสไลซ์ถัดไป ซึ่งการสแกนในแต่ละสไลซ์นั้นจะได้รับการกระจายของรังสีเป็นรูปแบบระฆังคว่ำหนึ่งโปรไฟล์ (Profile) ดังภาพ 4ก

การสร้างภาพด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน เป็นการสแกนแบบเกลียว (Helical) คือ เตียงจะเคลื่อนที่ระหว่างการสแกนหรือการหมุนของลำรังสีรอบแกนทรี เมื่อสแกนด้วยจำนวนครั้งที่มากขึ้นจะทำให้ได้จำนวน Profile ที่ซ้อนทับกันมากขึ้นตามลำดับ ดังภาพ 4ข ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่เกิดขึ้นจากการสแกนหลายครั้งนี้ เรียกว่า Multiple Slice Average Dose (MSAD) โดยการประเมินค่า MSAD จะทำการวัดปริมาณรังสีเฉลี่ยที่เกิดขึ้นในแนวแกน Y จากการสแกนแบบ Axial ต่อเนื่องหลายสไลซ์ โดยวัดตรงตำแหน่งกึ่งกลางของการสแกน [20]



(ก)

(ข)

ภาพ 4 ลักษณะโปรไฟล์ และการกระจายของลำรังสี

(ก) สแกนแบบทีละสไลซ์ (Axial) (ข) สแกนแบบเกลียว (Helical)

ที่มา: <https://appliedradiology.com/articles/perspective-on-dose-reduction-what-are-we-measuring-and-why>

ในรายงาน AAPM TG 148 ได้กำหนดการวัดปริมาณรังสี ที่เรียกว่า Multiple Slice Average Dose (MSAD) ไว้สำหรับเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนที่มีการสร้างภาพรังสีแบบ MVCT ซึ่งการวัดค่า MSAD ทำได้โดยใช้หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันแบบเบอร์ (Ionization chamber) เช่น Exradin A1SL ionization chamber ที่ผ่านการสอบเทียบแล้ว วัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองมาตรฐานทรงกระบอก เช่น Cheese Phantom ที่ภายในมีตำแหน่งช่องว่างสำหรับใส่หัววัดรังสี โดยกำหนดช่วงของการสแกนให้ครอบคลุมหุ่นจำลองทั้งหมด ปริมาณรังสีที่วัดได้จาก Ionization chamber คือ ปริมาณรังสีของสไลซ์ที่อยู่ตรงกลาง Ionization chamber และปริมาณรังสีกระจายจากการสร้างภาพในสไลซ์ที่อยู่ใกล้เคียง โดยในรายงาน AAPM TG 148 ไม่ได้แนะนำให้แก้ค่าคุณภาพลำรังสีหรือเงื่อนไขการฉายรังสีเพิ่มเติม เนื่องจากไม่จำเป็นต้องวัดปริมาณรังสีจาก MVCT ด้วยความแม่นยำเท่ากับปริมาณรังสีที่ใช้ในการรักษา [8]

เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน มีการติดตั้งระบบภาพนำวิถีภายในตัวเครื่อง ซึ่งสามารถสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งก่อนการฉายรังสี หลักการทำงานคล้ายกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography: CT) ที่ใช้ในงานรังสีวินิจฉัย วิธีการมาตรฐานของการวัดปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ คือการวัดค่า Computed Tomography Dose Index (CTDI) แต่สำหรับการสแกนแบบ Helical การวัดค่า MSAD และ Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol}) จะมีความถูกต้องมากกว่าการวัดค่า CTDI [21] ค่าปริมาณรังสีที่กล่าวมาข้างต้นสามารถประเมินได้ดังนี้

1) Computed Tomography Dose Index (CTDI) [22]

CTDI คือ ค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยตลอดแนวแกน y จากการสแกนแบบ Axial หนึ่งสไลซ์ โดยใช้หัววัดรังสีไอออนไนเซชันวางขนานในแนวแกน y หรือตามแนวยาวของเครื่องฉายรังสี แล้ววัดปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นต่อความกว้างของลำรังสี ดังสมการที่ 1

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(y) dy \quad (1)$$

เมื่อ N คือ จำนวนสไลซ์

T คือ ความหนาสไลซ์ (mm)

D(y) คือ ผลรวมปริมาณรังสีที่ได้จากการสแกนแบบ Axial หนึ่งรอบ ซึ่งค่า $-\infty$ และ $+\infty$ แสดงขอบเขตจากจุดกึ่งกลางของการสแกนเพื่อรวมปริมาณรังสีตลอดแนวแกน y (mGy)

dy คือ ระยะทางตามแนวแกน y

2) Weighted Computed Tomography Dose Index (CTDI_w) [22]

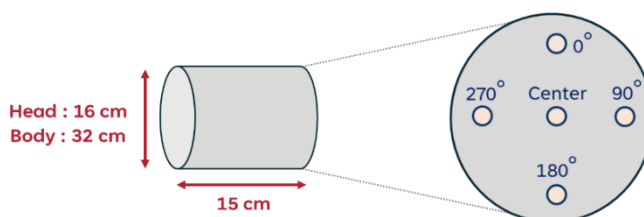
CTDI_w คือ ค่าปริมาณรังสีที่คำนวณ โดยพิจารณาการกระจายรังสีในตำแหน่งต่าง ๆ ภายในหุ่นจำลอง โดยทั่วไป บริเวณรอบนอกของหุ่นจำลองจะมีค่าปริมาณรังสีสูงกว่าจุดกึ่งกลาง เนื่องจากรังสีที่ผ่านบริเวณรอบนอกต้องเดินทางผ่านวัสดุน้อยกว่า จึงถูกลดทอนน้อยกว่าเมื่อเทียบกับรังสีที่เดินทางเข้าสู่จุดกึ่งกลาง การประเมินค่า CTDI_w สามารถทำได้โดยใช้หัววัดรังสีชนิด Ionization chamber วัดในหุ่นจำลองมาตรฐานทรงกระบอกตำแหน่งจุดกึ่งกลาง (Center) และรอบนอกของหุ่นจำลอง (Periphery) ดังภาพ 5

ในการพิจารณาการกระจายปริมาณรังสีในหุ่นจำลองจะให้สัดส่วน 2 ใน 3 ของปริมาณรังสีที่รอบนอก และ 1 ใน 3 ที่ตำแหน่งจุดกึ่งกลาง ดังสมการที่ 2

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{center} + \frac{2}{3} CTDI_{periphery} \quad (2)$$

เมื่อ CTDI_{center} คือ ค่า CTDI ที่วัดได้จากตำแหน่งจุดกึ่งกลางของหุ่นจำลอง (mGy)

CTDI_{periphery} คือ ค่า CTDI ที่วัดได้จากตำแหน่งรอบนอกของหุ่นจำลอง (mGy)



ภาพ 5 การวัดค่า CTDI ในหุ่นจำลองมาตรฐานทรงกระบอก ตำแหน่งจุดกึ่งกลาง (Center) และรอบนอกของหุ่นจำลอง (Periphery)

3) Multiple Scan Average Dose (MSAD) [23]

MSAD คือ ค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่พิจารณาถึงการทับซ้อนของปริมาณรังสีที่เกิดระหว่างสไลซ์ โดยค่า CTDI จากสมการที่ 1 เป็นการคำนวณปริมาณรังสี เมื่อค่าพิทช์ของการสแกนมีค่าเท่ากับ 1 แต่เมื่อค่าพิทช์ไม่เท่ากับ 1 ความสัมพันธ์ระหว่าง MSAD กับค่า CTDI จะเป็นดังสมการที่ 3

$$MSAD = \frac{nT}{l} \times CTDI \quad (3)$$

เมื่อ n คือ จำนวนสไลซ์
 T คือ ความหนาสไลซ์ (mm)
 l คือ ระยะทางระหว่างการสแกน (mm)

สำหรับเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน มีการสแกนแบบที่ลำรังสีมีลักษณะเป็นเกลียว (Helical) เนื่องจากเตียงเคลื่อนที่ขณะที่ลำรังสีหมุนรอบแกนทรี ค่าปริมาณรังสีที่ระยะพิทช์ (Pitch: p) ใด ๆ สามารถคำนวณได้ ดังสมการที่ 4

$$MSAD = \frac{1}{p} \times CTDI \quad (4)$$

4) Weighted Multiple Scan Average Dose ($MSAD_w$) [23]

เมื่อเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่มีการคิดค่าถ่วงน้ำหนัก ที่ตำแหน่งกึ่งกลางและรอบนอกของหุ่นจำลอง ดังสมการที่ 2 จะสอดคล้องกับค่า MSAD ดังสมการที่ 5

$$MSAD_w = \frac{1}{p} \times CTDI_w \quad (5)$$

5) Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol}) [23]

CTDI_{vol} คือ ค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยของการสแกนทั้งหมดที่เกิดจากการหมุนของลำรังสีรอบแกนทรีมากกว่าหนึ่งรอบต่อค่าพิทช์ อีกนัยหนึ่ง CTDI_{vol} เป็นผลจากปริมาณรังสีเฉลี่ยที่เกิดจากระยะห่างระหว่างสไลซ์ที่ทำการสแกน ค่า CTDI_{vol} จะมีค่าเท่ากับ MSAD_w ดังสมการ 6

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \text{MSAD}_w = \frac{1}{p} \times \text{CTDI}_w \quad (6)$$

2.1.5 ปัจจัยที่ส่งผลต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ [20]

ปัจจัยจากตัวแปรที่สำคัญในการสร้างภาพที่ส่งผลต่อปริมาณรังสี ประกอบด้วย

1) ค่าผลคูณของกระแสหลอดและเวลา (Tube current-time product: mAs)

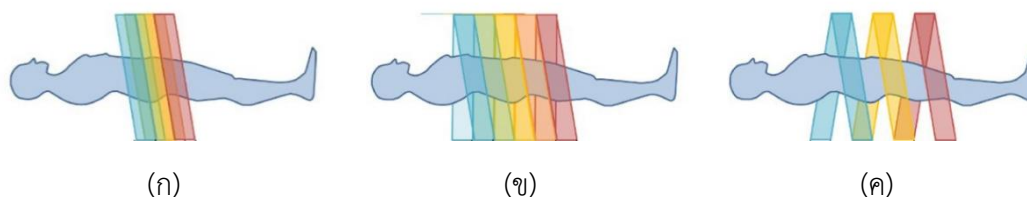
การใช้ค่า mAs ที่สูงขึ้น ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีที่สูงขึ้น แต่ระดับสัญญาณรบกวนในภาพจะต่ำลง เมื่อตัวแปรของการสร้างภาพอื่น ๆ คงที่ ความสัมพันธ์ของค่า mAs และปริมาณรังสี CTDI_{vol} จะเป็นเชิงเส้นตรง เช่น การลดค่า mAs ลงครึ่งหนึ่งจากเดิม ทำให้ปริมาณรังสี CTDI_{vol} ลดลงครึ่งหนึ่ง แต่การลดค่า mAs ส่งผลให้สัญญาณรบกวนในภาพสูงขึ้น ทำให้ภาพที่ได้มีคุณภาพต่ำลง และความสามารถในการตรวจพบวัตถุที่มีคอนทราสต์ต่ำลดลง

2) ค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ (Kilovoltage Peak: kVp)

การตั้งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ป้อนให้กับหลอดเอกซเรย์ มีผลต่อทั้งปริมาณและคุณภาพของรังสีที่ออกจากหลอดเอกซเรย์ การเพิ่มค่า kVp จะส่งผลให้ปริมาณรังสี CTDI_{vol} เพิ่มขึ้น การเพิ่ม kVp จาก 120 kVp เป็น 140 kVp โดยตัวแปรในการสร้างภาพอื่น ๆ คงที่ จะทำให้ปริมาณรังสี CTDI_{vol} สูงขึ้น 1.4 เท่า และการลดค่า kVp จะส่งผลให้คอนทราสต์ของภาพเพิ่มขึ้น แต่ในทางตรงกันข้ามจะส่งผลทำให้สัญญาณรบกวนภาพเพิ่มขึ้นและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับเพิ่มขึ้น เนื่องจากรังสีมีพลังงานไม่สูงพอที่จะทะลุผ่านผู้ป่วย ทำให้รังสีดูดกลืนในตัวผู้ป่วยสูง

3) ค่าพิทช์ (Pitch)

ค่าพิทช์ เป็นอัตราส่วนของระยะทางที่เตียงเคลื่อนที่ไปในเวลาที่หลอดเอกซเรย์หมุนรอบแกนทรีหนึ่งรอบต่อความกว้างของลำรังสี ซึ่งจะส่งผลต่อระยะห่างระหว่างสไลซ์ ถ้าพิทช์น้อยกว่า 1 สไลซ์แต่ละสไลซ์จะมีการซ้อนทับกัน ดังภาพ 6(ก) ถ้าค่าพิทช์ เท่ากับ 1 แต่ละสไลซ์จะต่อกันพอดี ดังภาพ 6(ข) และถ้าค่าพิทช์มากกว่า 1 สไลซ์แต่ละสไลซ์จะห่างกัน ดังภาพ 6(ค)



ภาพ 6 ผลของค่าพิทซ์ต่อระยะห่างระหว่างสไลซ์

(ก) พิตซ์น้อยกว่า 1 (ข) พิตซ์เท่ากับ 1 (ค) พิตซ์มากกว่า 1

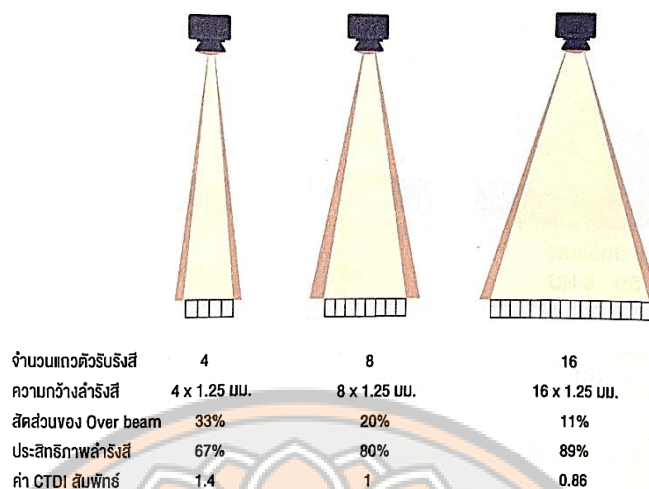
ที่มา: <https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/acquiring-an-image-part-1/>

ดังนั้นค่าพิทซ์ที่สูงขึ้น หมายถึงเตียงเคลื่อนที่ไปได้มากขึ้นเมื่อเทียบกับการหมุนของหลอดเอกซเรย์ จึงส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับลดลง ค่าพิทซ์จึงแปรผกผันกับปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ และแปรผกผันกับรายละเอียดของภาพ (Spatial resolution) เมื่อค่าพิทซ์สูงขึ้นข้อมูลปริมาณรังสีที่นำไปใช้ในการสร้างภาพจะน้อยลง ส่งผลให้สัญญาณรบกวนภาพสูงขึ้นและทำให้เกิดภาพแปลกปลอมได้ง่าย การใช้ค่าพิทซ์สูง ๆ ควรทำในกรณีที่ต้องการลดเวลาที่ใช้ในการสแกน

เนื่องจากทั้งค่าพิทซ์ และ mAs มีผลต่อปริมาณรังสี ดังนั้น ค่า mAs เพียงตัวเดียวไม่สามารถอธิบายถึงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับได้ จึงใช้ค่า effective mAs คือค่า mAs หารด้วยค่าพิทซ์ เพื่อแสดงผลโดยตรงต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ

4) ความกว้างของลำรังสี (Beam width)

ความกว้างของลำรังสี ถูกกำหนดโดยผลคูณของจำนวนแถวตัวรับรังสีและความกว้างของตัวรับรังสีในแต่ละแถว ซึ่งความกว้างของลำรังสีที่แท้จริงจะกว้างกว่าผลคูณของจำนวนแถวและความกว้างของตัวรับรังสีแต่ละแถวเล็กน้อย หรือที่เรียกว่า Over beam ในลำรังสีที่มีความกว้างมากขึ้นจะมีสัดส่วนของ Over beam น้อยลง จึงมีประสิทธิภาพของลำรังสีในแนวแกน Y ที่สูง และค่า CTDI คือ ปริมาณรังสีในแนวแกน Y ที่ออกมาจากหลอดเอกซเรย์หารด้วยความกว้างของลำรังสี ดังนั้น ลำรังสีที่แคบจะมีค่า CTDI สูงกว่าลำรังสีกว้าง



ภาพ 7 เปรียบเทียบค่า CTDI สัมพัทธ์

เมื่อกำหนดให้ CTDI ที่ความกว้างลำรังสี 8 x 1.25 มิลลิเมตร เท่ากับ 1 [20]

5) พื้นที่ในการฉายรังสี (Field of View: FOV)

พื้นที่ในการฉายรังสี หมายถึง ขนาดของบริเวณร่างกายที่ถูกเลือกให้ได้รับการสร้างภาพด้วยรังสี โดยเป็นขอบเขตที่ตัวรับรังสี (detector) ครอบคลุมในการสร้างภาพ ขนาดของ FOV ที่เลือกใช้มีผลโดยตรงต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ หากเลือก FOV ที่มีขนาดใหญ่ พื้นที่ของร่างกายที่ได้รับรังสีก็จะมากขึ้น ส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับเพิ่มขึ้นตามไปด้วย นอกจากนี้ ขนาดของ FOV ยังส่งผลต่อคุณภาพของภาพ เนื่องจากมีความสัมพันธ์กับความละเอียดของภาพ โดย FOV ที่เล็กกว่าจะให้ความละเอียดของภาพสูงกว่า

6) ขนาดของผู้ป่วย (Body size)

ขนาดของผู้ป่วยมีผลต่อทั้งปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและคุณภาพของภาพ เมื่อใช้พารามิเตอร์ในการสร้างภาพที่เหมือนกัน ผู้ป่วยที่มีรูปร่างขนาดใหญ่จะได้รับรังสีมากกว่าผู้ป่วยที่มีรูปร่างขนาดเล็ก เนื่องจากรังสีจะถูกดูดกลืนและกระเจิงในเนื้อเยื่อมากกว่า ทำให้โฟตอนที่ผ่านมาถึงตัวรับรังสี (Detector) มีจำนวนน้อยลง ส่งผลให้ภาพมีสัญญาณรบกวนสูง จึงจำเป็นต้องปรับเพิ่มค่าเทคนิคตามขนาดร่างกาย เช่น เพิ่มค่า mAs หรือ kVp เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย

7) จำนวนครั้งของการสร้างภาพ (Number of imaging session)

จำนวนครั้งของการสร้างภาพมีผลโดยตรงต่อปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ป่วยได้รับ โดยเฉพาะการสร้างภาพด้วยระบบ IGRT เพื่อยืนยันตำแหน่งของก้อนมะเร็งก่อนการฉายรังสี ความถี่

ในการสร้างภาพขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น ความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วย การเคลื่อนไหวของอวัยวะภายใน ผู้ป่วยน้ำหนักลดระหว่างช่วงการฉายรังสี หรือขนาดของก้อนมะเร็งมีการเปลี่ยนแปลงเนื่องจากการตอบสนองต่อรังสี เป็นต้น แม้การสร้างภาพด้วยระบบ IGRT จะช่วยเพิ่มความแม่นยำในการรักษา แต่การสร้างภาพซ้ำบ่อยครั้งจะทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีสะสมเพิ่มขึ้น ดังนั้นการกำหนดความถี่ในการสร้างภาพที่เหมาะสมจึงเป็นสิ่งสำคัญ โดยพิจารณาจากความจำเป็นทางคลินิกควบคู่กับหลักการ ALARA เพื่อให้ได้การรักษาที่แม่นยำ โดยไม่เพิ่มความเสี่ยงจากการได้รับรังสีที่ไม่จำเป็น

2.2 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในปี 2016 Mege JP และคณะ [9] ได้ทำการประเมินปริมาณรังสีที่ได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT ของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนที่มีระบบการสร้างภาพ 3 โหมด คือ Fine (ค่าพิทซ์เท่ากับ 1) Normal (ค่าพิทซ์เท่ากับ 2) และ Coarse (ค่าพิทซ์เท่ากับ 3) ทำการวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดรังสี Exradin A1SL ionization chamber ขนาด 0.053 ลูกบาศก์เซนติเมตร ภายในหุ่นจำลอง Cheese phantom ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 30 เซนติเมตร ยาว 18 เซนติเมตร โดยวัดปริมาณรังสี 5 ตำแหน่ง (center 1 ตำแหน่ง periphery 4 ตำแหน่ง) ที่ระยะสแกน 10 เซนติเมตร และประเมินปริมาณรังสีจากค่า $MSAD_w$ พบว่า ปริมาณรังสีในโหมด Fine, Normal และ Coarse มีค่าเท่ากับ 3.0, 1.5 และ 1.1 cGy ตามลำดับ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยในปี 2019 ของ De Marco P และคณะ [10] ผลการศึกษาพบว่า ค่าปริมาณรังสี $MSAD_w$ ในโหมด Fine, Normal และ Coarse มีค่าเท่ากับ 2.85, 1.5 และ 1.0 cGy ตามลำดับ เช่นเดียวกับงานวิจัยในปี 2024 ของ Devi R และคณะ [24] ที่ทำการประเมินปริมาณรังสีจากค่า $CTDI_w$ พบว่า ปริมาณรังสีในโหมด Fine, Normal และ Coarse มีค่าเท่ากับ 2.72, 1.56 และ 1.01 cGy ตามลำดับ ผลลัพธ์ดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีขึ้นอยู่กับค่าพิทซ์ โดยปริมาณรังสีในโหมด Fine สูงกว่า Coarse ประมาณ 3 เท่า และสูงกว่า Normal 2 เท่า ซึ่งสอดคล้องกับทฤษฎีคือ เมื่อค่าพิทซ์สูงขึ้นส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ส่งไปยังเนื้อเยื่อปริมาณเท่ากันลดลง นอกจากนี้ Mege JP และคณะ ได้ทำการประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในทางคลินิก โดยใช้หุ่นจำลองเสมือนมนุษย์ (Anthropomorphic Phantom) เนื่องจากมีขนาดและรูปร่างใกล้เคียงกับผู้ป่วยจริงมากกว่า การใช้หุ่นจำลองทรงกระบอกและยังมีความหนาแน่นเทียบเท่าเนื้อเยื่อของอวัยวะต่าง ๆ โดยทำการวัดปริมาณรังสีด้วยเทอร์โมลูมิเนสเซนซ์ (Thermoluminescence Dosimeter: TLD) ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของหุ่นจำลอง 3 ตำแหน่ง ได้แก่ ศีรษะและลำคอ ทรวงอกและช่องท้อง พบว่า แต่ละตำแหน่งจะได้รับปริมาณรังสีแตกต่างกันไป ขึ้นอยู่กับความหนาของร่างกาย ค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ผู้ป่วยได้รับ โหมด Fine, Normal และ Coarse สำหรับศีรษะและลำคอเท่ากับ 3.9, 2.1 และ 1.4 cGy สำหรับทรวงอกเท่ากับ 3.5, 2.0 และ 1.3 cGy และช่องท้องเท่ากับ 3.3, 1.7 และ 1.2 cGy ตามลำดับ ซึ่งผลลัพธ์

