

ผลของการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ที่มีต่อคุณภาพของภาพและ
ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา
The impact of the variation of parameters on image quality and
patient dose from computed tomography simulator

ศศิประภา เนียมสวรรณ¹, คมกริช ครองเกียรติเลิศ², พาชน โพท³, ศุภวิทู สุขเพ็ง³

¹สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์ ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

²กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี

³ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

ศุภวิทู สุขเพ็ง

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000

อีเมล : supawitoos@nu.ac.th

Sasiprapa Niamsawan¹, Komkrit Krongkietlearts², Pachuen Potup³, Supawitoo Sookpeng³

¹*Medical Physics Program, Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University*

²*Department of Radiation Oncology, Lopburi Cancer Hospital*

³*Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University*

Corresponding author

Supawitoo Sookpeng

Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University,

Muang, Phitsanulok, Thailand, 65000

Email : supawitoos@nu.ac.th

Submitted: May 22, 2020

Revised: Aug 5, 2020

Accepted: Aug 7, 2020

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: ภาพจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในงานรังสีรักษาควรมีคุณภาพเพียงพอสำหรับใช้ในการวางแผนการรักษาโรคมะเร็ง ในขณะที่ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับควรมีค่าน้อยที่สุดเท่าที่สามารถทำได้ โดยคุณภาพของภาพมีผลกระทบต่อการกำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติโดยรอบ ดังนั้นคุณภาพของภาพที่ไม่ได้มาตรฐานอาจส่งผลกระทบต่อผลการกำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็งและประสิทธิภาพในการรักษาโรคมะเร็งผิดพลาดได้

วัตถุประสงค์: การวิจัยในครั้งนี้เพื่อศึกษาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ในส่วน of ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และขอบเขตภาพ ที่มีผลต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ ตามมาตรฐานของคุณภาพของภาพที่แนะนำโดยสมาคมฟิสิกส์การแพทย์อเมริกัน ฉบับที่ 66 เพื่อนำไปใช้เป็นแนวทางในงานรังสีรักษา

วัสดุและวิธีการ: สแกนหุ่นจำลองแคทแพน (CATPHAN) โดยใช้โปรโตคอลที่แตกต่างกันของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา รวม 36 โปรโตคอล โดยเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์การสแกนในช่วง 80 - 135 กิโลโวลต์, 100 - 300 มิลลิแอมแปร์ และขอบเขตภาพ 400 - 700 มิลลิเมตร คุณภาพของภาพเชิงปริมาณในแง่ของรายละเอียดภาพ ค่าความสม่ำเสมอ และ อัตราส่วนความคมชัดของภาพต่อสัญญาณรบกวน ที่ได้จากการสแกนในแต่ละครั้งทำการประเมินโดยใช้ รหัส ซอฟต์แวร์ เวอร์ชัน 6.8.64 และบันทึกค่าดัชนีการกระจายของปริมาณรังสีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตร

ผลการศึกษา: ขนาดของขอบเขตภาพที่เพิ่มมากขึ้น กระแสหลอด และค่าความต่างศักย์ที่สูงขึ้นส่งผลให้ค่าดัชนีการกระจายของปริมาณรังสีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตรมีค่าสูงขึ้น และมี 5 โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์ตามมาตรฐานคุณภาพของภาพ โดยโปรโตคอลเหล่านี้มาจากการตั้งค่าความต่างศักย์ ที่ 120 และ 135 กิโลโวลต์ ค่ากระแสหลอด 200 และ 300 มิลลิแอมแปร์ และขอบเขตภาพขนาด 400 มิลลิเมตร และที่ค่าความต่างศักย์ 135 กิโลโวลต์ ค่ากระแสหลอด 300 มิลลิแอมแปร์ และขอบเขตภาพขนาด 550 มิลลิเมตร

ข้อสรุป: ค่าความต่างศักย์ ค่ากระแสหลอด และขอบเขตภาพ มีผลต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีของผู้ป่วย โดยโปรโตคอลที่ผู้วิจัยแนะนำ คือ ค่าความต่างศักย์ ที่ 120 กิโลโวลต์ ค่ากระแสหลอด 200 มิลลิแอมแปร์ และขอบเขตภาพ 400 มิลลิเมตร

คำสำคัญ: เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา, คุณภาพของภาพ, ค่าดัชนีการกระจายของปริมาณรังสีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตร

Abstract

Background: Radiographic images from computed tomography simulator (CT sim) used in radiotherapy should have sufficient quality to be used for cancer treatment planning while the radiation received by the patients should be kept as low as possible. Image quality had an impact on the ability to identify locations of tumor and organs at risk, therefore poor image quality may result in tumor mislocalization and also the efficiency of cancer treatment.

Objective: This study aimed to examine the impact of variation of parameters such as tube voltage, tube current, field of view (FOV) on image quality and patient radiation dose according to the standard criteria of image quality recommended by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG 66 to be used as a guideline for radiotherapy.

Materials and Methods: The CATPHAN phantom was scanned by using 36 different CT sim protocols, of which the scanning parameters were changed (80 - 135 kV, 100 - 300 mA and 400 - 700 mm FOV). Quantitative image qualities in terms of the spatial resolution, uniformity, and contrast to noise ratio (CNR) obtained from individual scans were assessed using the RIT software version 6.8.64. Values of volume computed tomography dose index (CTDIvol) were recorded.

Results: The larger FOV, higher tube current and tube voltage resulted in higher CTDIvol. There were five protocols that passed the standard criteria of image quality. These were from the tube voltage settings of 120 kV and 135 kV, tube current settings of 200 mA and 300 mA and FOV setting of 400 mm; as well as tube voltage setting of 135 kV, tube current setting of 300 mA and FOV setting of 550 mm.

Conclusion: Tube voltage, tube current and FOV had an impact on the image quality and patient radiation dose. The protocol recommended by the researcher is the tube voltage setting of 120 kV, tube current setting of 200 mA and FOV setting of 400 mm.

Keywords: Computed Tomography Simulator, Image Quality, Volume Weighted Computed Tomography Dose Index

J Thai Assoc Radiat Oncol 2020; 26(2): R77-R88

บทนำ

ในปัจจุบันเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (Computed Tomography Simulator: CT sim) มีบทบาทสำคัญในการจำลองการรักษาให้แก่ผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ^[1] โดยภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ถูกนำมาใช้ในการกำหนดขอบเขตของรอยโรคและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง เพื่อวางแผนทิศทางการเข้าของลำรังสีให้มีความถูกต้องแม่นยำ ครอบคลุมบริเวณรอยโรค ตามมาตรฐานการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งตามข้อกำหนดของคณะกรรมการวิชาการระหว่างประเทศด้านหน่วยและการวัดทางรังสี (International

Commission on Radiological Units and Measurements: ICRU) ฉบับที่