ดังกล่าวทำให้สามารถประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับอยู่ระหว่าง 1 - 4 cGy ขึ้นอยู่กับตำแหน่งและ โหมดการสร้างภาพ จากการศึกษาดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าการสร้างภาพแบบ MVCT ก่อนการรักษา ส่งผลต่อการเพิ่มปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับซึ่งขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น โหมดการสร้างภาพ ความยาว ที่สแกน และตำแหน่งที่ต้องการสร้างภาพ และผลลัพธ์อาจแตกต่างกันไปขึ้นอยู่กับคุณลักษณะของ เครื่องฉายรังสีในแต่ละรุ่นและการวางแผนการรักษา

ในปี 2019 Trivedi G และคณะ [25] ได้ทำการประเมินปริมาณรังสีจากการสร้างภาพด้วย ระบบภาพนำวิถีแบบ Cone Beam Computed Tomography (CBCT) บริเวณศีรษะและลำคอ และ บริเวณอุ้งเชิงกราน และปรับจำนวนครั้งในการสร้างภาพที่เหมาะสม สำหรับเครื่องฉายรังสี ยี่ห้อ Varian รุ่น Trilogy ที่มีการตั้งค่าการสแกนบริเวณศีรษะ 100 kVp 20 mAs และ 100 kVp 10 mAs สำหรับ โปรโตคอล Standard dose head และ Low dose head ตามลำดับ และบริเวณอุ้งเชิงกราน 125 kVp 80 mAs และ 100 kVp 80 mAs สำหรับโปรโตคอล Standard dose pelvic และ High quality ตามลำดับ ทำการวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดรังสี Pencil ionization chamber (DCT10 LEMO) ที่มีความยาว 100 มิลลิเมตร ในหุ่นจำลองทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร สำหรับ ศีรษะและลำคอ และ 32 เซนติเมตร สำหรับอุ้งเชิงกราน และประเมินปริมาณรังสีจากค่า Cone Beam Dose Index (CBDI₁₀₀) พบว่า ปริมาณรังสีของศีรษะและลำคอ สำหรับโปรโตคอล Standard dose head และ Low dose head มีค่าเท่ากับ 2.43 mGy และ 1.81 mGy ตามลำดับ และค่าปริมาณรังสี ของอุ้งเชิงกราน สำหรับโปรโตคอล Standard dose pelvic และ High quality มีค่าเท่ากับ 7.61 mGy และ 18.76 mGy ตามลำดับ โปรโตคอลที่เหมาะสมในการสร้างภาพสำหรับศีรษะและลำคอ คือ Standard dose head แม้ว่าโปรโตคอล Low dose head จะให้ปริมาณรังสีต่ำที่สุดแต่คุณภาพของ ภาพไม่เพียงพอ ทำให้ไม่เหมาะสำหรับการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนฉายรังสี สำหรับอุ้งเชิงกราน โปรโตคอล Standard dose pelvic เท่านั้นที่เหมาะสมในการสร้างภาพ การลดปริมาณรังสีสำหรับการ สร้างภาพอุ้งเชิงกรานสามารถทำได้โดยการปรับจำนวนครั้งในการสร้างภาพให้เหมาะสม และได้ ทำการศึกษาจำนวนครั้งที่เหมาะสมในการสร้างภาพก่อนการรักษา สำหรับศีรษะและลำคอ ทำการ สร้างภาพแบบ CBCT เพียงครั้งเดียวต่อสัปดาห์ ควบคู่กับการสร้างภาพ 2 มิติ (2D imaging) ทุกวัน ตลอดช่วงการรักษา สำหรับอุ้งเชิงกราน ทำการสร้างภาพแบบ CBCT 3 วัน ติดต่อกันในสัปดาห์แรก ของการรักษา จากนั้นสร้างภาพ CBCT สัปดาห์ละ 1 ครั้ง ควบคู่กับการสร้างภาพ 2D imaging ในวัน อื่น ๆ ของการรักษา ผลการศึกษา พบว่า ปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการสร้างภาพแบบ CBCT ตลอดทั้งช่วง การรักษา สำหรับศีรษะและลำคอและอุ้งเชิงกราน มีค่าเท่ากับ 14.58 mGy (54 Gy/30 fractions) และ 53.27 mGy (46 Gy/23 fractions) ตามลำดับ ซึ่งผลลัพธ์ดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสี จากการสร้างภาพไม่เกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ในปี 2023 Sakai Y และคณะ [5] ได้ทำการศึกษาปริมาณรังสีจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีภายใต้โปรโตคอลที่ใช้ในทางคลินิก (Clinical scan) และแสดงให้เห็นถึงความจำเป็นในการใช้ค่าระดับปริมาณรังสีอ้างอิงทางรังสีวินิจฉัย (Diagnostic Reference Levels: DRLs) จากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีในงานรังสีรักษาของเครื่องเร่งอนุภาคที่มีระบบภาพนำวิถีแบบ KV-CBCT และ kVCT จำนวน 9 เครื่อง จาก 7 สถาบัน ได้แก่ สถาบัน A (True Beam, Halcyon) สถาบัน B (True Beam, Novalis Tx) สถาบัน C (Synergy) สถาบัน D (Clinac iX) สถาบัน E (kVCT) สถาบัน F (Synergy) และสถาบัน G (True Beam) ประเมินปริมาณรังสีจากค่า Weighted Cone Beam Dose Index ($CBDI_w$) ที่ได้จากการวัดด้วยหัววัดรังสี Pencil ionization chamber ความยาว 100 มิลลิเมตร ภายในหุ่นจำลองทรงกระบอกที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร สำหรับโปรโตคอลศีรษะ และ 32 เซนติเมตร สำหรับโปรโตคอลอุ้งเชิงกราน ผลการศึกษา พบว่า ค่า $CBDI_w$ สำหรับโปรโตคอลศีรษะ อยู่ในช่วง 0.94 – 6.59 mGy ซึ่งสถาบัน E และ F มีความแตกต่างของค่า $CBDI_w$ สูงสุดเท่ากับ 7 เท่า สำหรับโปรโตคอลอุ้งเชิงกราน มีค่า $CBDI_w$ อยู่ในช่วง 1.47 - 20.9 mGy ซึ่งสถาบัน C และ D มีความแตกต่างของค่า $CBDI_w$ สูงสุดเท่ากับ 14 เท่า โดยสถาบันที่มีปริมาณรังสีต่ำใช้โปรโตคอลที่ลดปริมาณรังสีในการสร้างภาพของสถาบัน ในขณะที่สถาบันที่มีปริมาณรังสีสูงใช้โปรโตคอลในการสร้างภาพที่กำหนดไว้โดยบริษัทผู้ผลิต (Preset mAs) จากการศึกษาดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีด้วยเทคนิค KV-CBCT และ kVCT ที่แตกต่างกัน จาก 7 สถาบันนั้น มีสถาบันที่ใช้ปริมาณรังสีในการสร้างภาพสูงสุดอยู่ที่ประมาณ 20 mGy ในโปรโตคอลอุ้งเชิงกราน ซึ่งเมื่อเทียบกับสถาบันอื่น มีค่าปริมาณรังสีแตกต่างกันสูงสุดถึง 14 เท่า การศึกษานี้ชี้ให้เห็นถึงความจำเป็นในการสร้าง DRLs สำหรับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี

ในปี 2024 Eric D. Ehler และคณะ [26] ได้ทำการประเมินปริมาณรังสีที่ได้รับจากการสร้างภาพแบบ kVCT ของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน ยี่ห้อ Accuray รุ่น Radixact ที่มีโปรโตคอลในการสร้างภาพจากบริษัทผู้ผลิตที่ถูกกำหนดขึ้นตามตำแหน่งและขนาดของร่างกาย สำหรับศีรษะ ทรวงอกและอุ้งเชิงกราน ใช้ค่าความต่างศักย์หลอด 100, 120 และ 140 kVp ตามลำดับ สำหรับร่างกายขนาด small, medium, large และ X-large (ยกเว้นที่ศีรษะ) ใช้ค่ากระแสหลอด 80, 125, 160 และ 200 mA สามารถเลือกโหมดการสร้างภาพได้ 3 แบบ คือ Fine, Normal และ Coarse ทำการวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดรังสี Pencil ionization chamber ที่มีความยาว 100 มิลลิเมตร ในหุ่นจำลอง CTDI phantom ที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร สำหรับศีรษะ และ 32 เซนติเมตร สำหรับลำตัว วัดปริมาณรังสี 5 ตำแหน่ง (Center 1 ตำแหน่ง Periphery 4 ตำแหน่ง) และประเมินปริมาณรังสีจากค่า Helically-acquired volumetric CTDI ($CTDI_{vol}^H$) ซึ่งวิธีการวัดและการคำนวณสอดคล้องกับงานวิจัยในปี 2019 ของ Stephanie M. Leon และคณะ [27] ผลการศึกษา พบว่า ที่ระยะ

สแกน 18 เซนติเมตร ปริมาณรังสีโปรโตคอลศีรษะ (FOV 270 มิลลิเมตร) ขนาด small, medium และ large โหมด Fine มีค่าเท่ากับ 0.58, 0.91 และ 1.17 cGy ตามลำดับ โหมด Normal มีค่าเท่ากับ 0.36, 0.57 และ 0.73 cGy ตามลำดับ และโหมด Coarse มีค่าเท่ากับ 0.18, 0.29 และ 0.37 cGy ตามลำดับ ปริมาณรังสีโปรโตคอลทรวงอก (FOV 440 มิลลิเมตร) ขนาด small, medium, large และ X-large โหมด Fine มีค่าเท่ากับ 0.85, 1.32, 1.67 และ 2.12 cGy ตามลำดับ โหมด Normal มีค่าเท่ากับ 0.63, 0.98, 1.26 และ 1.55 cGy ตามลำดับ และโหมด Coarse มีค่าเท่ากับ 0.45, 0.70, 0.90 และ 1.11 cGy ตามลำดับ และปริมาณรังสีโปรโตคอลอุ้งเชิงกราน (FOV 440 มิลลิเมตร) ขนาด small, medium, large และ X-large โหมด Fine มีค่าเท่ากับ 1.22, 1.89, 2.38 และ 3.11 cGy ตามลำดับ โหมด Normal มีค่าเท่ากับ 0.93, 1.38, 1.80 และ 2.33 cGy ตามลำดับ และโหมด Coarse มีค่าเท่ากับ 0.65, 1.01, 1.29 และ 1.67 cGy ตามลำดับ และได้ทำการเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้กับค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงบนหน้าจอแสดงผล พบว่า มีค่าความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 5 ยกเว้นโปรโตคอลศีรษะพบความแตกต่างร้อยละ 13 ทั้งนี้ ค่าปริมาณรังสีที่แสดงบนหน้าจอแสดงผลได้มาจากการวัดในโหมด Axial ซึ่งผู้ใช้งานไม่สามารถเลือกใช้โหมดดังกล่าวได้ และจากผลลัพธ์ดังกล่าวแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสร้างภาพแบบ kVCT ขึ้นอยู่กับตำแหน่งที่สร้างภาพ ขนาดของร่างกาย และโหมดที่ผู้ใช้งานเลือกใช้

บทที่ 3

วิธีดำเนินงานวิจัย

การศึกษานี้ประกอบด้วยการประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี ภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก (Clinical scan) ที่ได้จากการวัดในหุ่นจำลองมาตรฐาน (CTDI Phantom) ด้วยหัววัดรังสี Exradin A1SL ionization chamber สำหรับการสร้างภาพแบบ MVCT และหัววัดรังสี Pencil ionization chamber สำหรับการสร้างภาพแบบ kVCT และการประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับการสร้างภาพตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี โดยใช้ข้อมูลย้อนหลังของผู้ป่วยมะเร็งแต่ละชนิด

3.1 ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

ทำการเก็บข้อมูลของผู้ป่วยย้อนหลัง ตั้งแต่เดือนกรกฎาคม พ.ศ. 2566 ถึงเดือนกันยายน พ.ศ. 2567 ในผู้ป่วยมะเร็งที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี เพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีตลอดช่วงระยะการฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน จำนวน 4 เครื่อง แบ่งเป็นเครื่องที่มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT จำนวน 2 เครื่อง (MVCT 1, MVCT 2) และระบบการสร้างภาพแบบ kVCT จำนวน 2 เครื่อง (kVCT 1, kVCT 2) ที่ติดตั้งอยู่ในโรงพยาบาล 3 แห่ง (โรงพยาบาล A, B และ C)

โรงพยาบาล A มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT 1 สำหรับเก็บข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก และมีระบบการสร้างภาพแบบ kVCT 1 สำหรับเก็บข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งสมอง มะเร็งศีรษะและลำคอ มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก โรงพยาบาล B มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT 2 และโรงพยาบาล C มีระบบการสร้างภาพแบบ kVCT 2 สำหรับเก็บข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก จำนวนผู้ป่วยรวมทั้งสิ้น 346 ราย โดยมีการกำหนดขนาดของกลุ่มตัวอย่าง ดังนี้

1. สุ่มข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งแต่ละชนิด ชนิดละ 30 ราย โดยขนาดของกลุ่มตัวอย่างกำหนดตามรายงานของ International Commission on Radiological Protection (ICRP) ฉบับที่ 135 สำหรับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ [28]
2. หากข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งแต่ละชนิด ไม่ถึง 30 ราย ขนาดของกลุ่มตัวอย่างจะเท่ากับจำนวนผู้ป่วยในช่วงเดือนกรกฎาคม พ.ศ. 2566 ถึงเดือนกันยายน พ.ศ. 2567

เกณฑ์ในการคัดเข้า

1. ผู้ป่วยมะเร็งที่ได้รับการรักษาด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน อายุ 18 ปีขึ้นไป และน้ำหนักตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี อยู่ในช่วง 60 ± 15 กิโลกรัม [30]
2. ผู้ป่วยได้รับการฉายรังสีจนครบคอร์สการรักษาตามที่แพทย์กำหนด
3. ผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี (IGRT) ครอบคลุม Planning target volume (PTV) ทั้งหมด

เกณฑ์ในการคัดออก

1. ผู้ป่วยมะเร็งระยะลุกลามแพร่กระจาย (Metastatic cancer)
2. ผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาประคับประคอง (Palliative case)

3.2 เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

3.2.1 เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน

เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน ที่ผ่านการตรวจสอบมาตรฐานคุณภาพจากสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ จาก 3 โรงพยาบาล จำนวน 4 เครื่อง มีระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ MVCT จำนวน 2 เครื่อง ได้แก่ ยี่ห้อ Accuray รุ่น Radixact X9 (MVCT 1) และยี่ห้อ Accuray รุ่น Radixact X5 (MVCT 2) และระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ kVCT จำนวน 2 เครื่อง ได้แก่ ยี่ห้อ Accuray รุ่น Radixact X9 (kVCT 1) และยี่ห้อ Accuray รุ่น Radixact X5 (kVCT 2) ดังภาพ 8



(ก)

(ข)

ภาพ 8 เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (Tomotherapy)

(ก) Accuray รุ่น Radixact X9 (ข) Accuray รุ่น Radixact X5

3.2.2 เครื่องมือวัดรังสี (Dosimeter)

3.2.2.1 ระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ MVCT ใช้หัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ยี่ห้อ Exradin รุ่น A1SL ดังภาพ 9 ซึ่งเป็นหัววัดที่ใช้หลักการนับวัดประจุที่แตกตัวเป็นไอออน มีเส้นผ่านศูนย์กลางภายใน (Collector diameter) 1 มิลลิเมตร และความยาวภายใน (Collector length) 4.1 มิลลิเมตร ภายในบรรจุก๊าซขนาด 0.053 ลูกบาศก์เซนติเมตร มีเส้นผ่านศูนย์กลางที่วัดจากภายนอก (Outside diameter of shell) 6.35 มิลลิเมตร ผนังของหัววัดทำจากวัสดุ C552 หนา (Shell wall thickness) 1.2 มิลลิเมตร [31] โดยหัววัดรังสีนี้ใช้งานร่วมกับเครื่องนับวัดค่าประจุไฟฟ้า (TomoElectrometer) ดังภาพ 10 ที่สามารถปรับค่าแรงดันไฟฟ้าได้ดังนี้ -300, -150, 0, +150 และ +300 โวลต์ หัววัดรังสีและเครื่องนับวัดค่าประจุไฟฟ้าจำนวน 2 ชุด ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ได้รับการสอบเทียบมาตรฐานโดยสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์



ภาพ 9 หัววัดรังสีชนิด Ionization chamber ยี่ห้อ Exradin รุ่น A1SL



ภาพ 10 เครื่องนับวัดค่าประจุไฟฟ้า (TomoElectrometer)

3.2.2.2 ระบบภาพนำวิถี สร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ kVCT ใช้หัววัดรังสีชนิด Pencil ionization chamber ยี่ห้อ Raysafe รุ่น X2 CT เป็นหัววัดรังสีที่ใช้หลักการนับวัดประจุที่แตกตัวเป็นไอออน มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร และความยาว (Active length) 100 มิลลิเมตร ซึ่งการใช้งานต้องต่อเข้ากับเครื่องแสดงผลการวัด (Base Unit) ดังภาพ 11 หัววัดรังสีและเครื่องแสดงผลการวัดจำนวน 1 ชุด ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ได้รับการสอบเทียบมาตรฐานโดยสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์



ภาพ 11 หัววัดรังสีชนิด Pencil ionization chamber
ยี่ห้อ Raysafe รุ่น X2 CT และ Base Unit

3.2.3 ฟันจำลองมาตรฐานทรงกระบอกสำหรับวัดค่า CTDI (CTDI Phantoms)

ฟันจำลองมาตรฐานทรงกระบอกสำหรับวัดค่า CTDI ยี่ห้อ GAMMEX รุ่น 468 BHP ดังภาพ 12 ทำจากวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อชนิดโพลีเมทิลเมทาคริเลต (Polymethyl Methacrylate: PMMA/Acrylic) มี 2 ขนาด คือเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 และ 32 เซนติเมตร ซึ่งใช้แทนศีรษะและลำตัวของมนุษย์ตามลำดับ โดยฟันจำลองทั้งสองมีความยาว 15 เซนติเมตร ภายในมีช่องว่างตลอดความยาวของฟันจำลอง สำหรับใส่หัววัดรังสี 5 ตำแหน่ง อยู่บริเวณกึ่งกลาง (Center) 1 ตำแหน่ง และอยู่บริเวณรอบนอก (Periphery) 4 ตำแหน่ง (0° , 90° , 180° และ 270°) ห่างจากขอบของฟันจำลอง 1 เซนติเมตร และมีแท่ง PMMA ขนาดเท่าช่องว่าง เพื่อนำมาใส่ในช่องว่างของฟันจำลองในตำแหน่งที่ไม่ได้ทำการวัดปริมาณรังสี เพื่อไม่ให้มีช่องอากาศเมื่อทำการสแกนขณะวัดปริมาณรังสี

เนื่องจากหัววัดรังสี ยี่ห้อ Exradin รุ่น A1SL มีเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 6.35 มิลลิเมตร ซึ่งมีขนาดเล็กกว่าช่องว่างสำหรับใส่หัววัดรังสีของ CTDI Phantom การศึกษาในครั้งนี้จึงได้จัดทำแท่ง PMMA ที่มีช่องว่างตรงกลางเทียบเท่าขนาดของหัววัดรังสี Exradin รุ่น A1SL ขึ้น ดังภาพ 13 เพื่อให้สามารถนำหัววัดรังสีใส่ในช่องว่างของ CTDI Phantom ได้อย่างพอดี โดยแท่ง PMMA นี้สั่งผลิตจากบริษัทผู้ผลิตเดียวกับ CTDI Phantom จากนั้นนำมาเจาะให้ตรงกลางเป็นช่องว่างขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 มิลลิเมตร และยาว 77 เซนติเมตร เพื่อรองรับหัววัดรังสี



ภาพ 12 ฟันจำลองมาตรฐานทรงกระบอก (CTDI Phantoms)

ยี่ห้อ GAMMEX รุ่น 468 BHP



ภาพ 13 แท่ง PMMA ที่มีช่องว่างตรงกลางเทียบเท่า

ขนาดของหัววัดรังสี Exradin รุ่น A1SL

3.3 การเก็บรวบรวมข้อมูล

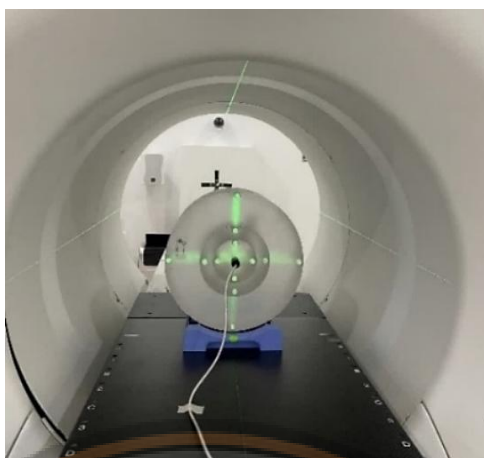
3.3.1 การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี ภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก (Clinical scan)

เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนมีระบบการสร้างภาพนำวิถีแบบ Helical และผู้ใช้งานไม่สามารถเลือกการสแกนแบบ Axial ได้ ดังนั้น การศึกษาในครั้งนี้ จึงดำเนินการประเมินค่าปริมาณรังสีโดยใช้วิธีการตาม AAPM TG 148 [8] ดังนี้

3.3.1.1 ระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ MVCT

1) วางฟันจำลอง CTDI Phantoms บนเตียง และจัดให้กึ่งกลางของฟันจำลองอยู่บริเวณ Isocenter ของเครื่องฉายรังสี โดยใช้ CTDI Phantom เส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 32 เซนติเมตร สำหรับโปรโตคอลทรวงอกและอุ้งเชิงกราน ดังภาพ 14

2) ต่อหัววัดรังสี ยี่ห้อ Exradin รุ่น A1SL เข้ากับ TomoElectrometer จากนั้นนำหัววัดรังสีใส่ในแท่ง PMMA ที่จัดทำขึ้นดังภาพ 13 ก่อนนำแท่ง PMMA ใส่ในตำแหน่งกึ่งกลาง (Center) ของ CTDI Phantom โดยจัดให้หัววัดรังสีขนานกับแกน Y ของเครื่องฉายรังสี และใส่แท่ง PMMA ปกติในตำแหน่งรอบนอก (Periphery)



ภาพ 14 การจัดอุปกรณ์สำหรับการวัดค่าปริมาณรังสี

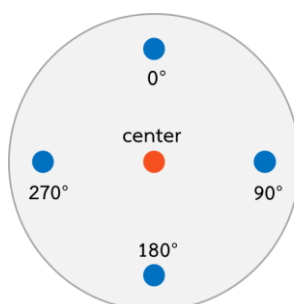
3) ตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก ดังตาราง 4 และกำหนดระยะสแกน 15 เซนติเมตร ซึ่งเป็นระยะที่ครอบคลุม CTDI phantom

ตาราง 4 โปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก สำหรับการสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ MVCT

โรงพยาบาล	Voltage (MV)	Mode	Pitch	Slice thickness (mm)
A (MVCT 1)	3.5	Coarse	3	6
B (MVCT 2)				

4) ทำการวัดค่าปริมาณรังสี โดยวัดซ้ำ 2 ครั้ง แล้วหาค่าเฉลี่ย พร้อมทั้งบันทึกค่าอุณหภูมิและความดัน

5) ทำซ้ำตามขั้นตอนก่อนหน้า โดยเปลี่ยนตำแหน่งหัววัดรังสีไปยังตำแหน่งรอบนอกจนครบ 4 ตำแหน่ง (0° , 90° , 180° และ 270°) ดังภาพ 15



ภาพ 15 ตำแหน่งการใส่หัววัดรังสีใน CTDI phantom

6) นำค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่วัดได้ในแต่ละตำแหน่ง (Center, 0°, 90°, 180° และ 270°) มาคำนวณหาค่า MSAD เนื่องจากการวัดปริมาณรังสีดำเนินการตาม AAPM TG 148 [9] จึงไม่ต้องแก้ค่าพลังงานระหว่างลำรังสีจากการสร้างภาพและการรักษา และเนื่องจากค่าปริมาณรังสีที่ได้มาจากการวัดโดยใช้ค่าพิทซ์ตามการใช้งานทางคลินิกแล้วจึงไม่ต้องแก้ค่าพิทซ์ [27] ดังนั้นค่า MSAD สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 7

$$MSAD = M \times N_Q \times K_{TP} \quad (7)$$

เมื่อ M คือ ค่าประจุเฉลี่ยที่อ่านได้จากหัววัดรังสี (C)
 N_Q คือ ค่า calibration factor ได้จากการสอบเทียบในห้องปฏิบัติการมาตรฐาน (Gy/C)
 K_{TP} คือ ค่าแก้อุณหภูมิและความดัน ขณะที่ทำการวัดปริมาณรังสีเปรียบเทียบกับค่าอุณหภูมิและความดันที่สอบเทียบหัววัด คำนวณได้จากสมการที่ (8)

$$K_{TP} = \frac{(273.2 + T)}{(273.2 + T_0)} \times \frac{P_0}{P} \quad (8)$$

เมื่อ T_0 คือ ค่าอุณหภูมิขณะที่ทำการสอบเทียบหัววัด จากการสอบเทียบในห้องปฏิบัติการมาตรฐาน (°C)
 T คือ ค่าอุณหภูมิขณะที่วัดปริมาณรังสี มีหน่วยเป็น (°C)
 P_0 คือ ค่าความดันขณะที่ทำการสอบเทียบหัววัด จากการสอบเทียบในห้องปฏิบัติการมาตรฐาน (kPa)
 P คือ ค่าความดันขณะที่วัดปริมาณรังสี (kPa)

7) คำนวณค่า $MSAD_w$ สำหรับการสร้างภาพแบบ MVCT ($MSAD_w^{MVCT}$) โดยนำค่า MSAD ที่วัดได้จากตำแหน่งกึ่งกลางและรอบนอกทั้ง 4 ตำแหน่ง มาคำนวณดังสมการที่ 9 และในทางทฤษฎีค่า $MSAD_w$ มีค่าเท่ากับ $CTDI_{vol}$ ตามที่ได้อธิบายไว้ในสมการที่ 6

$$MSAD_w^{MVCT} = \frac{1}{3} MSAD_{center} + \frac{2}{3} MSAD_{peripheral} \quad (9)$$

เมื่อ $MSAD_{center}$ คือ ค่า MSAD เฉลี่ยที่วัดได้จากตำแหน่งกึ่งกลางของ
หุ่นจำลอง (cGy)

$MSAD_{peripheral}$ คือ ค่า MSAD เฉลี่ยที่วัดได้จากตำแหน่งรอบนอกของ
หุ่นจำลอง (cGy)

เนื่องจากหัววัดรังสี ยี่ห้อ Exradin รุ่น A1SL ได้รับการสอบเทียบในน้ำ
จึงไม่ต้องมีการแก้ค่าที่วัดได้ไปเป็นปริมาณรังสีดูดกลืนในเนื้อเยื่อเพิ่มเติม

8) เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จาก CTDI phantom ของแต่ละโปรโตคอล
ระหว่างเครื่อง MVCT 1 และ MVCT 2 โดยใช้สถิติ Wilcoxon Signed-Rank Test ในการวิเคราะห์
ความแตกต่างและพิจารณาค่านัยสำคัญทางสถิติ (P-value) ที่ระดับ 0.05

3.3.1.2 ระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ kVCT

1) วางหุ่นจำลอง CTDI Phantom บนเตียง และจัดให้กึ่งกลางของหุ่นจำลอง
อยู่บริเวณ Isocenter ของเครื่องฉายรังสี ดังภาพ 14 โดยใช้ CTDI Phantom เส้นผ่านศูนย์กลางขนาด
16 เซนติเมตร สำหรับโปรโตคอลศีรษะ และ 32 เซนติเมตร สำหรับโปรโตคอลทรวงอกและอุ้งเชิงกราน

2) ต่อหัววัดรังสีชนิด Pencil Ionization chamber เข้ากับ Base Unit
จากนั้นนำหัววัดรังสีใส่ที่ตำแหน่งกึ่งกลาง (Center) ของ CTDI Phantom โดยจัดให้หัววัดรังสีขนานกับ
แกน Y ของเครื่องฉายรังสี และใส่แท่ง PMMA ปกติในตำแหน่งรอบนอก (Periphery)

3) ตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก ดังตาราง 5 และกำหนดระยะสแกน 10
เซนติเมตร ซึ่งเป็นระยะที่ครอบคลุมหัววัดรังสี เช่นเดียวกับวิธีการของ Stephanie M. Leon และคณะ [27]

ตาราง 5 โปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิกของโรงพยาบาล A และ C สำหรับการสร้างภาพแบบ kVCT

Protocol	Mode	Pitch	FOV (mm)	Slice interval (mm)	Body size	kVp	mAs
Head	Fine	0.86	270	1.2	Small	100	240
					Medium		375
	Normal	1			Small		192
					Medium		300
	Coarse	1.4			Small		144
					Medium		225

ตาราง 5 โพรโตคอลที่ใช้ทางคลินิกของโรงพยาบาล A และ C สำหรับการสร้างภาพแบบ kVCT (ต่อ)

Protocol	Mode	Pitch	FOV (mm)	Slice interval (mm)	Body size	kVp	mAs					
Thorax	Fine	0.75	440	1.8	Small	120	240					
					Medium		375					
					Large		480					
	Normal				Small		192					
					Medium		300					
					Large		384					
	Coarse				Small		144					
					Medium		225					
					Large		288					
	Pelvis				Fine		0.75	440	1.8	Small	140	240
										Medium		375
										Large		480
Normal		Small	192									
		Medium	300									
		Large	384									
Coarse		Small	144									
		Medium	225									
		Large	288									

FOV: Field of view

- 4) ทำการวัดค่าปริมาณรังสี โดยวัดซ้ำ 2 ครั้ง แล้วหาค่าเฉลี่ย
- 5) ทำซ้ำตามขั้นตอนก่อนหน้า โดยเปลี่ยนตำแหน่งหัววัดรังสีไปยังตำแหน่งรอบนอกจนครบ 4 ตำแหน่ง (0°, 90°, 180° และ 270°) ดังภาพ 15
- 6) นำค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่วัดได้ในแต่ละตำแหน่ง (Center, 0°, 90°, 180° และ 270°) มาคำนวณหาค่า MSAD และเนื่องจากค่าปริมาณรังสีที่ได้มาจากการวัดโดยใช้ค่าพิทช์ตามการใช้งานทางคลินิกแล้วจึงไม่ต้องแก้ค่าพิทช์ [27] ดังนั้นค่า MSAD สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 10

$$MSAD = M \times N_Q \times K_{TP} \quad (10)$$

เมื่อ M คือ ค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่อ่านได้จากหัววัดรังสี (cGy)
 N_Q คือ ค่า calibration factor ได้จากการสอบเทียบในห้องปฏิบัติการ
 มาตรฐาน
 K_{TP} คือ ค่าแก้อ่อนทรมานและความดัน ขณะที่ทำการวัดปริมาณรังสี
 เปรียบเทียบกับค่าอ่อนทรมานและความดันที่สอบเทียบหัววัด คำนวณได้จากสมการที่ (8)

7) คำนวณหาค่า $MSAD_w$ สำหรับการสร้างภาพแบบ KVCT ($MSAD_w^{KVCT}$)
 โดยนำค่าเฉลี่ย MSAD ที่วัดได้จากตำแหน่งกึ่งกลางและตำแหน่งรอบนอกทั้ง 4 ตำแหน่ง มาคำนวณ
 ดังสมการที่ 11 และในทางทฤษฎีค่า $MSAD_w$ มีค่าเท่ากับ $CTDI_{vol}$ ตามที่ได้อธิบายไว้ในสมการที่ 6

$$MSAD_w^{KVCT} = \frac{1}{3} MSAD_{center} + \frac{2}{3} MSAD_{peripheral} \quad (11)$$

เมื่อ $MSAD_{center}$ คือ ค่า MSAD เฉลี่ยที่วัดได้จากตำแหน่งกึ่งกลางของ
 ฟันจำลอง (cGy)
 $MSAD_{peripheral}$ คือ ค่า MSAD เฉลี่ยที่วัดได้จากตำแหน่งรอบนอกของ
 ฟันจำลอง (cGy)

8) นำค่า $MSAD_w^{KVCT}$ ที่คำนวณได้จากสมการที่ 11 คูณกับค่าเอฟ-แฟคเตอร์
 (f-factor) เนื่องจากหัววัดรังสี ยี่ห้อ Raysafe รุ่น X2 CT ได้รับการสอบเทียบในอากาศ จึงต้องมีการ
 แก่ค่าที่วัดได้ไปเป็นปริมาณรังสีดูดกลืนในเนื้อเยื่อ โดยค่า f-factor สำหรับปริมาณรังสีดูดกลืนใน
 เนื้อเยื่อมีค่าเท่ากับ 1.06 [22]

9) เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จาก CTDI phantom ของแต่ละโปรโตคอล
 ระหว่างเครื่อง KVCT 1 และ KVCT 2 โดยใช้สถิติ Wilcoxon Signed-Rank Test ในการวิเคราะห์
 ความแตกต่างและพิจารณาค่านัยสำคัญทางสถิติ (P-value) ที่ระดับ 0.05

3.3.2 การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี

1) เก็บข้อมูลของผู้ป่วยย้อนหลัง ตั้งแต่เดือนกรกฎาคม พ.ศ. 2566 ถึงเดือนกันยายน พ.ศ. 2567 ที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี เพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลิยวหมุน จำนวน 4 เครื่อง ที่มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT จำนวน 2 เครื่อง (MVCT 1, MVCT 2) และแบบ kVCT จำนวน 2 เครื่อง (kVCT 1, kVCT 2) จากโรงพยาบาล 3 แห่ง (โรงพยาบาล A, B และ C) โดยโรงพยาบาล A มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT 1 สำหรับเก็บข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก และมีระบบการสร้างภาพแบบ kVCT 1 สำหรับเก็บข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งสมอง มะเร็งศีรษะและลำคอ มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก สำหรับโรงพยาบาล B มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT 2 และโรงพยาบาล C มีระบบการสร้างภาพแบบ kVCT 2 สำหรับเก็บข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก โดยทำการบันทึกข้อมูล 4 ส่วน ได้แก่

1. เพศ อายุ และน้ำหนักผู้ป่วย
2. ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด (Prescription dose: PD)
3. โปรโตคอลที่ใช้ในการสร้างภาพ

3.1 การสร้างภาพแบบ MVCT ได้แก่ Mode, Slice thickness

3.2 การสร้างภาพแบบ kVCT ได้แก่ Mode, Anatomy, Body size

และ FOV

4. จำนวนครั้งที่ผู้ป่วยถ่ายภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี

2) นำค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของแต่ละโปรโตคอล คูณกับจำนวนครั้งที่ผู้ป่วยถ่ายภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะการฉายรังสี ดังสมการที่ 12 และ 13

$$\text{ปริมาณรังสีตลอดช่วงระยะการฉายรังสี}_{\text{MVCT}} = \text{MSAD}_w^{\text{MVCT}} \times n \quad (12)$$

$$\text{ปริมาณรังสีตลอดช่วงระยะการฉายรังสี}_{\text{kVCT}} = \text{MSAD}_w^{\text{kVCT}} \times n \quad (13)$$

เมื่อ	$MSAD_w^{MVCT}$	คือ ปริมาณรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT
	$MSAD_w^{kVCT}$	คือ ปริมาณรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT
	n	คือ จำนวนครั้งที่ผู้ป่วยถ่ายภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอด

ช่วงระยะเวลาการฉายรังสี

3) คำนวณหาค่าร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะเวลาการฉายรังสีเปรียบเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด (PD) ดังสมการที่ 14

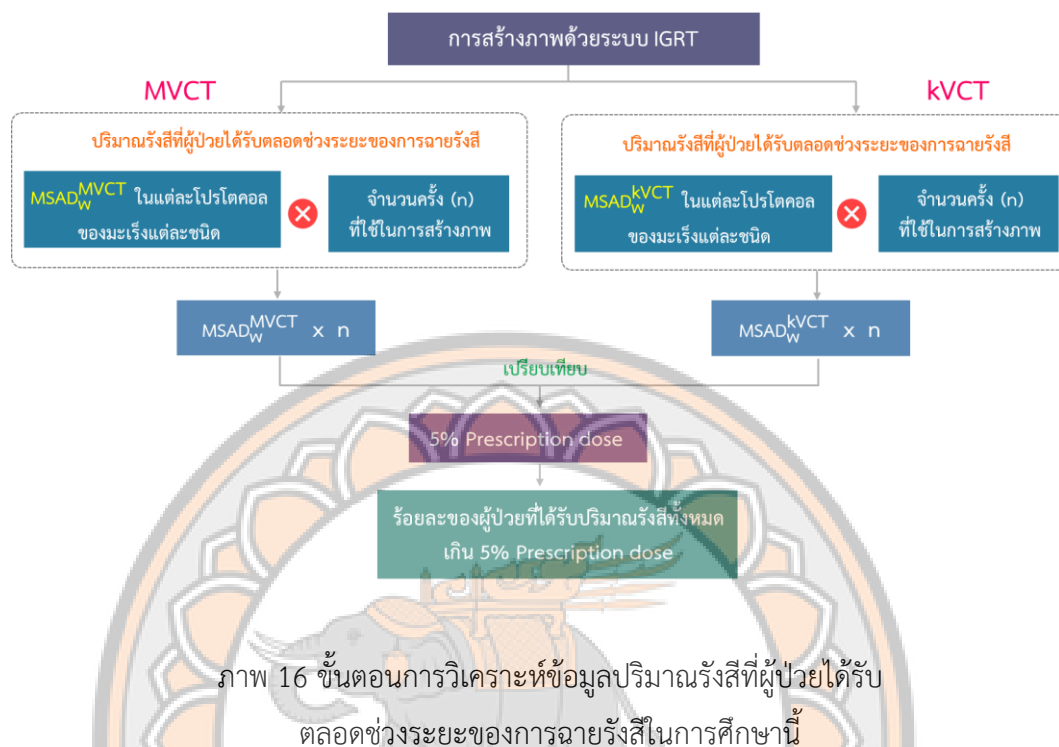
$$\text{ร้อยละของปริมาณรังสีตลอดช่วงระยะเวลาการฉายรังสี} = \frac{\text{ปริมาณรังสีตลอดช่วงระยะเวลาของการฉาย}}{\text{ค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด}} \times 100 \quad (14)$$

4) คำนวณค่าร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดในมะเร็งแต่ละชนิดของผู้ป่วยแต่ละราย ดังสมการที่ 15

$$\text{ร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด} = \frac{\text{ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด}}{100} \times 5 \quad (15)$$

5) เปรียบเทียบค่าร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะเวลาการฉายรังสี ซึ่งคำนวณจากสมการที่ 14 กับค่าร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดตามแผนการรักษา ซึ่งคำนวณจากสมการที่ 15 เพื่อประเมินสัดส่วนของผู้ป่วยที่ได้รับปริมาณรังสีรวมจากการสร้างภาพเกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่กำหนดไว้ในแผนการรักษา

โดยสรุปขั้นตอนการวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีในการศึกษานี้ แสดงดังภาพ 16



สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

1. เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom สำหรับแต่ละโปรโตคอลที่ใช้ในการสร้างภาพภายใต้ระบบการสร้างภาพแบบเดียวกัน ทำการวิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้สถิติ Wilcoxon Signed-Rank Test ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05
2. ประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีจากการวิเคราะห์ด้วยสถิติเชิงพรรณนา (Descriptive Statistics) โดยแสดงค่าเป็น ค่าเฉลี่ย $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Mean dose $\pm$ SD), และค่าต่ำสุด - สูงสุดของปริมาณรังสี (Dose_{min} - Dose_{max})

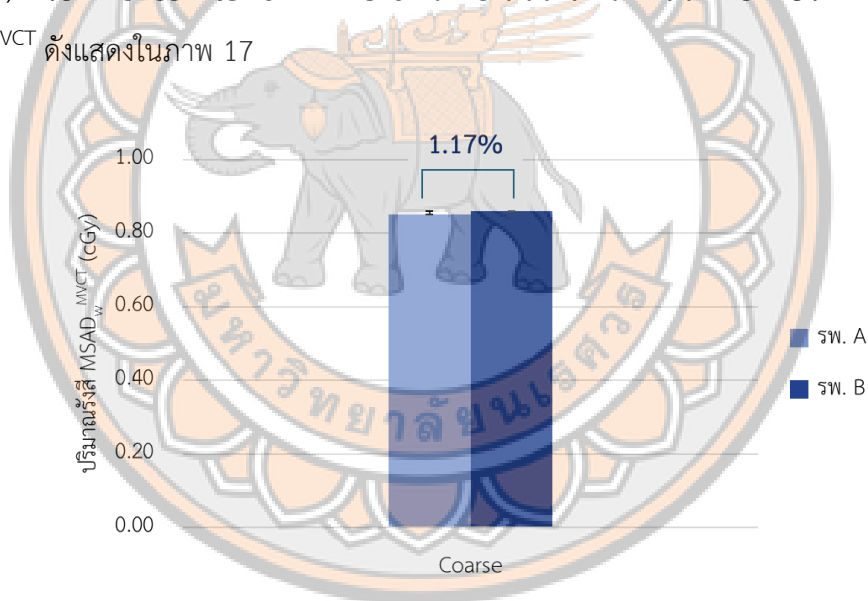
บทที่ 4

ผลการวิจัย

4.1 การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี ภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก (Clinical scan)

4.1.1 ระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ MVCT

จากการวัดปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ MVCT ของโรงพยาบาล A และ B ซึ่งทั้งสองโรงพยาบาลใช้โปรโตคอลทางคลินิกเดียวกัน คือ โหมด Coarse ที่มีค่าพิทซ์เท่ากับ 3 และ Slice thickness เท่ากับ 6 มิลลิเมตร โดยโรงพยาบาล A และ B สร้างภาพใหม่ (Reconstruction interval) ด้วยค่า Slice interval เท่ากับ 6 และ 3 มิลลิเมตร ตามลำดับ พบว่า ค่าปริมาณรังสี $MSAD_w^{MVCT}$ ดังแสดงในภาพ 17

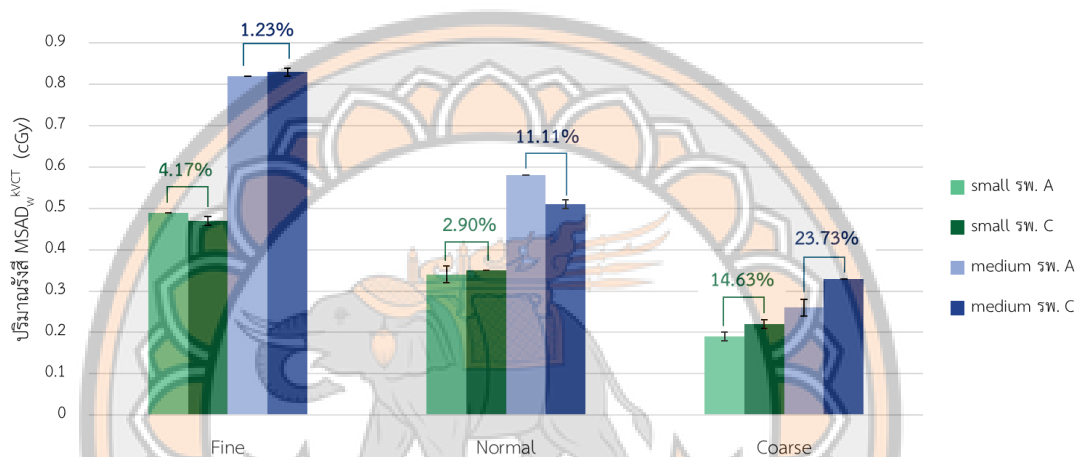


ภาพ 17 ปริมาณรังสี $MSAD_w^{MVCT}$ จากการสร้างภาพแบบ MVCT ในโหมด Coarse

จากภาพ 17 พบว่า ปริมาณรังสี $MSAD_w^{MVCT}$ ที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของโรงพยาบาล A และ B มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.85 ± 0.01 cGy และ 0.86 ± 0.00 cGy ตามลำดับ โดยร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างโรงพยาบาล A และ B มีค่าเท่ากับ 1.17 ซึ่งค่าปริมาณรังสีของทั้งสองโรงพยาบาลไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p = 0.08$

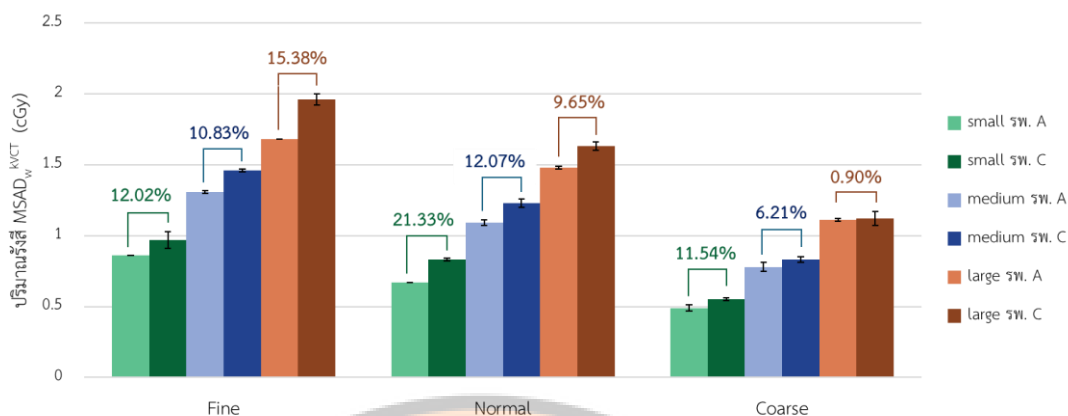
4.1.2 ระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ kVCT

จากการวัดปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ kVCT ของโรงพยาบาล A และ C ซึ่งทั้งสองโรงพยาบาลใช้โปรโตคอลทางคลินิกเดียวกัน คือ โหมด Fine, Normal และ Coarse สำหรับ ศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน ที่มีขนาด small, medium และ large (ยกเว้นศีรษะ) พบว่า ค่าปริมาณรังสี $MSAD_w^{kVCT}$ สำหรับศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน แสดงดังภาพ 18, 19 และ 20 ตามลำดับ



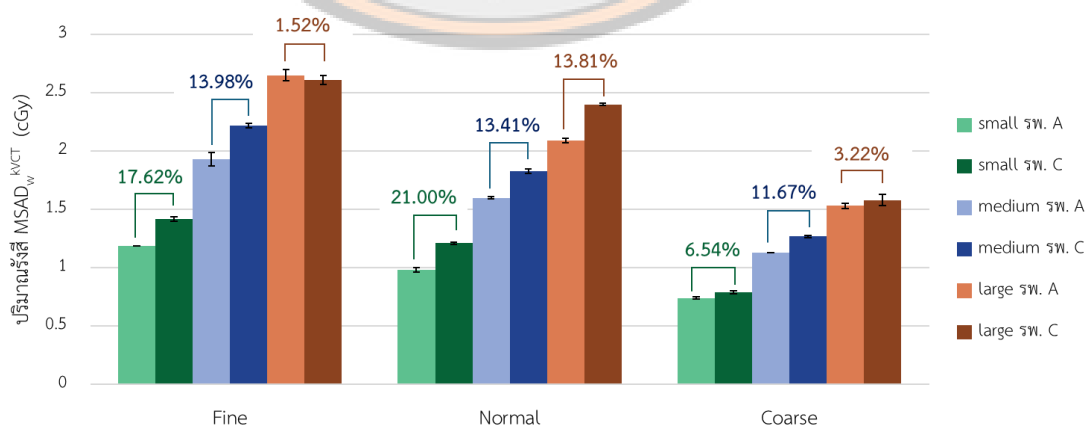
ภาพ 18 ปริมาณรังสี $MSAD_w^{kVCT}$ จากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับศีรษะ

จากภาพ 18 พบว่า ค่าปริมาณรังสี $MSAD_w^{kVCT}$ ที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom สำหรับศีรษะของโรงพยาบาล A ทั้ง 3 โหมด ขนาด small มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง $0.19 \pm 0.01 - 0.49 \pm 0.00$ cGy ขนาด medium อยู่ในช่วง $0.26 \pm 0.02 - 0.82 \pm 0.00$ cGy และโรงพยาบาล C ทั้ง 3 โหมด ขนาด small มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง $0.22 \pm 0.01 - 0.47 \pm 0.01$ cGy ขนาด medium อยู่ในช่วง $0.33 \pm 0.00 - 0.83 \pm 0.01$ cGy เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่างโรงพยาบาล A และ C พบค่าความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 20 ยกเว้น โหมด Coarse ขนาด medium ซึ่งมีค่าความแตกต่างอยู่ที่ร้อยละ 23.73 โดยผลการทดสอบทางสถิติพบปริมาณรังสีของทั้งสองโรงพยาบาลไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p = 0.53$



ภาพ 19 ปริมาณรังสี $MSAD_w^{kvCT}$ จากการสร้างภาพแบบ kvCT สำหรับทรวงอก

จากภาพ 19 พบว่า ค่าปริมาณรังสี $MSAD_w^{kvCT}$ ที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom สำหรับทรวงอกของโรงพยาบาล A ทั้ง 3 โหมด ขนาด small มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง $0.49 \pm 0.02 - 0.86 \pm 0.00$ cGy ขนาด medium อยู่ในช่วง $0.78 \pm 0.03 - 1.31 \pm 0.01$ cGy ขนาด large อยู่ในช่วง $1.11 \pm 0.01 - 1.68 \pm 0.00$ cGy และโรงพยาบาล C ทั้ง 3 โหมด ขนาด small มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง $0.55 \pm 0.01 - 0.97 \pm 0.06$ cGy ขนาด medium อยู่ในช่วง $0.83 \pm 0.02 - 1.46 \pm 0.01$ cGy ขนาด large อยู่ในช่วง $1.12 \pm 0.05 - 1.96 \pm 0.04$ cGy เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่างโรงพยาบาล A และ C พบค่าความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 20 ยกเว้น โหมด Normal ขนาด small ซึ่งมีความแตกต่างอยู่ที่ร้อยละ 21.33 โดยผลการทดสอบทางสถิติพบปริมาณรังสีของทั้งสองโรงพยาบาลแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p = 0.008$



ภาพ 20 ปริมาณรังสี $MSAD_w^{kvCT}$ จากการสร้างภาพแบบ kvCT สำหรับอุ้งเชิงกราน

จากภาพ 20 พบว่า ค่าปริมาณรังสี $MSAD_w^{KVCT}$ ที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom สำหรับรังสีของโรงพยาบาล A ทั้ง 3 โหมด ขนาด small มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง $0.74 \pm 0.01 - 1.19 \pm 0.00$ cGy ขนาด medium อยู่ในช่วง $1.13 \pm 0.00 - 1.93 \pm 0.06$ cGy ขนาด large อยู่ในช่วง $1.53 \pm 0.02 - 2.65 \pm 0.05$ cGy และโรงพยาบาล C ทั้ง 3 โหมด ขนาด small มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง $0.79 \pm 0.01 - 1.42 \pm 0.02$ cGy ขนาด medium อยู่ในช่วง $1.27 \pm 0.01 - 2.22 \pm 0.02$ cGy ขนาด large อยู่ในช่วง $1.58 \pm 0.05 - 2.61 \pm 0.04$ cGy เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่างโรงพยาบาล A และ C พบค่าความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 20 ยกเว้น โหมด Normal ขนาด small ซึ่งมีค่าความแตกต่างอยู่ที่ร้อยละ 21.00 โดยผลการทดสอบทางสถิติพบปริมาณรังสีของทั้งสองโรงพยาบาลแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ $p = 0.01$

4.2 การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี

4.2.1 ระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ MVCT

จากการเก็บข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีของโรงพยาบาล A (MVCT 1) ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก และโรงพยาบาล B (MVCT 2) ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก พบข้อมูลดังแสดงในตาราง 6-8 และภาพ 20-23

ตาราง 6 ข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ MVCT ของโรงพยาบาล A และ B

โรงพยาบาล	ชนิดของมะเร็ง	เพศ	จำนวน	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)
A (MVCT 1)	มะเร็งเต้านม	หญิง	30	53.57 ± 11.60	60.20 ± 9.81
	มะเร็งต่อมลูกหมาก	ชาย	30	72.73 ± 6.83	69.87 ± 13.42
	มะเร็งปากมดลูก	หญิง	30	53.53 ± 13.29	56.37 ± 8.74
B (MVCT 2)	มะเร็งเต้านม	หญิง	30	51.53 ± 11.87	60.38 ± 10.25
	มะเร็งต่อมลูกหมาก	ชาย	30	70.87 ± 7.63	65.29 ± 9.62

Mean $\pm$ SD

จากตาราง 6 พบว่า โรงพยาบาล A ผู้ป่วยมะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก มีอายุอยู่ในช่วง 30 - 75 ปี, 61 - 85 ปี และ 33 - 80 ปี และมีน้ำหนักอยู่ในช่วง 42.00 - 81.10 กิโลกรัม, 42.10 - 106.40 กิโลกรัม และ 43.00 - 72.00 กิโลกรัม ตามลำดับ และ

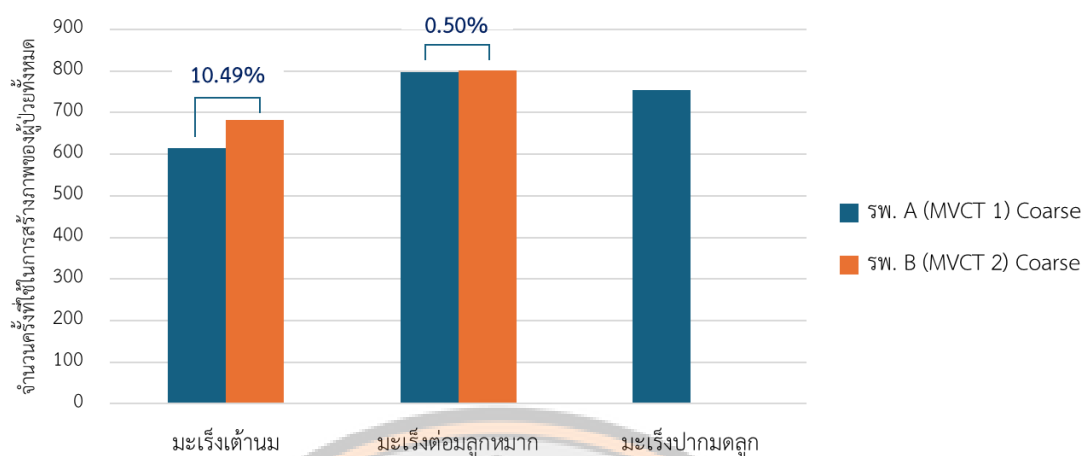
โรงพยาบาล B ผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก มีอายุอยู่ในช่วง 22 - 72 ปี และ 52 - 84 ปี และมีน้ำหนักอยู่ในช่วง 42.10 - 80.40 กิโลกรัม และ 49.30 - 81.50 กิโลกรัม ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยอายุของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก ระหว่างโรงพยาบาล A และโรงพยาบาล B พบว่ามีความแตกต่างกันร้อยละ 3.88 และ 2.59 ตามลำดับ นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยน้ำหนักของผู้ป่วยในกลุ่มเดียวกัน พบว่ามีความแตกต่างกันร้อยละ 0.30 และ 6.78 ตามลำดับ

ตาราง 7 ข้อมูลปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี ของโรงพยาบาล A และ B

โรงพยาบาล	ชนิดของมะเร็ง	ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด (PD)	ค่า PD (cGy)	จำนวน fraction
A (MVCT 1)	มะเร็งเต้านม	4,240 cGy/16 fraction - 4,960 cGy/16 fraction	4,840 $\pm$ 272.92	16 $\pm$ 0.00
	มะเร็ง	5,500 cGy/20 fraction -	6,564 $\pm$ 589.40	25 $\pm$ 4.12
	ต่อมลูกหมาก	7,560 cGy/28 fraction		
	มะเร็ง	4,600 cGy/23 fraction -	4,852 $\pm$ 399.46	23 $\pm$ 0.81
	ปากมดลูก	5,700 cGy/25 fraction		
B (MVCT 2)	มะเร็งเต้านม	4,256 cGy/16 fraction - 5,000 cGy/25 fraction	4,694 $\pm$ 366.58	22 $\pm$ 4.61
	มะเร็ง	6,000 cGy/20 fraction -	6,644 $\pm$ 624.78	26 $\pm$ 6.70
	ต่อมลูกหมาก	7,600 cGy/38 fraction		

PD: Prescription dose, Mean $\pm$ SD

จากตาราง 7 พบว่า ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดให้กับผู้ป่วยมะเร็งเต้านมในโรงพยาบาล A สูงกว่าโรงพยาบาล B ร้อยละ 3.06 ขณะที่ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดให้กับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล B มีค่าสูงกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 1.21 นอกจากนี้ยังพบว่าโรงพยาบาล B มีค่าเฉลี่ยจำนวน Fraction ในการฉายรังสีสูงกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 31.58 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และร้อยละ 3.92 ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก



ภาพ 21 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสี
ในผู้ป่วย 30 ราย จากการสร้างภาพแบบ MVCT

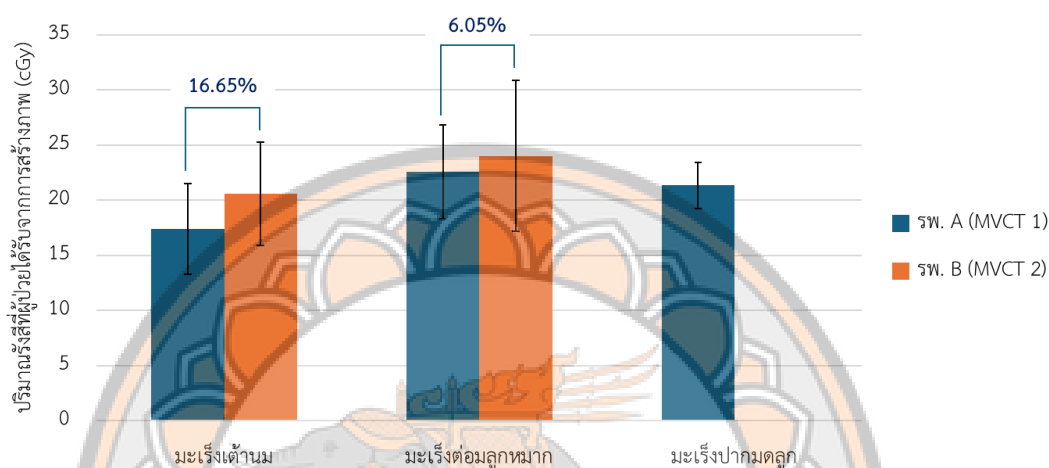
จากภาพ 21 พบว่า จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีในผู้ป่วย 30 ราย จากการสร้างภาพแบบ MVCT โรงพยาบาล A มีจำนวนครั้งในการสร้างภาพสำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมาก และมะเร็งปากมดลูก เท่ากับ 614 ครั้ง, 798 ครั้ง และ 753 ครั้ง ตามลำดับ และโรงพยาบาล B มีจำนวนครั้งในการสร้างภาพ สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก มีค่าเท่ากับ 682 ครั้ง และ 802 ครั้ง ตามลำดับ ทั้งนี้ โรงพยาบาล B มีจำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีสูงกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 10.49 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และร้อยละ 0.50 ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก

ตาราง 8 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีต่อผู้ป่วย 1 ราย

ชนิดของมะเร็ง	จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพต่อผู้ป่วย 1 ราย	
	โรงพยาบาล A (MVCT 1)	โรงพยาบาล B (MVCT 2)
มะเร็งเต้านม	16 – 30 ครั้ง (เฉลี่ย 20 ± 4.9)	16 – 28 ครั้ง (เฉลี่ย 23 ± 4.6)
มะเร็งต่อมลูกหมาก	20 – 37 ครั้ง (เฉลี่ย 27 ± 5.0)	20 – 40 ครั้ง (เฉลี่ย 27 ± 6.7)
มะเร็งปากมดลูก	23 – 34 ครั้ง (เฉลี่ย 25 ± 2.5)	-

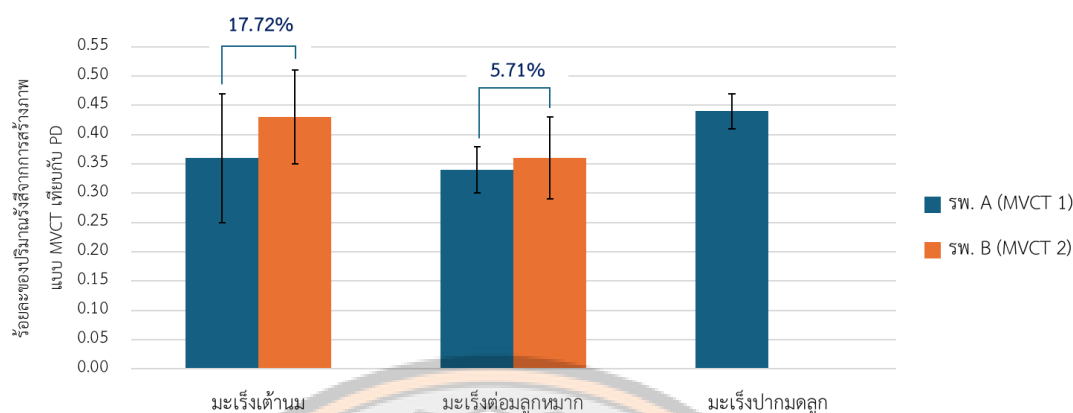
จากตาราง 8 พบว่า จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีต่อผู้ป่วย 1 ราย ในโรงพยาบาล B มากกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 13.95 สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โดยโรงพยาบาล A และ B มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 20 ± 4.9 ครั้ง และ 23 ± 4.6 ครั้ง

ตามลำดับ และสำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพของทั้งสองโรงพยาบาล มีค่าเท่ากัน โดยโรงพยาบาล A และ B มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 27 ± 5.0 ครั้ง และ 27 ± 6.7 ครั้ง ตามลำดับ นอกจากนี้ ทั้งโรงพยาบาล A และ B ส่วนใหญ่ทำการสร้างภาพ 1 ครั้งต่อการฉายรังสี 1 Fraction



ภาพ 22 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสี

จากภาพ 22 พบว่า ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสี โรงพยาบาล A สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปอด มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 17.40 ± 4.15 cGy, 22.61 ± 4.26 cGy และ 21.34 ± 2.12 cGy ตามลำดับ และโรงพยาบาล B สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และมะเร็งต่อมลูกหมาก มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 20.56 ± 4.68 cGy และ 24.02 ± 6.85 cGy ตามลำดับ ทั้งนี้ โรงพยาบาล B มีค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับสูงกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 16.65 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และร้อยละ 6.05 ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก



ภาพ 23 ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

จากภาพ 23 พบว่า ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT ตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด โรงพยาบาล A สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก มีค่าเท่ากับ 0.36 ± 0.11 , 0.34 ± 0.04 และ 0.44 ± 0.03 ตามลำดับ และโรงพยาบาล B สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และมะเร็งต่อมลูกหมาก มีค่าเท่ากับ 0.43 ± 0.08 และ 0.36 ± 0.07 ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดระหว่างโรงพยาบาล A และโรงพยาบาล B ของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก พบว่ามีความแตกต่างกันร้อยละ 17.72 และ 5.71 ตามลำดับ ทั้งนี้ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีของโรงพยาบาล A และ B ไม่เกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดในมะเร็งทุกชนิด

4.2.2 ระบบภาพนำวิถีสร้างภาพรังสีตัดขวางแบบ kVCT

จากการเก็บข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีของโรงพยาบาล A (kVCT 1) ในผู้ป่วยมะเร็งสมอง มะเร็งศีรษะและลำคอ มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก และโรงพยาบาล C (kVCT 2) ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก พบข้อมูลดังแสดงในตาราง 9-11 และภาพ 24-27

ตาราง 9 ข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ kVCT ของโรงพยาบาล A และ C

โรงพยาบาล	ชนิดของมะเร็ง	เพศ	จำนวน	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)
A (kVCT 1)	มะเร็งสมอง	ชาย	5	45.56 ± 17.62	60.88 ± 12.99
		หญิง	11		
	มะเร็งศีรษะและลำคอ	ชาย	17	60.20 ± 10.69	53.60 ± 8.24
		หญิง	13		
	มะเร็งเต้านม	หญิง	30	56.97 ± 10.69	60.52 ± 12.30
	มะเร็งต่อมลูกหมาก	ชาย	30	69.97 ± 5.40	67.00 ± 13.23
C (kVCT 2)	มะเร็งปากมดลูก	หญิง	30	52.40 ± 13.28	59.69 ± 11.82
	มะเร็งเต้านม	หญิง	30	61.12 ± 11.13	56.79 ± 9.37
	มะเร็งต่อมลูกหมาก	ชาย	30	69.62 ± 6.25	67.37 ± 13.06

Mean±SD

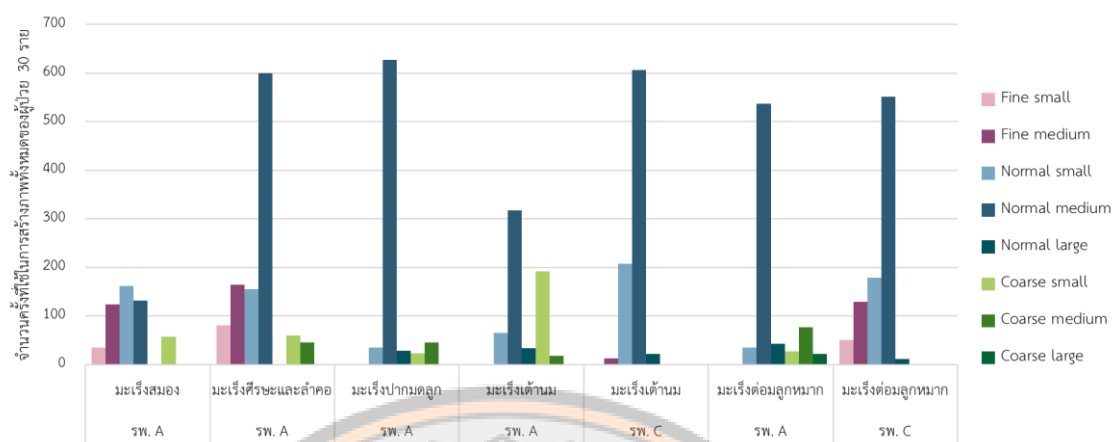
จากตาราง 9 พบว่า โรงพยาบาล A ผู้ป่วยมะเร็งสมอง มะเร็งศีรษะและลำคอ มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก มีอายุอยู่ในช่วง 21 - 83 ปี, 42 - 83 ปี, 35 - 76 ปี, 61 - 81 ปี และ 31 - 74 ปี และมีน้ำหนักอยู่ในช่วง 41.40 - 83.00 กิโลกรัม, 40.50 - 71.40 กิโลกรัม, 40.00 - 103.00 กิโลกรัม, 41.60 - 95.30 กิโลกรัม และ 43.80 - 90.60 กิโลกรัม ตามลำดับ และโรงพยาบาล B ผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก มีอายุอยู่ในช่วง 36 - 83 ปี และ 60 - 81 ปี และมีน้ำหนักอยู่ในช่วง 40.60 - 84.00 กิโลกรัม และ 41.60 - 90.00 กิโลกรัม ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยอายุของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมากระหว่างโรงพยาบาล A และโรงพยาบาล C พบว่ามีความแตกต่างกันร้อยละ 7.03 และ 0.50 ตามลำดับ นอกจากนี้เมื่อเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยน้ำหนักของผู้ป่วยในกลุ่มเดียวกัน พบว่ามีความแตกต่างกันร้อยละ 6.36 และ 0.55 ตามลำดับ

ตาราง 10 ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพแบบ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี ของโรงพยาบาล A และ C

โรงพยาบาล	ชนิดของ มะเร็ง	ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด (PD)	ค่า PD (cGy)	จำนวน fraction
A (kVCT 1)	มะเร็งสมอง	5,400 cGy/27 fraction - 7,000 cGy/33 fraction	5,925 $\pm$ 640.31	30 $\pm$ 1.90
	มะเร็งศีรษะ และลำคอ	6,000 cGy/30 fraction - 7,000 cGy/33 fraction	6,880 $\pm$ 275.93	33 $\pm$ 0.76
	มะเร็งเต้านม	4,240 cGy/16 fraction - 5,000 cGy/25 fraction	4,558 $\pm$ 350.58	17 $\pm$ 1.72
	มะเร็ง ต่อมลูกหมาก	5,240 cGy/20 fraction - 7,000 cGy/28 fraction	6,049 $\pm$ 727.12	23 $\pm$ 3.84
	มะเร็ง ปากมดลูก	4,600 cGy/23 fraction - 5,500 cGy/25 fraction	4,848 $\pm$ 392.14	23 $\pm$ 0.37
	มะเร็งเต้านม	4,240 cGy/16 fraction - 5,000 cGy/25 fraction	4,448 $\pm$ 426.26	16 $\pm$ 2.63
	มะเร็ง ต่อมลูกหมาก	6,000 cGy/20 fraction - 7,800 cGy/39 fraction	6,147 $\pm$ 406.39	22 $\pm$ 5.33

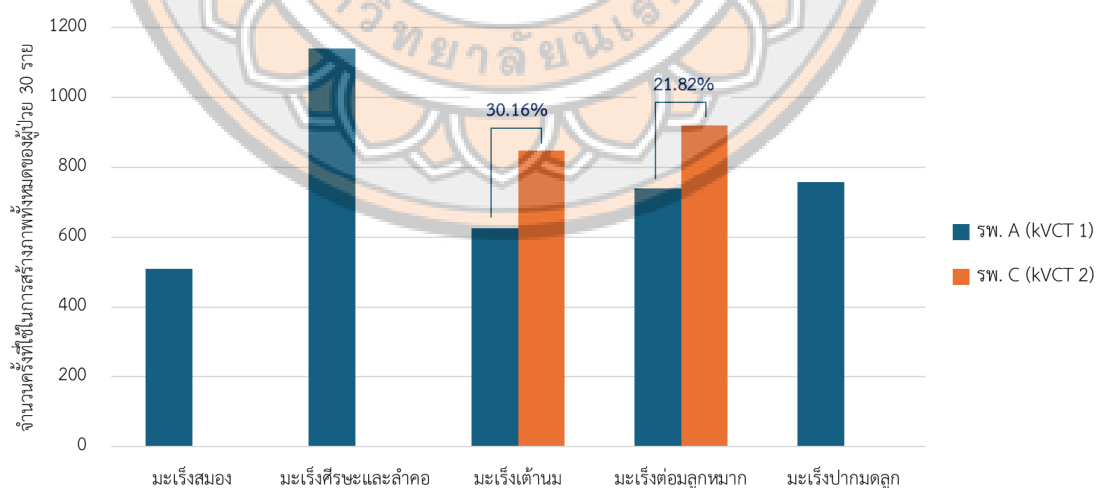
PD: Prescription dose, Mean $\pm$ SD

จากตาราง 10 พบว่า ปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดให้กับผู้ป่วยมะเร็งเต้านมในโรงพยาบาล A สูงกว่าโรงพยาบาล C ร้อยละ 2.44 ขณะที่ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล C มีค่าสูงกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 1.61 นอกจากนี้ยังพบว่า โรงพยาบาล A มีค่าเฉลี่ยจำนวน Fraction ในการฉายรังสีสูงกว่าโรงพยาบาล C ร้อยละ 6.06 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และร้อยละ 4.44 ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก



ภาพ 24 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสี แยกตามโหมด
ในผู้ป่วย 30 ราย (ยกเว้นมะเร็งสมอง 16 ราย) จากการสร้างภาพแบบ kvCT

จากภาพ 24 พบว่า โปรโตคอลที่นิยมใช้ในการสร้างภาพมากที่สุดในทุกโรงพยาบาล คือ โหมด Normal ขนาด medium ขณะที่โหมด Fine ขนาด small และ โหมด Coarse ขนาด large มีการใช้น้อยที่สุดในมะเร็งทุกชนิด



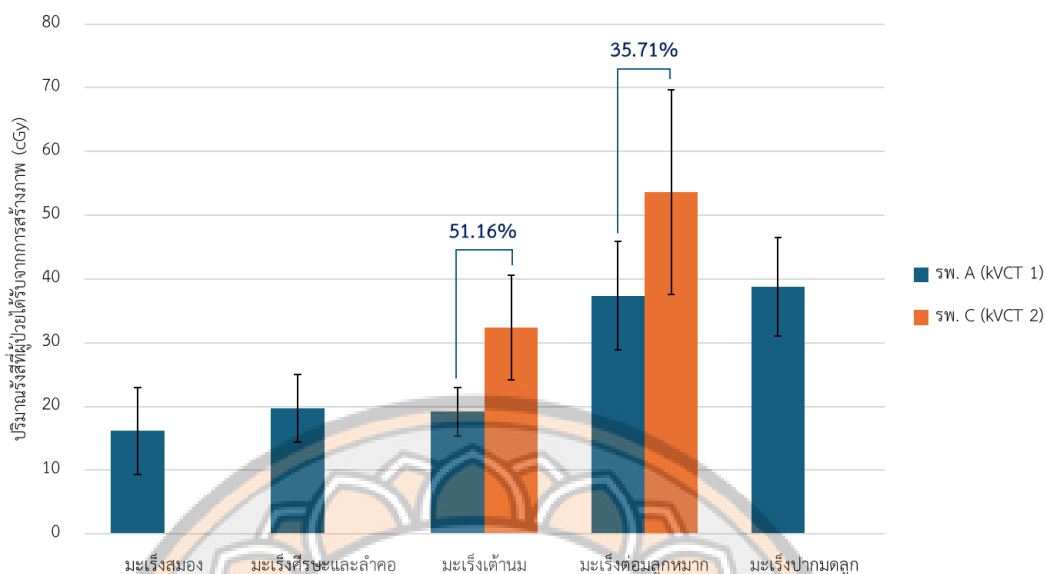
ภาพ 25 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสี
ในผู้ป่วย 30 ราย (ยกเว้นมะเร็งสมอง 16 ราย) จากการสร้างภาพแบบ kvCT

จากภาพ 25 พบว่า โรงพยาบาล A ผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ มีจำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีในผู้ป่วย 30 ราย (ยกเว้นมะเร็งสมอง 16 ราย) รวมทุกโหมดและทุกขนาดสูงสุด 1,104 ครั้ง และในผู้ป่วยมะเร็งสมอง มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมาก และมะเร็งปากมดลูก มีจำนวนครั้งที่ในการสร้างภาพ เท่ากับ 509 ครั้ง, 625 ครั้ง, 739 ครั้ง และ 758 ครั้ง ตามลำดับ และโรงพยาบาล C มีจำนวนครั้งที่ในการสร้างภาพ สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และมะเร็งต่อมลูกหมาก เท่ากับ 847 ครั้ง และ 920 ครั้ง ตามลำดับ ทั้งนี้ โรงพยาบาล C มีจำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพทั้งหมดตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีสูงกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 30.16 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และร้อยละ 21.82 ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก

ตาราง 11 จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีต่อผู้ป่วย 1 ราย

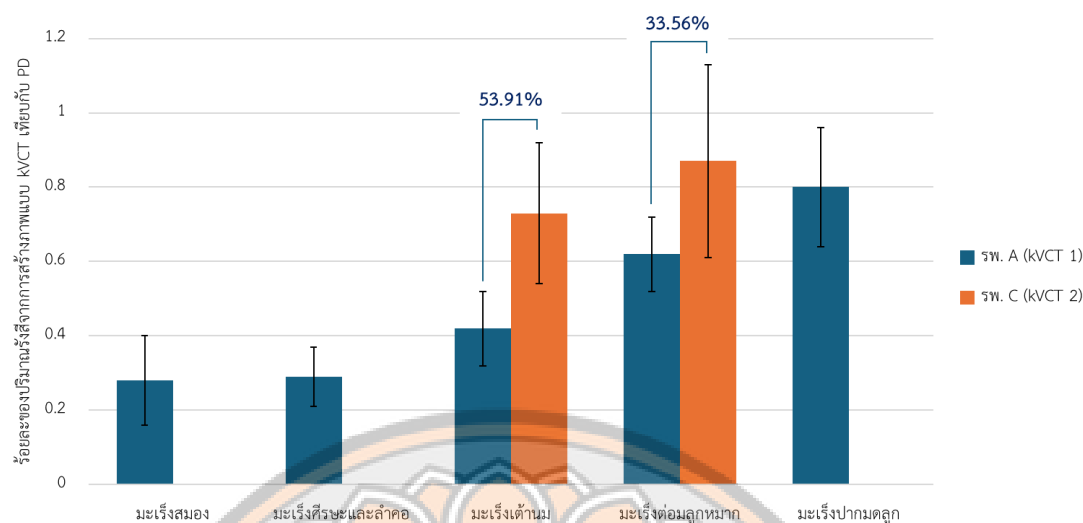
ชนิดของมะเร็ง	จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพต่อผู้ป่วย 1 ราย	
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)
มะเร็งสมอง	27 – 38 ครั้ง (เฉลี่ย 32 ± 2.8)	-
มะเร็งศีรษะและลำคอ	31 – 45 ครั้ง (เฉลี่ย 37 ± 3.5)	-
มะเร็งเต้านม	17 – 32 ครั้ง (เฉลี่ย 21 ± 3.8)	15 – 45 ครั้ง (เฉลี่ย 28 ± 6.5)
มะเร็งต่อมลูกหมาก	20 – 34 ครั้ง (เฉลี่ย 25 ± 4.9)	23 – 58 ครั้ง (เฉลี่ย 31 ± 7.4)
มะเร็งปากมดลูก	23 – 38 ครั้ง (เฉลี่ย 25 ± 3.1)	-

จากตาราง 11 พบว่า จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีต่อผู้ป่วย 1 ราย ในโรงพยาบาล C มากกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 28.57 สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โดยโรงพยาบาล A และ C มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 21 ± 3.8 ครั้ง และ 28 ± 6.5 ครั้ง ตามลำดับ และร้อยละ 21.43 สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โดยโรงพยาบาล A และ C มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 25 ± 4.9 ครั้ง และ 31 ± 7.4 ครั้ง ตามลำดับ



ภาพ 26 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ KVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี

จากภาพ 26 พบว่า ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ KVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีของโรงพยาบาล A สำหรับผู้ป่วยมะเร็งสมอง มะเร็งศีรษะและลำคอ มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 16.20 ± 6.82 cGy, 19.73 ± 5.29 cGy, 19.17 ± 3.79 cGy, 37.38 ± 8.53 cGy และ 38.80 ± 7.72 cGy ตามลำดับ และโรงพยาบาล C สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 32.35 ± 8.23 cGy และ 53.63 ± 16.02 cGy ตามลำดับ ทั้งนี้ โรงพยาบาล C มีค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับสูงกว่าโรงพยาบาล A ร้อยละ 51.16 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และร้อยละ 35.71 ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก



ภาพ 27 อัตราส่วนของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ KVCT ตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

จากภาพ 27 พบว่า อัตราส่วนของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ KVCT ตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด โรงพยาบาล A สำหรับผู้ป่วยมะเร็งสมอง มะเร็งศีรษะและลำคอ มะเร็งเต้านม มะเร็งต่อมลูกหมาก และมะเร็งปากมดลูก มีค่าเท่ากับ 0.28 ± 0.12 , 0.29 ± 0.08 , 0.42 ± 0.10 , 0.62 ± 0.10 และ 0.80 ± 0.16 ตามลำดับ และโรงพยาบาล C สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และมะเร็งต่อมลูกหมาก มีค่าเท่ากับ 0.73 ± 0.19 และ 0.87 ± 0.26 ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบอัตราส่วนของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดระหว่างโรงพยาบาล A และโรงพยาบาล C ของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและมะเร็งต่อมลูกหมาก พบว่ามีความแตกต่างกันร้อยละ 53.91 และ 33.56 ตามลำดับ ทั้งนี้ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีของโรงพยาบาล A และ C ไม่เกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดในมะเร็งทุกชนิด

บทที่ 5

อภิปรายผล

อภิปรายผล

การศึกษาวิจัยครั้งนี้ได้ทำวัดค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีภายใต้โปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก โดยทำการวัดปริมาณรังสีใน CTDI Phantom ด้วยหัววัดรังสี Exradin A1SL ionization chamber สำหรับการสร้างภาพแบบ MVCT และหัววัดรังสี Pencil ionization chamber สำหรับการสร้างภาพแบบ kVCT และประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี ได้แก่ โปรโตคอลศีรษะ สำหรับมะเร็งสมองและมะเร็งศีรษะและลำคอ โปรโตคอลทรวงอก สำหรับมะเร็งเต้านม และโปรโตคอลอุ้งเชิงกราน สำหรับมะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก ในเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนจำนวน 4 เครื่อง ที่มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT จำนวน 2 เครื่อง และแบบ kVCT จำนวน 2 เครื่อง จากโรงพยาบาล 3 แห่ง

เมื่อเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสี $MSAD_w$ ในโหมด Coarse ของการสร้างภาพแบบ MVCT ในโรงพยาบาล A และ B จากการศึกษาที่งานวิจัยอื่นและคู่มือจากบริษัท พบข้อมูลดังแสดงในตาราง 12

ตาราง 12 ค่าปริมาณรังสี $MSAD_w$ ในโหมด Coarse ของการสร้างภาพแบบ MVCT ในการศึกษาที่เปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่นและคู่มือจากบริษัท

	Mege JP [9]	De Marco P [10]	Devi R [24]	คู่มือจาก บริษัท [32]	การศึกษานี้	
					รพ. A	รพ. B
รุ่น	-	Hi-Art	Radixact X9	Radixact	Radixact X9	Radixact X5
หัววัดรังสี	Exradin A1SL ionization chamber					
หุ่นจำลอง	Cheese phantom (ขนาด 30 เซนติเมตร)			CTDI phantom (ขนาด 32 เซนติเมตร)		
ระยะสแกน (เซนติเมตร)	10	10	18	18	15	15
$MSAD_w$ (cGy)	1.1	1.0	0.82	0.84	0.85	0.86

ตาราง 12 ค่าปริมาณรังสี $MSAD_w$ ในโหมด Coarse ของการสร้างภาพแบบ MVCT ในการศึกษาที่เปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่นและคู่มือจากบริษัท (ต่อ)

	Mege JP [9]	De Marco P [10]	Devi R [24]	คู่มือจาก บริษัท [32]	การศึกษานี้	
					รพ. A	รพ. B
ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสี	24.5 - 25.6	15.1 - 16.2	3.6 - 4.8	1.2 - 2.4	-	-

จากตาราง 12 พบว่า การวัดปริมาณรังสีโดยใช้ CTDI phantom ที่ระยะสแกน 15 เซนติเมตรในการศึกษานี้ให้ผลการวัดปริมาณรังสีที่ใกล้เคียงกับการวัดใน Cheese phantom ที่ระยะสแกน 18 เซนติเมตร ซึ่งความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดได้ไม่เกินร้อยละ 5 สำหรับความแตกต่างของปริมาณรังสีอาจเป็นผลมาจากความแตกต่างของระยะสแกน และอุปกรณ์ที่ใช้ในการวัด เช่น ขนาดของหุ่นจำลอง ตำแหน่งที่วัดตรงจุดกึ่งกลาง (Center) และ Holder สำหรับใส่หัววัดรังสี และค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการศึกษานี้ยังสอดคล้องกับค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่ระบุในคู่มือการใช้งานของบริษัทผู้ผลิตสำหรับการสร้างภาพแบบ MVCT โหมด Coarse ซึ่งค่าปริมาณรังสีต้องไม่เกิน 1 cGy [32]

จากการประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีแบบ KVCT พบปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพ ($MSAD_w$) ดังแสดงในตาราง 13

ตาราง 13 ปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพ

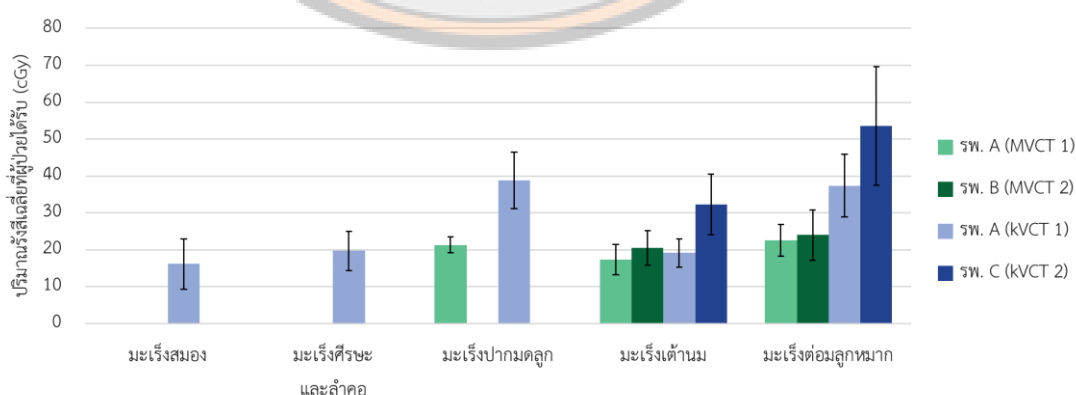
ค่าตัวแปร	แนวโน้มปริมาณรังสี
kVp เพิ่มขึ้น ตามตำแหน่งที่สร้างภาพ (อุ้งเชิงกราน, ทรวงอก, ศีรษะ)	เพิ่มขึ้น
mAs เพิ่มขึ้น ตามขนาดของร่างกาย (large, medium, small)	เพิ่มขึ้น
Pitch เพิ่มขึ้นตามโหมดที่ใช้ในการสร้างภาพ (Coarse, Normal, Fine)	ลดลง

จากตาราง 13 พบว่า ปริมาณรังสีมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นตามตำแหน่งของร่างกายที่ต้องการสร้างภาพ ซึ่งสัมพันธ์กับค่าความต่างศักย์ของหลอดเอกซเรย์ (kVp) โดยอุ้งเชิงกรานมีการใช้ค่า kVp สูงสุด รองลงมาคือทรวงอก และศีรษะตามลำดับ และปริมาณรังสีมีแนวโน้มเพิ่มขึ้นตามขนาดของร่างกายที่ต้องการสร้างภาพ ซึ่งสัมพันธ์กับค่าผลคูณของกระแสหลอดและเวลา (mAs) โดยขนาด large มีการใช้ค่า mAs สูงสุด รองลงมาคือ medium และ small ตามลำดับ นอกจากนี้ ปริมาณรังสียังขึ้นกับโหมดที่ใช้ในการสร้างภาพซึ่งสัมพันธ์กับค่าพิทช์ โดยโหมดการสร้างภาพที่มีค่าพิทช์ต่ำจะให้ภาพที่มีคุณภาพสูง

และปริมาณรังสีมีแนวโน้มลดลงเมื่อใช้โหมดที่มีค่าพิทซ์สูงขึ้น โดยโหมด Fine ให้ภาพที่มีคุณภาพสูงกว่าโหมด Normal และ Coarse ตามลำดับ [32] เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีระหว่างอู่เชิงกรานกับทรวงอกที่ใช้ขนาด FOV เท่ากัน คือ 440 มิลลิเมตร พบว่า อู่เชิงกรานมีปริมาณรังสีสูงกว่าทรวงอกในทุกโหมดและทุกขนาด ซึ่งเป็นผลมาจากการใช้ค่า kVp ที่สูงกว่า

จากการศึกษาของ Eric D. Ehler และคณะ [26] ได้ทำการประเมินปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ kVCT โดยใช้หัววัดรังสี Pencil ionization chamber วัดภายในหุ่นจำลอง CTDI phantom ที่ระยะสแกน 18 เซนติเมตรและใช้ FOV ขนาด 270 มิลลิเมตร และ 440 มิลลิเมตร สำหรับศีรษะและลำตัว ตามลำดับ พบว่า ค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีจากการสร้างภาพมีความสัมพันธ์กับตำแหน่ง ขนาดของร่างกาย และโหมดที่ใช้ในการสร้างภาพ สำหรับศีรษะ ทรวงอก และอู่เชิงกราน ค่าปริมาณรังสีอยู่ในช่วง 0.18 - 0.91 cGy, 0.45 - 1.67 cGy และ 0.65 - 2.38 cGy ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาครั้งนี้ พบว่า ปริมาณรังสีในโปรโตคอลศีรษะน้อยกว่าการศึกษาของ Eric D. Ehler และคณะ ในขณะที่โปรโตคอลทรวงอกและอู่เชิงกรานมีค่าปริมาณรังสีใกล้เคียงกัน โดยมีค่าร้อยละความแตกต่างสูงสุดของปริมาณรังสีเท่ากับ 20.95, 27.40 และ 28.57 สำหรับโปรโตคอลศีรษะ ทรวงอกและอู่เชิงกราน ตามลำดับ ทั้งนี้ ความแตกต่างของปริมาณรังสีอาจเป็นผลมาจากความแตกต่างของระยะสแกนที่ใช้ในโปรโตคอลศีรษะ เนื่องจากการศึกษานี้ ใช้ระยะสแกน 10 เซนติเมตร ซึ่งน้อยกว่าการศึกษาของ Eric D. Ehler และคณะ ที่ใช้ระยะสแกน 18 เซนติเมตร

จากการประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT และ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี พบว่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ kVCT สูงกว่าแบบ MVCT เนื่องจากปัจจัยหลัก คือ จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพของโรงพยาบาล C (kVCT 2) สูงกว่าโรงพยาบาล A (MVCT 1, kVCT 1) และโรงพยาบาล B (MVCT 2) ดังแสดงในภาพ 28



ภาพ 28 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT และแบบ kVCT ตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีของโรงพยาบาล A B และ C

นอกจากนี้ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับขึ้นอยู่กับโปรโตคอลที่ใช้ในการสร้างภาพ ซึ่งพบว่า การสร้างภาพแบบ KVCT ของโปรโตคอลทรวงอกในโหมด Fine และ Normal ขนาด medium และ large รวมถึงในโหมด Coarse ขนาด large และโปรโตคอลอุ้งเชิงกรานในทุกโหมดและทุกขนาด มีค่าปริมาณรังสี MSAD_w สูงกว่าการสร้างภาพแบบ MVCT ในโหมด Coarse (0.86 cGy) เนื่องจากค่าพิทซ์และ Slice thickness ที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ MVCT สูงกว่า KVCT

จากการศึกษาของ Trivedi G และคณะ [25] ได้ทำการประเมินปริมาณรังสีจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีแบบ Cone Beam Computed Tomography (CBCT) พบว่า ปริมาณรังสีจากการสร้างภาพสำหรับศีรษะและลำคอ และอุ้งเชิงกราน มีค่าเท่ากับ 0.24 cGy และ 0.76 cGy ตามลำดับ สำหรับผลการศึกษานี้ได้ค่าปริมาณรังสีจากการสร้างภาพแบบ KVCT ในโหมด Coarse ขนาด small สำหรับศีรษะและลำคอ และอุ้งเชิงกราน เท่ากับ 0.19 cGy และ 0.74 cGy ตามลำดับ จากผลการศึกษาของ Trivedi G และคณะ แสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสร้างภาพแบบ CBCT มีค่าสูงกว่าแบบ KVCT ในโหมด Coarse ขนาด small ของการศึกษานี้ อาจเนื่องมาจากลักษณะการกระจายของลำรังสีที่แตกต่างกัน โดย CBCT ใช้ลำรังสีรูปกรวยที่มีขนาด Field ต่อการสแกนหนึ่งครั้งกว้างทำให้สามารถเก็บข้อมูลได้ทั้งปริมาตร ในขณะที่ KVCT ใช้ลำรังสีรูปพัดที่มีขนาด Field ต่อการสแกนหนึ่งครั้งแคบกว่า ส่งผลให้การกระจายของรังสีใน CBCT มีบริเวณกว้างกว่าทำให้ปริมาณสูงกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับ KVCT

จากการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสี MSAD_w ที่ได้จากการสร้างภาพ 1 ครั้ง ระหว่างการสร้างภาพแบบ MVCT ในโหมด Coarse ความหนาสไลซ์ 6 มิลลิเมตร ซึ่งเป็นความหนาที่ให้ปริมาณรังสีต่ำที่สุด กับการสร้างภาพแบบ KVCT ในโหมด Coarse ขนาด small ซึ่งเป็นโหมดที่ให้ปริมาณรังสีต่ำที่สุด ในขณะที่คุณภาพของภาพเพียงพอต่อการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี ในการศึกษาพบว่า ปริมาณรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT มีค่าอยู่ในช่วง 0.85 - 0.86 cGy และการสร้างภาพแบบ KVCT สำหรับศีรษะ ทรวงอกและอุ้งเชิงกราน มีค่าอยู่ในช่วง 0.19 - 0.22 cGy, 0.49 - 0.55 cGy และ 0.74 - 0.79 cGy ตามลำดับ ผลการศึกษาดังกล่าวแสดงให้เห็นว่า ปริมาณรังสีจากการสร้างภาพ 1 ครั้ง ของการสร้างภาพแบบ MVCT สูงกว่าการสร้างภาพแบบ KVCT ในทุกตำแหน่งของร่างกาย เนื่องจกลำรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ MVCT มีพลังงานสูงกว่าเมื่อเทียบกับแบบ KVCT ซึ่งส่งผลให้อัตราการลดทอนของรังสีในเนื้อเยื่อต่ำลง ทำให้คอนทราสต์ของภาพลดลงและความสามารถในการแยกแยะความแตกต่างของเนื้อเยื่อต่าง ๆ ต่ำกว่า KVCT เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพเพียงพอสำหรับการใช้งานทางคลินิก จึงจำเป็นต้องเพิ่มปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพแบบ MVCT ส่งผลให้เวลาในการสแกนยาวนานขึ้นและผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีสะสมมากขึ้น นอกจากนี้ ระบบ MVCT ยังไม่มีการใช้ตัว

กรองรังสี (Filter) เหมือนในระบบ kVCT ซึ่งเป็นอีกปัจจัยที่ทำให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT สูงกว่า

จากการศึกษานี้พบว่า โรงพยาบาล A ใช้โปรโตคอลในการสร้างภาพที่ให้ปริมาณรังสีต่ำกว่าโรงพยาบาล C โดยมีค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ผู้ป่วยได้รับแตกต่างกันถึง ร้อยละ 51.16 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมและ ร้อยละ 35.71 ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก แม้ว่าจะใช้ปริมาณรังสีต่ำกว่า แต่ภาพที่ได้จากโรงพยาบาล A ยังคงมีคุณภาพเพียงพอสำหรับการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี นอกจากนี้ยังพบว่า โรงพยาบาล C มีค่าเฉลี่ยจำนวนครั้งในการสร้างภาพสูงกว่าโรงพยาบาล A อยู่ร้อยละ 28.57 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และร้อยละ 21.43 ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก ซึ่งอาจส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีสะสมมากขึ้น อย่างไรก็ตาม ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีในมะเร็งทุกชนิดของทุกโรงพยาบาลมีค่าไม่เกินร้อยละ 5 ของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด ทั้งนี้ หากสามารถพิจารณาปรับการใช้โหมด Fine หรือ Normal ซึ่งเป็นโหมดที่ให้ปริมาณรังสีสูงไปใช้โหมด Coarse ที่ให้ปริมาณรังสีต่ำกว่า โดยยังคงคุณภาพของภาพในระดับที่เพียงพอต่อการตรวจสอบตำแหน่งก็อาจช่วยลดปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ป่วยได้รับได้

ค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพของแต่ละโรงพยาบาลมีความแตกต่างกัน แม้ว่าจะใช้เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนยี่ห้อเดียวกัน ทั้งนี้อาจมีสาเหตุมาจากความแตกต่างของโปรโตคอลที่ใช้ในทางคลินิก จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพ การใช้ระยะสแกนในผู้ป่วยแต่ละรายที่แตกต่างกัน รวมถึงวิธีการวัดปริมาณที่ใช้การสแกนแบบ Helical ซึ่งในบางตำแหน่งอาจมีรอบการหมุนของหลอดเอกซเรย์ไม่ครบหนึ่งรอบ แตกต่างจากการสแกนแบบ Axial ก็อาจส่งผลต่อความแม่นยำของการวัดปริมาณรังสีได้ โดยรายงาน AAPM TG 142 ได้ระบุว่าควรมีการประเมินปริมาณรังสีจากระบบสร้างภาพเป็นประจำทุกปี [33] และควรทำทุกครั้งเมื่อมีการเปลี่ยนอุปกรณ์ที่เกี่ยวข้องกับระบบการสร้างภาพ เพื่อให้แน่ใจว่าค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับยังคงอยู่ในระดับที่เหมาะสมต่อการใช้งานทางคลินิก

ข้อจำกัดของงานวิจัย

งานวิจัยนี้ประเมินปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพโดยการวัดค่า $MSAD_w$ โดยตรง และยังไม่มีการนำค่าที่วัดได้มาเปรียบเทียบกับค่าที่แสดงบนหน้าจอแสดงผล เนื่องจากค่าปริมาณรังสีที่ปรากฏบนหน้าจอแสดงผลเป็นค่า $CTDI_{vol}$ ที่คำนวณจากการสแกนแบบ Axial โดยผู้ผลิต ซึ่งผู้ใช้งานไม่สามารถเลือกใช้การสแกนแบบ Axial ได้โดยตรง และจากการศึกษานี้เก็บข้อมูลเฉพาะโปรโตคอลที่ใช้จริงในโรงพยาบาลจำนวน 3 แห่งเท่านั้น จึงอาจยังไม่ครอบคลุมความหลากหลายของการใช้งานในภาพรวมทั้งหมด ดังนั้น ในการศึกษาต่อไปอาจพิจารณาวัดปริมาณรังสีจากการสแกนแบบ Axial แล้วเปรียบเทียบกับค่าปริมาณรังสีที่วัดได้กับค่าที่แสดงบนหน้าจอของเครื่อง หากค่าปริมาณรังสีทั้งสองแตกต่างกันไม่เกิน

ร้อยละ 20 [30] ผู้วิจัยสามารถนำค่าปริมาณรังสีที่แสดงบนหน้าจอคูณกับจำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพ เพื่อประเมินปริมาณรังสีของผู้ป่วยตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีได้เช่นเดียวกัน และควรทำการศึกษาให้ครอบคลุมโปรโตคอลการสร้างภาพทั้งหมด รวมถึงการเก็บข้อมูลจากโรงพยาบาลอื่น ๆ ที่ใช้เครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน เพื่อวิเคราะห์แนวโน้มของการใช้ปริมาณรังสีในการสร้างภาพได้อย่างรอบด้านมากขึ้น และการศึกษาครั้งนี้ทำการวัดปริมาณรังสีที่ระยะสแกน 15 เซนติเมตร สำหรับการสร้างภาพแบบ MVCT และ 10 เซนติเมตร สำหรับการสร้างภาพแบบ KVCT ซึ่งอาจไม่สอดคล้องกับระยะสแกนทั้งหมดที่ใช้กับผู้ป่วยในทางคลินิก ที่มีระยะสแกนสั้นหรือยาวกว่านี้ ซึ่งอาจส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่แตกต่างกัน และการศึกษาครั้งนี้ทำการวัดปริมาณรังสีที่ตำแหน่ง Isocenter เท่านั้น ซึ่งในการปฏิบัติจริงทางคลินิกตำแหน่งของผู้ป่วยอาจไม่ได้อยู่ที่ Isocenter เสมอไป อาจส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่แตกต่างไปจากค่าที่วัดได้

ข้อเสนอแนะ

หากค่าปริมาณรังสีต่ำสุดและสูงสุดของแต่ละโรงพยาบาลมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ อาจต้องมีการทบทวนและกำหนดแนวทางในการตั้งค่าโปรโตคอลให้เหมาะสมยิ่งขึ้น ทั้งนี้ การจัดทำค่าระดับปริมาณรังสีอ้างอิงทางรังสีวินิจฉัย (Diagnostic Reference Levels: DRLs) ในระดับหน่วยงาน และประเทศ อาจเป็นแนวทางหนึ่งที่สามารถนำไปใช้เพื่อช่วยกำกับดูแลและควบคุมการใช้ปริมาณรังสีในการสร้างภาพทั้งแบบ MVCT และ KVCT ให้มีความเหมาะสมยิ่งขึ้น ซึ่งเป็นแนวทางสำคัญที่ช่วยส่งเสริมความปลอดภัยในการใช้รังสีทั้งในการสร้างภาพแบบ MVCT และ KVCT ของเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน

บทที่ 6

สรุปผลการวิจัย

การศึกษาในครั้งนี้ มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิกในเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน 4 เครื่อง จากโรงพยาบาล 3 แห่ง ที่มีระบบการสร้างภาพแบบ MVCT 2 เครื่อง (โรงพยาบาล A และ B) และแบบ KVCT 2 เครื่อง (โรงพยาบาล A และ C) และประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีจากเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน

จากการประเมินค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีแบบ MVCT ของโรงพยาบาล A และโรงพยาบาล B พบว่า ปริมาณรังสี $MSAD_w^{MVCT}$ ของโรงพยาบาล A และ B มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.85 cGy และ 0.86 cGy ตามลำดับ ซึ่งค่าปริมาณรังสีดังกล่าวมีความแตกต่างกันคิดเป็นร้อยละ 1.17 ทั้งนี้ ค่าปริมาณรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT ของทั้งสองโรงพยาบาลไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สำหรับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีแบบ KVCT ของโรงพยาบาล A และโรงพยาบาล C พบว่า ปริมาณรังสี $MSAD_w^{KVCT}$ สำหรับศีรษะ ทรวงอกและอุ้งเชิงกราน มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 0.19 - 0.83 cGy, 0.49 - 1.96 cGy และ 0.74 - 2.65 cGy ตามลำดับ ซึ่งค่าปริมาณรังสีในแต่ละโรงพยาบาลมีความแตกต่างกันไม่เกินร้อยละ 20 ยกเว้นโปรโตคอลศีรษะไหมด Coarse ขนาด medium (ร้อยละ 23.73) โปรโตคอลทรวงอกไหมด Normal ขนาด small (ร้อยละ 21.33) และโปรโตคอลอุ้งเชิงกรานไหมด Normal ขนาด small (ร้อยละ 21.00) ทั้งนี้ ค่าปริมาณรังสีของทั้งสองโรงพยาบาลไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในโปรโตคอลศีรษะสำหรับโปรโตคอลทรวงอกและอุ้งเชิงกราน ค่าปริมาณรังสีของทั้งสองโรงพยาบาลแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งอาจเป็นผลมาจากวิธีการวัดปริมาณรังสีด้วยการสแกนแบบ Helical ซึ่งมีรอบการหมุนของหลอดเอกซเรย์ไม่ครบหนึ่งรอบในบางตำแหน่งเหมือนกับการสแกนแบบ Axial และจากผลการศึกษาในครั้งนี้ พบว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการสร้างภาพเพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีมีค่าอยู่ในช่วง 0.19 - 2.65 cGy ซึ่งไม่เกินค่าที่ AAPM TG 148 กำหนดไว้ที่ 3 cGy [8]

จากการประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสี พบว่า ปริมาณรังสีสะสมสูงสุดที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ MVCT อยู่ในช่วงร้อยละ 0.34 - 0.44 ของปริมาณรังสีเฉลี่ยที่แพทย์กำหนด และปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพแบบ KVCT อยู่ในช่วงร้อยละ 0.28 - 0.87 ของปริมาณรังสีเฉลี่ยที่แพทย์กำหนด โดยค่าปริมาณรังสีสะสมที่ผู้ป่วยได้รับในแต่ละโรงพยาบาลมีความแตกต่างกันสูงสุด ร้อยละ 17.72 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม

จากการสร้างภาพแบบ MVCT และร้อยละ 53.91 ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม จากการสร้างภาพแบบ kVCT โดยปัจจัยหลักที่ทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีแตกต่างกัน คือ จำนวนครั้งที่ใช้ในการสร้างภาพของแต่ละโรงพยาบาล อย่างไรก็ตาม ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีไม่เกินร้อยละ 5 จากปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนดในทุกโรงพยาบาลและในมะเร็งทุกชนิด



บรรณานุกรม

1. Podgorsak EB. Review of radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna, Austria: IAE Agency. 2003;19:133.
2. Perks JR, Lehmann J, Chen AM, Yang CC, Stern RL, Purdy JA. Comparison of peripheral dose from image-guided radiation therapy (IGRT) using kV cone beam CT to intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Radiother Oncol.* 2008;89(3):304-10.
3. Meeks SL, Harmon JF Jr, Langen KM, Willoughby TR, Wagner TH, Kupelian PA. Performance characterization of megavoltage computed tomography imaging on a helical tomotherapy unit. *Med Phys.* 2005 Aug;32(8):2673-81.
4. Yang B, Geng H, Chang TYA, Tse MY, Lam WW, Huang C-Y, et al. Clinical implementation of kVCT-guided tomotherapy with ClearRT. *Phys Eng Sci Med.* 2022;45(3): 915-24.
5. Sakai Y, Monzen H, Takei Y, Kosaka H, Nakamura K, Yanagi Y, et al. Evaluation of In-room Volumetric Imaging Doses for Image-guided Radiotherapy: A Multi-institutional Study. *J Med Phys.* 2023;48(2):189-94.
6. Tomita T, Isobe T, Furuyama Y, Takei H, Kobayashi D, Mori Y, et al. Evaluation of dose distribution and normal tissue complication probability of a combined dose of cone-beam computed tomography imaging with treatment in prostate intensity-modulated radiation therapy. *J Med Phys.* 2020;45(2):78-87.
7. Ding GX, Alaei P, Curran B, Flynn R, Gossman M, Mackie TR, et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Med Phys.* 2018;45(5): e84-e99.
8. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, Crilly R, Followill D, Goddu SM, et al. QA for helical tomotherapy: report of the AAPM task group 148 a. *Med Phys.* 2010;37(9): 4817-53.
9. Mege JP, Wenzhao S, Veres A, Auzac G, Diallo I, Lefkopoulos D. Evaluation of MVCT imaging dose levels during helical IGRT: comparison between ion chamber, TLD, and EBT3 films. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17(1):143-57.

10. De Marco P, Osman IA, Castellini F, Ricotti R, Leonardi M, Miglietta E, et al. Image quality and dose evaluation of MVCT TomoTherapy acquisitions: a phantom study. *Phys Med*. 2019;57:200-6.
11. Baskar R, Lee KA, Yeo R, Yeoh KW. Cancer and radiation therapy: current advances and future directions. *Int J Med Sci*. 2012;9(3):193-9.
12. Khan FM, Gibbons JP. Khan's the physics of radiation therapy. 5 ed 2014.
13. ศิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม, พันทิวา อุณหศิริ. ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา (Physics of Radiotherapy). พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย; 2563. หน้า 173-174
14. Accuray. Product Data Sheet. TomoTherapy® Hi-Art® System [internet]. [cited 2024 3 May]. Available from: <https://delec.com.ar/panel/wp-content/uploads/Hi%20B7-Art-Product-Data-Sheet.pdf>.
15. Accuray. TOMOHD™ TREATMENT SYSTEM [internet]. [cited 2024 3 May]. Available from: <https://delec.com.ar/panel/wp-content/uploads/Sistema-de-Tratamiento-TomoTherapy.pdf>.
16. Accuray. RADIXACT® SERIES Technical Specifications Brochure [internet]. [cited 2024 3 May]. Available from: <https://www accuray.com/wp-content/uploads/radixact-series-technical-specifications-brochure.pdf>.
17. Kinkhikar RA, Master Z, Dhote DS, Deshpande DD. Initial dosimetric experience with mega voltage computed tomography detectors and estimation of pre and post-repair dosimetric parameters of a first Helical Hi-Art II tomotherapy machine in India. *J Med Phys*. 2009;34(2):73-9.
18. Tegtmeyer RC, Ferris WS, Bayouth JE, Miller JR, Culberson WS. Characterization of imaging performance of a novel helical kVCT for use in image-guided and adaptive radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2022;23(6):e13648.
19. Velten C, Goddard L, Jeong K, Garg MK, Tomé WA. Clinical assessment of a novel ring gantry linear accelerator-mounted helical fan-beam kVCT system. *Adv Radiat Oncol*. 2022;7(2):100862.
20. ศุภวิฑู สุขเพ็ญ. การวัดรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ซีที. เทคนิคการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีด้วยปริมาณรังสีที่เหมาะสม. พิมพ์ครั้งที่ 1. พิษณุโลก: สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร; 2565. หน้า 26-28

21. Liu M, Wang Y, Liao X. Computed tomography dose index measurement for Hi-art megavoltage helical CT. *Radiat Prot Dosimetry*. 2016;171(3):370-4.
22. American Association of Physicists in Medicine. AAPM Report No. 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. Task Group 23, Diagnostic Imaging Council CT Committee. College Park, MD: AAPM; 2008
23. Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo Jr JA, Das IJ, Jiang SB, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys*. 2007;34(10):4041-63.
24. Devi R, Singh B, Basandrai D, Passi K, Singh V. Estimation of weighted computed tomography dose index ($CTDI_w$) in megavoltage computed tomography (MVCT). *Egypt J Radiol Nucl Med*. 2024;55(1):205.
25. Trivedi G, Dixit CK, Oinam AS, Kapoor R, Bahl A. Kilovoltage cone-beam computed tomography imaging dose estimation and optimization: need of daily cone-beam computed tomography. *J Cancer Res Ther*. 2019;15(3):470-4.
26. Ehler ED, Alaei P. Imaging dose and image quality of kilovoltage imaging implemented on a helical tomotherapy unit. *Z Med Phys*. 2025 Jan 21:S0939- 3889(24) 00116-8.
27. Leon SM, Kobistek RJ, Olguin EA, Zhang Z, Barreto IL, Schwarz BC. The helically-acquired $CTDI_{vol}$ as an alternative to traditional methodology. *J Appl Clin Med Phys*. 2020 Aug;21(8):263-271.
28. Vano E, Miller D, Martin C, Rehani M, Kang K, Rosenstein M, et al. ICRP publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging. *Ann ICRP*. 2017;46(1):1-144.
29. Ahmed SK. How to choose a sampling technique and determine sample size for research: A simplified guide for researchers. *Oral Oncol Rep*. 2024;12:100662.
30. กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยทางการแพทย์ของประเทศไทย 2566. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: บริษัท ปิยอนด์ พับลิชชิง; 2566.
31. Radiation Products Design, Inc. Exradin A1SL 0.053cc Slimline Mini Shonka Chamber [internet]. [cited 2024 3 May]. Available from: <https://www.rpdinc.com/exradin-chamber-936.html>.

32. Radixact physics essentials guide., Version 3.0.x ed. Published online: Accuray Incorporated; 2023.

33. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. Med Phys. 2009 Sep;36(9):4197–212.





ภาคผนวก ก

1. ค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถี ภายใต้การตั้งค่าโปรโตคอลที่ใช้ทางคลินิก (Clinical scan)

1.1 ระบบการสร้างภาพแบบ MVCT

ตาราง 14 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ MVCT โหมด Coarse

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (MVCT 1)	โรงพยาบาล B (MVCT 2)		
center	0.81 ± 0.00	0.75 ± 0.01	7.69	0.79
0°	1.21 ± 0.00	1.36 ± 0.01	11.67	
90°	0.98 ± 0.03	0.72 ± 0.02	30.59	
180°	0.35 ± 0.00	0.61 ± 0.02	54.17	
270°	0.93 ± 0.00	0.99 ± 0.00	6.25	
MSAD _w ^{MVCT}	0.85 ± 0.01	0.86 ± 0.00	1.17	-

มีนัยความสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

1.2 ระบบการสร้างภาพแบบ kVCT

ตาราง 15 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับศีรษะ

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหมด Fine ขนาด small				
center	0.47 ± 0.00	0.47 ± 0.01	0.00	0.27
0°	0.47 ± 0.02	0.39 ± 0.01	18.60	
90°	0.48 ± 0.06	0.40 ± 0.00	18.18	
180°	0.45 ± 0.07	0.50 ± 0.01	10.53	
270°	0.43 ± 0.05	0.41 ± 0.01	4.76	
MSAD _w ^{kVCT}	0.49 ± 0.00	0.47 ± 0.01	4.17	-

ตาราง 15 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับศีรษะ (ต่อ)

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหมต Fine ขนาด medium				
center	0.72 ± 0.00	0.72 ± 0.01	0.00	0.36
0°	0.86 ± 0.04	0.84 ± 0.02	2.35	
90°	0.80 ± 0.03	0.85 ± 0.00	6.06	
180°	0.75 ± 0.03	0.77 ± 0.02	2.63	
270°	0.81 ± 0.01	0.82 ± 0.00	1.23	
MSAD ^{kVCT} _w	0.82 ± 0.00	0.83 ± 0.01	1.23	-
โหมต Normal ขนาด small				
center	0.28 ± 0.00	0.28 ± 0.00	0.00	0.85
0°	0.44 ± 0.06	0.50 ± 0.01	12.77	
90°	0.27 ± 0.05	0.32 ± 0.03	16.95	
180°	0.27 ± 0.05	0.24 ± 0.05	11.76	
270°	0.41 ± 0.03	0.35 ± 0.01	15.79	
MSAD ^{kVCT} _w	0.34 ± 0.02	0.35 ± 0.00	2.90	-
โหมต Normal ขนาด medium				
center	0.45 ± 0.02	0.45 ± 0.02	0.00	0.14
0°	0.73 ± 0.06	0.56 ± 0.03	26.36	
90°	0.61 ± 0.00	0.46 ± 0.04	28.04	
180°	0.40 ± 0.09	0.43 ± 0.05	7.23	
270°	0.62 ± 0.08	0.52 ± 0.01	17.54	
MSAD ^{kVCT} _w	0.57 ± 0.00	0.51 ± 0.01	11.11	-

ตาราง 15 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับศีรษะ (ต่อ)

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหมต Coarse ขนาด small				
center	0.15 ± 0.01	0.16 ± 0.01	6.45	0.07
0°	0.18 ± 0.03	0.18 ± 0.05	0.00	
90°	0.20 ± 0.02	0.28 ± 0.01	33.33	
180°	0.20 ± 0.03	0.23 ± 0.00	13.95	
270°	0.20 ± 0.03	0.25 ± 0.02	22.22	
MSAD _w ^{kVCT}	0.19 ± 0.01	0.22 ± 0.01	14.63	-
โหมต Coarse ขนาด medium				
center	0.24 ± 0.02	0.25 ± 0.01	4.08	0.07
0°	0.20 ± 0.03	0.36 ± 0.00	57.14	
90°	0.24 ± 0.05	0.34 ± 0.01	34.48	
180°	0.30 ± 0.02	0.30 ± 0.02	0.00	
270°	0.26 ± 0.03	0.36 ± 0.02	32.26	
MSAD _w ^{kVCT}	0.26 ± 0.02	0.33 ± 0.00	23.73	-

มีนัยความสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ตาราง 16 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับทรวงอก

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหนด Fine ขนาด small				
center	0.53 ± 0.01	0.62 ± 0.00	15.65	0.04
0°	1.02 ± 0.00	1.10 ± 0.10	7.55	
90°	0.98 ± 0.01	1.08 ± 0.17	9.71	
180°	0.83 ± 0.02	0.90 ± 0.05	8.09	
270°	1.01 ± 0.00	1.16 ± 0.05	13.82	
MSAD ^{kVCT} _w	0.86 ± 0.00	0.97 ± 0.06	12.02	-
โหนด Fine ขนาด medium				
center	0.80 ± 0.00	0.95 ± 0.02	17.14	0.04
0°	1.55 ± 0.05	1.56 ± 0.15	0.64	
90°	1.48 ± 0.01	1.67 ± 0.27	12.06	
180°	1.25 ± 0.00	1.50 ± 0.14	18.18	
270°	1.57 ± 0.01	1.66 ± 0.18	5.57	
MSAD ^{kVCT} _w	1.31 ± 0.01	1.46 ± 0.01	10.83	-
โหนด Fine ขนาด large				
center	1.02 ± 0.00	1.23 ± 0.00	18.67	0.04
0°	2.01 ± 0.01	2.22 ± 0.16	9.93	
90°	1.88 ± 0.01	2.35 ± 0.00	22.22	
180°	1.60 ± 0.00	1.78 ± 0.23	10.65	
270°	2.01 ± 0.01	2.32 ± 0.17	14.32	
MSAD ^{kVCT} _w	1.68 ± 0.00	1.96 ± 0.04	15.38	-

ตาราง 16 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับทรวงอก (ต่อ)

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหมต Normal ขนาด small				
center	0.43 ± 0.00	0.49 ± 0.00	13.04	0.04
0°	0.91 ± 0.00	1.16 ± 0.01	24.15	
90°	0.68 ± 0.00	0.89 ± 0.03	26.75	
180°	0.65 ± 0.00	0.68 ± 0.00	4.51	
270°	0.71 ± 0.01	1.01 ± 0.00	34.88	
MSAD _w ^{kVCT}	0.67 ± 0.00	0.83 ± 0.01	21.33	-
โหมต Normal ขนาด medium				
center	0.66 ± 0.01	0.76 ± 0.00	14.08	0.35
0°	1.31 ± 0.00	1.68 ± 0.14	24.75	
90°	1.28 ± 0.05	1.27 ± 0.01	0.78	
180°	1.09 ± 0.00	0.98 ± 0.07	10.63	
270°	1.20 ± 0.07	1.50 ± 0.03	22.22	
MSAD _w ^{kVCT}	1.09 ± 0.02	1.23 ± 0.03	12.07	-
โหมต Normal ขนาด large				
center	0.84 ± 0.01	0.97 ± 0.01	14.36	0.23
0°	1.93 ± 0.02	2.26 ± 0.04	15.75	
90°	1.55 ± 0.01	1.84 ± 0.01	17.11	
180°	1.49 ± 0.05	1.25 ± 0.11	17.52	
270°	1.74 ± 0.00	1.97 ± 0.02	12.40	
MSAD _w ^{kVCT}	1.48 ± 0.01	1.63 ± 0.03	9.65	-

ตาราง 16 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับทรวงอก (ต่อ)

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหมต Coarse ขนาด small				
center	0.32 ± 0.00	0.29 ± 0.00	9.84	0.50
0°	0.64 ± 0.10	0.60 ± 0.00	6.45	
90°	0.54 ± 0.00	0.77 ± 0.02	35.11	
180°	0.46 ± 0.07	0.48 ± 0.03	4.26	
270°	0.52 ± 0.07	0.66 ± 0.02	23.73	
MSAD _w ^{kVCT}	0.49 ± 0.02	0.55 ± 0.01	11.54	-
โหมต Coarse ขนาด medium				
center	0.49 ± 0.02	0.45 ± 0.00	8.51	0.08
0°	0.87 ± 0.01	0.93 ± 0.00	6.67	
90°	0.89 ± 0.09	0.98 ± 0.02	9.63	
180°	0.77 ± 0.12	0.82 ± 0.02	6.29	
270°	0.93 ± 0.01	1.04 ± 0.08	11.17	
MSAD _w ^{kVCT}	0.78 ± 0.03	0.83 ± 0.02	6.21	-
โหมต Coarse ขนาด large				
center	0.64 ± 0.00	0.59 ± 0.00	8.13	0.89
0°	1.43 ± 0.02	1.11 ± 0.02	25.20	
90°	1.13 ± 0.01	1.44 ± 0.06	24.12	
180°	1.15 ± 0.01	1.03 ± 0.10	11.01	
270°	1.30 ± 0.06	1.60 ± 0.11	20.69	
MSAD _w ^{kVCT}	1.11 ± 0.01	1.12 ± 0.05	0.90	-

มีนัยความสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ตาราง 17 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับ
อุ้งเชิงกราน

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหมต Fine ขนาด small				
center	0.76 ± 0.01	0.94 ± 0.00	21.18	0.04
0°	1.53 ± 0.26	1.63 ± 0.07	6.33	
90°	1.34 ± 0.06	1.59 ± 0.12	17.06	
180°	1.07 ± 0.18	1.47 ± 0.01	31.50	
270°	1.28 ± 0.15	1.46 ± 0.05	13.14	
MSAD ^{kVCT} _w	1.19 ± 0.00	1.42 ± 0.02	17.62	-
โหมต Fine ขนาด medium				
center	1.19 ± 0.01	1.45 ± 0.01	19.70	0.04
0°	2.21 ± 0.31	2.43 ± 0.23	9.48	
90°	2.30 ± 0.18	2.62 ± 0.02	13.01	
180°	1.90 ± 0.12	2.03 ± 0.32	6.62	
270°	2.15 ± 0.33	2.59 ± 0.02	18.57	
MSAD ^{kVCT} _w	1.93 ± 0.06	2.22 ± 0.02	13.98	-
โหมต Fine ขนาด large				
center	1.52 ± 0.01	1.82 ± 0.01	17.96	0.50
0°	3.40 ± 0.09	2.89 ± 0.36	16.22	
90°	2.63 ± 0.10	2.92 ± 0.30	10.45	
180°	2.67 ± 0.25	2.51 ± 0.28	6.18	
270°	3.31 ± 0.04	2.88 ± 0.06	13.89	
MSAD ^{kVCT} _w	2.65 ± 0.05	2.61 ± 0.04	1.52	-

ตาราง 17 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับ
อุ้งเชิงกราน (ต่อ)

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหมต Normal ขนาด small				
center	0.64 ± 0.00	0.74 ± 0.00	14.49	0.04
0°	1.30 ± 0.01	1.65 ± 0.01	23.73	
90°	1.02 ± 0.09	1.30 ± 0.07	24.14	
180°	0.91 ± 0.04	0.98 ± 0.00	7.41	
270°	1.06 ± 0.00	1.42 ± 0.02	29.03	
MSAD _w ^{kVCT}	0.98 ± 0.02	1.21 ± 0.01	21.00	-
โหมต Normal ขนาด medium				
center	1.01 ± 0.00	1.14 ± 0.00	12.09	0.08
0°	1.85 ± 0.01	2.33 ± 0.02	22.97	
90°	1.85 ± 0.01	2.00 ± 0.10	7.79	
180°	1.52 ± 0.05	1.46 ± 0.06	4.03	
270°	1.83 ± 0.00	2.29 ± 0.05	22.33	
MSAD _w ^{kVCT}	1.60 ± 0.01	1.83 ± 0.02	13.41	-
โหมต Normal ขนาด large				
center	1.27 ± 0.00	1.46 ± 0.00	13.92	0.14
0°	2.46 ± 0.02	3.28 ± 0.00	28.57	
90°	2.20 ± 0.01	2.65 ± 0.00	18.56	
180°	2.18 ± 0.09	1.79 ± 0.03	19.65	
270°	2.49 ± 0.02	2.96 ± 0.04	17.25	
MSAD _w ^{kVCT}	2.09 ± 0.02	2.40 ± 0.01	13.81	-

ตาราง 17 ปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดใน CTDI phantom ของการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับ
อุ้งเชิงกราน (ต่อ)

ตำแหน่ง	ปริมาณรังสี (cGy)		ร้อยละความแตกต่าง	P-value
	โรงพยาบาล A (kVCT 1)	โรงพยาบาล C (kVCT 2)		
โหมต Coarse ขนาด small				
center	0.48 ± 0.00	0.43 ± 0.00	10.99	0.69
0°	0.93 ± 0.08	0.82 ± 0.04	12.57	
90°	0.82 ± 0.02	0.98 ± 0.05	17.78	
180°	0.72 ± 0.02	0.69 ± 0.03	4.26	
270°	0.79 ± 0.05	1.14 ± 0.03	36.27	
MSAD _w ^{kVCT}	0.74 ± 0.01	0.79 ± 0.01	6.54	-
โหมต Coarse ขนาด medium				
center	0.74 ± 0.00	0.67 ± 0.00	9.93	0.08
0°	1.16 ± 0.01	1.31 ± 0.01	12.15	
90°	1.27 ± 0.18	1.42 ± 0.01	11.15	
180°	1.11 ± 0.16	1.24 ± 0.01	11.06	
270°	1.40 ± 0.02	1.91 ± 0.04	30.82	
MSAD _w ^{kVCT}	1.13 ± 0.00	1.27 ± 0.01	11.67	-
โหมต Coarse ขนาด large				
center	0.94 ± 0.00	0.86 ± 0.00	8.89	0.69
0°	2.01 ± 0.03	1.63 ± 0.05	20.88	
90°	1.40 ± 0.02	1.80 ± 0.05	25.00	
180°	1.60 ± 0.11	1.39 ± 0.17	14.05	
270°	1.79 ± 0.02	2.38 ± 0.00	28.30	
MSAD _w ^{kVCT}	1.53 ± 0.02	1.58 ± 0.05	3.22	-

มีนัยความสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ภาคผนวก ข

2. การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยที่ได้รับการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีตลอดช่วงระยะของการฉายรังสี

2.1 ระบบการสร้างภาพแบบ MVCT

ตาราง 18 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล A (MVCT 1)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1	Coarse	4,960	16	25	21.25	0.43
2		4,960	16	19	16.15	0.33
3		4,960	16	21	17.85	0.36
4		4,960	16	20	17.00	0.34
5		4,240	16	27	22.95	0.54
6		4,960	16	16	13.60	0.27
7		4,960	16	23	19.55	0.39
8		4,240	16	36	30.60	0.72
9		4,960	16	18	15.30	0.31
10		4,960	16	22	18.70	0.38
11		4,960	16	20	17.00	0.34
12		4,960	16	20	17.00	0.34
13		4,960	16	25	21.25	0.43
14		4,240	16	24	20.40	0.48
15		4,960	16	17	14.45	0.29
16		4,960	16	17	14.45	0.29
17		4,960	16	17	14.45	0.29
18		4,960	16	16	13.60	0.27
19		4,960	16	16	13.60	0.27
20		4,960	16	17	14.45	0.29

ตาราง 18 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล A (MVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
21	Coarse	4,960	16	19	16.15	0.33
22		4,960	16	16	13.60	0.27
23		4,960	16	16	13.60	0.27
24		4,960	16	30	25.50	0.51
25		4,240	16	16	13.60	0.32
26		4,960	16	16	13.60	0.27
27		4,960	16	17	14.45	0.29
28		4,960	16	20	17.00	0.34
29		4,240	16	27	22.95	0.54
30		4,960	16	21	17.85	0.36
Average		4,840.00	16.00	20.47	17.40	0.36
SD		272.92	0.00	4.88	4.15	0.11
Max		4,960	16	36	30.60	0.72
Min		4,240	16	16	13.60	0.27

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 19 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล A (MVCT 1)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1		7,000	28	32	27.20	0.39
2		7,000	28	28	23.80	0.34
3		7,000	28	31	26.35	0.38
4		7,000	28	30	25.50	0.36
5		6,000	20	20	17.00	0.28
6		7,000	28	28	23.80	0.34
7		7,000	28	28	23.80	0.34
8		6,000	20	20	17.00	0.28
9		7,000	28	28	23.80	0.34
10		7,000	28	29	24.65	0.35
11		7,000	25	25	21.25	0.34
12		5,500	20	22	18.70	0.34
13	Coarse	7,000	28	37	31.45	0.45
14		7,000	28	29	24.65	0.35
15		6,000	20	22	18.70	0.31
16		6,000	20	20	17.00	0.28
17		7,000	28	28	23.80	0.34
18		7,000	28	33	28.05	0.40
19		7,000	28	30	25.50	0.36
20		7,000	28	30	25.50	0.36
21		5,500	20	23	19.55	0.36
22		7,000	28	28	23.80	0.34
23		7,000	28	30	25.50	0.36
24		6,000	20	20	17.00	0.28
25		5,500	20	20	17.00	0.31

ตาราง 19 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล A (MVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
26	Coarse	6,600	33	36	30.60	0.46
27		6,000	20	20	17.00	0.28
28		7,560	28	28	23.80	0.31
29		6,000	20	22	18.70	0.31
30		6,000	20	21	17.85	0.30
Average		6,563.67	25	26.60	22.61	0.34
SD		589.40	4.12	5.01	4.26	0.04
Max		7,560	33	37	31.45	0.46
Min		5,500	20	20	17.00	0.28

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 20 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังปากมดลูก โรงพยาบาล A (MVCT 1)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1		4,600	23	24	20.40	0.44
2		4,600	23	24	20.40	0.44
3		4,600	23	23	19.55	0.43
4		4,600	23	23	19.55	0.43
5		4,600	23	25	21.25	0.46
6		5,500	25	25	21.25	0.39
7		4,600	23	23	19.55	0.43
8		4,600	23	25	21.25	0.46
9		4,600	23	23	19.55	0.43
10		5,244	23	27	22.95	0.44
11		4,600	23	27	22.95	0.50
12		4,600	23	24	20.40	0.44
13	Coarse	4,600	23	23	19.55	0.43
14		4,600	23	23	19.55	0.43
15		5,500	25	28	23.80	0.43
16		4,600	23	25	21.25	0.46
17		4,600	23	23	19.55	0.43
18		4,600	23	24	20.40	0.44
19		4,600	23	24	20.40	0.44
20		4,600	23	23	19.55	0.43
21		5,244	23	34	28.90	0.55
22		4,600	23	23	19.55	0.43
23		5,500	25	26	22.10	0.40
24		4,600	23	24	20.40	0.44
25		5,244	23	27	22.95	0.44

ตาราง 20 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังคมตลุก โรงพยาบาล A (MVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
26	Coarse	5,500	25	26	22.10	0.40
27		4,600	23	24	20.40	0.44
28		5,700	25	30	25.50	0.45
29		5,500	25	25	21.25	0.39
30		4,600	23	28	23.80	0.52
Average		4,851.67	23	25.10	21.34	0.44
SD		399.46	0.81	2.50	2.12	0.03
Max		5,700	25	34	28.90	0.55
Min		4,600	23	23	19.55	0.39

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 21 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล B (MVCT 2)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1		4,256	16	16	13.76	0.32
2		5,000	25	28	24.08	0.48
3		4,256	16	16	13.76	0.32
4		5,000	25	26	22.36	0.45
5		5,000	25	27	23.22	0.46
6		5,000	25	26	22.36	0.45
7		4,256	16	19	16.34	0.38
8		5,000	25	27	23.22	0.46
9		4,256	16	16	13.76	0.32
10		5,000	25	26	22.36	0.45
11		5,000	25	27	23.22	0.46
12		5,000	25	26	22.36	0.45
13	Coarse	5,000	25	26	22.36	0.45
14		5,000	25	27	23.22	0.46
15		5,000	25	25	21.50	0.43
16		4,256	16	18	15.70	0.37
17		4,256	16	16	13.76	0.32
18		4,260	20	21	18.06	0.42
19		4,260	20	17	21.80	0.51
20		5,000	25	27	23.22	0.55
21		4,800	16	16	13.76	0.32
22		4,256	16	16	13.76	0.32
23		5,000	25	26	22.36	0.45
24		4,750	25	24	28.10	0.59
25		5,000	25	25	21.50	0.43

ตาราง 21 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล B (MVCT 2) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
26	Coarse	4,256	16	16	13.76	0.32
27		5,000	25	25	21.50	0.43
28		5,000	25	26	27.40	0.55
29		5,000	25	25	26.50	0.53
30		5,000	25	26	27.80	0.56
Average		4,694.07	21.97	22.73	20.56	0.43
SD		366.58	4.16	4.61	4.68	0.08
Max		5,000	25	28	28.10	0.59
Min		4,256	16	16	13.76	0.32

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 22 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเรื้องรังต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล B (MVCT 2)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1		7,600	38	40	34.40	0.45
2		7,000	28	28	24.08	0.34
3		7,000	28	28	24.08	0.34
4		6,000	20	20	17.20	0.29
5		6,000	20	21	18.06	0.30
6		7,000	28	29	30.10	0.43
7		6,000	20	20	22.00	0.37
8		7,600	38	38	35.80	0.47
9		6,000	20	21	18.06	0.30
10		7,600	38	38	38.20	0.50
11		7,020	26	27	23.22	0.33
12		7,020	26	26	22.36	0.32
13	Coarse	6,000	20	21	18.06	0.30
14		7,600	38	38	36.60	0.48
15		6,000	20	20	17.20	0.29
16		6,600	33	33	28.38	0.43
17		6,000	20	21	20.90	0.35
18		6,000	20	20	17.20	0.29
19		7,020	26	26	22.36	0.32
20		7,020	26	30	25.80	0.37
21		6,000	20	21	18.06	0.30
22		6,600	33	33	28.38	0.43
23		7,020	26	28	24.08	0.34
24		6,000	20	21	18.06	0.30
25		7,020	26	28	24.08	0.34

ตาราง 22 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ MVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล B (MVCT 2) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Prescription dose		จำนวนครั้ง ที่สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วย ได้รับจากการ สร้างภาพ (cGy)	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
		Dose (cGy)	จำนวน fraction			
26	Coarse	6,000	20	20	17.20	0.29
27		7,600	38	38	38.20	0.50
28		7,000	28	28	24.08	0.34
29		6,000	20	20	17.20	0.29
30		6,000	20	20	17.20	0.29
Average		6,644.00	26.00	26.73	24.02	0.36
SD		624.78	6.70	6.70	6.85	0.07
Max		7,600	38	40	38.20	0.50
Min		6,000	20	20	17.20	0.29

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

2.2 ระบบการสร้างภาพแบบ kVCT

ตาราง 23 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งสมอง โรงพยาบาล A (kVCT 1)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1	Fine	Medium	5,400	30	32	26.24	0.49
2	Fine	Medium	5,400	30	33	27.06	0.50
3	Normal	Small	6,000	30	30	10.2	0.17
4	Normal	Small	5,400	30	34	11.56	0.21
5	Normal	Small	5,400	27	31	10.54	0.20
6	Normal	Small	5,400	27	28	9.52	0.18
7	Normal	Medium	7,000	33	33	18.81	0.27
8	Normal	Medium	6,600	30	36	20.52	0.31
9	Fine	Medium	5,400	30	18	20.64	0.38
10	Fine	Small	7,000	33	12	25.38	0.36
	Normal	Medium			10		
11	Fine	Medium	5,400	30	16	21.10	0.39
	Normal	Medium			14		
12	Fine	Small	6,000	30	15	17.04	0.28
	Normal	Medium			17		
13	Fine	Small	5,400	27	7	7.23	0.13
	Coarse	Small			20		
14	Normal	Small	6,000	30	22	15.60	0.26
	Normal	Medium			9		
15	Normal	Small	7,000	33	17	9.77	0.14
	Coarse	Small			21		

ตาราง 23 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งสมอง โรงพยาบาล A (kVCT 1)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
16	Fine	Small	6,000	30	1	7.95	0.13
	Normal	Small			13		
	Coarse	Small			16		
	Average		5,925.00	30.00	32	16.20	0.28
	SD		640.31	1.90	2.83	6.82	0.12
	Max		7,000	33	38	27.06	0.50
	Min		5,400	27	27	7.23	0.13

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 24 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ โรงพยาบาล A (kVCT 1)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1	Normal	Medium	7,000	33	39	22.23	0.32
2	Normal	Medium	7,000	33	37	21.09	0.30
3	Normal	Medium	7,000	33	36	20.52	0.29
4	Normal	Medium	7,000	33	35	19.95	0.29
5	Normal	Medium	7,000	33	36	20.52	0.29
6	Normal	Medium	7,000	33	34	19.38	0.28
7	Normal	Medium	7,000	33	34	19.38	0.28
8	Normal	Medium	7,000	33	34	19.38	0.28
9	Normal	Medium	6,600	33	34	19.38	0.29
10	Normal	Small	7,000	33	43	14.62	0.21
11	Normal	Small	7,000	33	38	12.92	0.18
12	Normal	Small	7,000	33	35	11.90	0.17
13	Fine	Medium	7,000	33	30	26.88	0.38
14	Normal	Medium			4		
	Fine	Medium	7,000	33	20	26.66	0.38
15	Normal	Medium			18		
	Fine	Medium	7,000	33	19	24.13	0.34
16	Normal	Medium			15		
	Fine	Medium	7,000	33	13	23.20	0.33
17	Normal	Medium			22		
	Fine	Medium	7,000	33	8	21.38	0.31
18	Normal	Medium			26		
	Fine	Medium	6,600	33	24	27.09	0.41
	Normal	Medium			13		

ตาราง 24 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ โรงพยาบาล A (kVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
19	Fine	Medium	6,600	33	9	26.76	0.41
	Normal	Medium			34		
20	Fine	Medium	6,000	30	17	25.91	0.43
	Normal	Medium			21		
21	Fine	Small	7,000	33	40	21.88	0.31
	Normal	Medium			4		
22	Fine	Small	7,000	33	8	20.45	0.29
	Normal	Medium			29		
23	Fine	Small	7,000	33	33	16.85	0.24
	Normal	Small			2		
24	Normal	Medium	7,000	33	35	20.29	0.29
	Normal	Small			1		
25	Normal	Medium	7,000	33	36	22.86	0.33
	Coarse	Medium			9		
26	Normal	Small	6,000	30	2	6.19	0.10
	Coarse	Small			29		
27	Fine	Medium	7,000	33	19	22.4	0.32
	Normal	Medium			6		
	Normal	Small			10		
28	Normal	Medium	7,000	33	11	11.48	0.16
	Coarse	Medium			12		
	Coarse	Small			11		
29	Normal	Medium	6,600	33	2	9.85	0.15
	Normal	Small			15		
	Coarse	Small			19		

ตาราง 24 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ โรงพยาบาล A (kVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
30	Fine	Medium	7,000		5		
	Normal	Medium			5		
	Normal	Small		33	24	16.25	0.23
	Coarse	Medium			9		
	Average		6,880.00	32.80	36.80	19.73	0.29
	SD		275.93	0.76	3.52	5.29	0.08
	Max		7,000	33	45	27.09	0.43
	Min		6,000	30	31	6.19	0.10

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 25 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล A (kVCT 1)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1	Normal	Medium	4,960	16	19	20.71	0.42
2	Normal	Medium	4,960	16	18	19.62	0.40
3	Normal	Medium	4,960	16	17	18.53	0.37
4	Normal	Medium	4,960	16	17	18.53	0.37
5	Normal	Medium	4,960	16	17	18.53	0.37
6	Normal	Medium	4,960	16	17	18.53	0.37
7	Normal	Medium	4,960	16	17	18.53	0.37
8	Normal	Medium	4,770	18	19	20.71	0.43
9	Normal	Medium	4,240	16	24	26.16	0.62
10	Normal	Medium	4,240	16	22	23.98	0.57
11	Normal	Medium	4,240	16	20	21.8	0.51
12	Normal	Small	5,000	25	29	19.43	0.39
13	Coarse	Small	4,240	16	19	9.31	0.22
14	Normal	Medium	4,240	16	6	19.27	0.45
15	Normal	Small	4,240	16	19	16.17	0.38
	Normal	Small			16		
16	Normal	Medium	4,240	16	1	21.07	0.50
17	Coarse	Large	4,960	16	18	21.03	0.42
	Coarse	Medium			6		
18	Normal	Medium	4,960	16	3	18.09	0.36
19	Coarse	Medium	4,960	16	19	17.14	0.35
	Coarse	Medium			8		

ตาราง 25 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล A (kVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
20	Normal	Medium	4,770	18	7	19.33	0.41
	Coarse	Medium			15		
21	Normal	Medium	4,770	18	8	16.52	0.35
	Coarse	Medium			10		
22	Normal	Medium	4,240	16	10	28.06	0.66
	Coarse	Medium			22		
23	Normal	Medium	4,240	16	18	25.86	0.61
	Coarse	Medium			8		
24	Normal	Medium	4,240	16	13	20.41	0.48
	Coarse	Medium			8		
25	Normal	Medium	4,240	16	5	17.93	0.42
	Coarse	Medium			16		
26	Normal	Medium	4,240	16	4	16.84	0.40
	Coarse	Medium			16		
27	Normal	Medium	4,240	16	5	15.59	0.37
	Coarse	Medium			13		
28	Normal	Small	4,240	16	1	13.93	0.33
	Coarse	Medium			17		
29	Coarse	Medium	4,240	16	23	19.9	0.47
	Coarse	Small			4		
30	Coarse	Medium	4,240	16	11	13.48	0.32
	Coarse	Small			10		

ตาราง 25 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล A (kVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
	Average		4,558.33	16.50	21	19.17	0.42
	SD		350.58	1.72	3.83	3.79	0.10
	Max		5,000	25	32	28.06	0.66
	Min		4,240	16	17	9.31	0.22

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด



ตาราง 26 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล A (kVCT 1)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1	Normal	Large	5,500	20	21	43.89	0.80
2	Normal	Medium	7,000	28	34	54.40	0.78
3	Normal	Medium	7,000	28	30	48.00	0.69
4	Normal	Medium	7,000	28	30	48.00	0.69
5	Normal	Medium	7,000	28	29	46.40	0.66
6	Normal	Medium	7,000	28	28	44.80	0.64
7	Normal	Medium	6,000	20	24	38.40	0.64
8	Normal	Medium	6,000	20	23	36.80	0.61
9	Normal	Medium	6,000	20	21	33.60	0.56
10	Normal	Medium	6,000	20	21	33.60	0.56
11	Normal	Medium	6,000	20	20	32.00	0.53
12	Normal	Medium	5,500	20	28	44.80	0.81
13	Normal	Medium	5,500	20	23	36.80	0.67
14	Normal	Medium	5,500	20	21	33.60	0.61
15	Normal	Medium	5,500	20	20	32.00	0.58
16	Normal	Medium	5,260	20	21	33.60	0.64
17	Normal	Medium	5,260	20	21	33.60	0.64
18	Normal	Medium	5,240	20	20	32.00	0.61
19	Normal	Medium	5,240	20	20	32.00	0.61
20	Normal	Small	5,500	20	24	23.52	0.43
21	Coarse	Large	5,500	20	21	32.13	0.58
22	Normal	Large	7,000	28	17	59.53	0.85
	Normal	Medium			15		
23	Normal	Medium	6,000	20	13	29.84	0.50
	Coarse	Medium			8		

ตาราง 26 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล A (kVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
24	Normal	Medium	7,000	28	22	43.11	0.62
	Coarse	Medium			7		
25	Normal	Medium	7,000	28	8	41.05	0.59
	Coarse	Medium			25		
26	Normal	Medium	7,000	28	4	40.3	0.58
	Coarse	Medium			30		
27	Normal	Medium	5,240	20	14	29.18	0.56
	Coarse	Medium			6		
28	Normal	Medium	5,240	20	16	29.52	0.56
	Normal	Small			4		
29	Normal	Medium	7,000	28	11	30.92	0.44
	Coarse	Small			18		
30	Normal	Large	5,500	20	5	23.97	0.44
	Normal	Small			7		
	Coarse	Small			9		
Average			6,049.33	22.67	24.63	37.38	0.62
SD			727.12	3.84	4.88	8.53	0.10
Max			7,000	28	34	59.53	0.85
Min			5,240	20	20	23.52	0.43

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 27 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก โรงพยาบาล A (kVCT 1)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1	Normal	Large	5,520	23	28	58.52	1.06
2	Normal	Medium	5,500	25	27	43.20	0.79
3	Normal	Medium	5,520	23	27	43.20	0.78
4	Normal	Medium	5,520	23	24	38.40	0.70
5	Normal	Medium	5,520	23	24	38.40	0.70
6	Normal	Medium	5,250	23	25	40.00	0.76
7	Normal	Medium	5,250	23	24	38.40	0.73
8	Normal	Medium	5,250	23	23	36.80	0.70
9	Normal	Medium	4,600	23	38	60.80	1.32
10	Normal	Medium	4,600	23	29	46.40	1.01
11	Normal	Medium	4,600	23	26	41.60	0.90
12	Normal	Medium	4,600	23	25	40.00	0.87
13	Normal	Medium	4,600	23	25	40.00	0.87
14	Normal	Medium	4,600	23	25	40.00	0.87
15	Normal	Medium	4,600	23	25	40.00	0.87
16	Normal	Medium	4,600	23	24	38.4	0.83
17	Normal	Medium	4,600	23	24	38.4	0.83
18	Normal	Medium	4,600	23	24	38.4	0.83
19	Normal	Medium	4,600	23	24	38.4	0.83
20	Normal	Medium	4,600	23	23	36.8	0.80
21	Normal	Medium	4,600	23	23	36.8	0.80
22	Normal	Medium	4,600	23	23	36.8	0.80
23	Normal	Medium	4,600	23	23	36.8	0.80
24	Normal	Medium	4,600	23	23	36.8	0.80
25	Normal	Medium	4,600	23	23	36.8	0.80

ตาราง 27 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะเวลาของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูก โรงพยาบาล A (kVCT 1) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
26	Normal	Small	4,600	23	30	29.4	0.64
27	Coarse	Small	4,600	23	23	17.02	0.37
28	Normal	Medium	5,520	23	18	33.7	0.61
29	Normal	Small	4,600	23	56	35.59	0.77
	Coarse	Medium			23		
30	Normal	Medium	4,600	23	2	28.06	0.61
	Coarse	Medium			22		
Average			4,848.33	23.07	25.27	38.80	0.80
SD			392.14	0.37	3.14	7.72	0.16
Max			5,520	25	38	60.80	1.32
Min			4,600	23	23	17.02	0.37

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะเวลาการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 28 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล C (kVCT 2)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1	Normal	Medium	5,000	25	36	44.28	0.89
2	Normal	Medium	4,960	16	27	33.21	0.67
3	Normal	Medium	4,960	16	25	30.75	0.62
4	Normal	Medium	4,250	16	40	49.2	1.16
5	Normal	Medium	4,250	16	38	46.74	1.10
6	Normal	Medium	4,250	16	29	35.67	0.84
7	Normal	Medium	4,250	16	29	35.67	0.84
8	Normal	Medium	4,250	16	28	34.44	0.81
9	Normal	Medium	4,250	16	28	34.44	0.81
10	Normal	Medium	4,250	16	27	33.21	0.78
11	Normal	Medium	4,250	16	23	28.29	0.67
12	Normal	Medium	4,240	16	33	40.59	0.96
13	Normal	Medium	4,240	16	33	40.59	0.96
14	Normal	Medium	4,240	16	26	31.98	0.75
15	Normal	Medium	4,800	15	24	29.52	0.62
16	Normal	Medium	4,800	15	24	29.52	0.62
17	Normal	Medium	3,000	10	15	18.45	0.62
18	Normal	Small	5,000	25	45	37.35	0.75
19	Normal	Small	4,960	16	26	21.58	0.44
20	Normal	Small	4,960	16	22	18.26	0.37
21	Normal	Small	4,240	16	32	26.56	0.63
22	Normal	Small	4,240	16	32	26.56	0.63
23	Normal	Small	4,240	16	31	25.73	0.61
24	Fine	Medium	4,240	16	5	42.97	1.01
	Normal	Medium			29		

ตาราง 28 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านม โรงพยาบาล C (kVCT 2) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
25	Fine	Medium	4,240	16	1	30.98	0.73
	Normal	Medium			24		
26	Fine	Medium	4,820	15	6	24.75	0.51
	Normal	Medium			13		
27	Normal	Large	4,960	16	7	32.32	0.65
	Normal	Medium			17		
28	Normal	Large	4,800	15	15	39.21	0.82
	Normal	Medium			12		
29	Normal	Medium	4,250	16	5	16.11	0.38
	Normal	Small			12		
30	Normal	Medium	4,240	16	21	31.64	0.75
	Normal	Small			7		
Average			4,447.67	16.27	28.23	32.35	0.73
SD			426.26	2.63	6.52	8.23	0.19
Max			5,000	25	45	49.20	1.16
Min			3,000	10	15	16.11	0.37

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด

ตาราง 29 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล C (kVCT 2)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
1	Normal	Medium	6,000	20	58	106.14	1.77
2	Normal	Medium	6,000	20	37	67.71	1.13
3	Normal	Medium	6,000	20	33	60.39	1.01
4	Normal	Medium	6,000	20	31	56.73	0.95
5	Normal	Medium	6,000	20	31	56.73	0.95
6	Normal	Medium	6,000	20	30	54.90	0.92
7	Normal	Medium	6,000	20	30	54.90	0.92
8	Normal	Medium	6,000	20	27	49.41	0.82
9	Normal	Medium	6,000	20	26	47.58	0.79
10	Normal	Medium	6,000	20	26	47.58	0.79
11	Normal	Medium	6,000	20	25	45.75	0.76
12	Normal	Medium	6,000	20	24	43.92	0.73
13	Normal	Small	6,000	20	34	41.14	0.69
14	Normal	Small	6,000	20	27	32.67	0.54
15	Normal	Small	6,000	20	25	30.25	0.50
16	Normal	Small	6,000	20	25	30.25	0.50
17	Fine	Medium	7,800	39	18	49.11	0.63
	Normal	Medium			5		
18	Fine	Medium	6,600	33	15	71.73	1.09
	Normal	Medium			21		
19	Fine	Medium	6,000	20	25	73.80	1.23
	Normal	Medium			10		
20	Fine	Medium	6,000	20	24	66.09	1.10
	Normal	Medium			7		

ตาราง 29 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล C (kVCT 2) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
21	Fine	Medium	6,000	20	24	56.94	0.95
	Normal	Medium			2		
22	Fine	Medium	6,000	20	6	49.92	0.83
	Normal	Medium			20		
23	Fine	Medium	6,000	20	4	47.31	0.79
	Normal	Medium			21		
24	Fine	Medium	6,000	20	4	43.65	0.73
	Normal	Medium			19		
25	Fine	Small	6,000	20	15	35.82	0.60
	Normal	Small			17		
26	Fine	Small	6,000	20	20	34.45	0.57
	Normal	Small			5		
27	Normal	Large	7,000	35	11	79.47	1.14
	Normal	Medium			29		
28	Normal	Medium	6,000	20	24	60.86	1.01
	Normal	Small			14		
29	Fine	Small	6,000	20	16	45.83	0.76
	Normal	Medium			8		
	Normal	Small			7		
30	Fine	Medium	7,000	35	9	67.88	0.97
	Normal	Medium			7		
	Normal	Small			29		

ตาราง 29 ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับตลอดช่วงระยะของการฉายรังสีจากการสร้างภาพแบบ kVCT สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โรงพยาบาล C (kVCT 2) (ต่อ)

ราย ที่	Mode	Body size	Prescription dose		จำนวน ครั้งที่ สร้างภาพ	ปริมาณรังสีที่ ผู้ป่วยได้รับจาก การสร้างภาพ	ร้อยละของ ปริมาณรังสี
			Dose (cGy)	จำนวน fraction			
	Average		6,146.67	22.07	30.67	53.63	0.87
	SD		406.39	5.33	7.41	16.02	0.26
	Max		7,800	39	58	106.14	1.77
	Min		6,000	20	23	30.25	0.50

ร้อยละของปริมาณรังสี: ร้อยละของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการสร้างภาพตลอดช่วงระยะการฉายรังสีเทียบกับค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีที่แพทย์กำหนด



ภาคผนวก ค

เอกสารการรับรองจริยธรรมวิจัยในมนุษย์



คณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนครสวรรค์
99 หมู่ 9 ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมืองพิษณุโลก จังหวัดพิษณุโลก 65000 หมายเลขโทรศัพท์ 05596 8572

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 : การประเมินปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพจากเครื่องฉายรังสีแบบเคลื่อนที่
ผู้วิจัยหลัก : นางสาวปริญญากานต์ โหมเพ็ง
สังกัดหน่วยงาน : คณะสหเวชศาสตร์
ผู้ร่วมวิจัย : ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ธัญรัตน์ ชูศิลป์
วิธีทบทวน : แบบเร่งรัด
รายงานความก้าวหน้า : ส่งรายงานความก้าวหน้าอย่างน้อย 1 ครั้ง/ปี

เอกสารรับรอง

1. IF 01 Research Ethical Application (Secondary Research) เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 22 สิงหาคม 2567
2. IF 02 Conflict of Interest and Funding Form เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 26 มิถุนายน 2567
3. IF 05 ประวัติผู้วิจัย เวอร์ชัน เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 26 มิถุนายน 2567
4. IF 06 Budget เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 26 มิถุนายน 2567
5. แบบแบบเก็บข้อมูล เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 22 สิงหาคม 2567
6. โครงร่างวิทยานิพนธ์ (Full Protocol) เวอร์ชัน 1.0 วันที่ 26 มิถุนายน 2567
7. หนังสือขอความอนุเคราะห์ใช้เครื่องฉายรังสีแบบเคลื่อนที่ และเก็บข้อมูล เวอร์ชัน 2.0 วันที่ 22 สิงหาคม 2567

ลงนาม:

นายแพทย์สมบุญ คันสุภัสสร์กุล

(นายแพทย์สมบุญ คันสุภัสสร์กุล)

ประธานคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
มหาวิทยาลัยนครสวรรค์

วันที่รับรอง : 3 กันยายน 2567

วันหมดอายุ : 3 กันยายน 2568

ทั้งนี้ การรับรองนี้มีเงื่อนไขดังที่ระบุไว้ด้านหลังทุกข้อ (ดูด้านหลังของเอกสารรับรองโครงการวิจัย)

ภาพ 29 หนังสือรับรองโครงการวิจัยครั้งแรก จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์
มหาวิทยาลัยนครสวรรค์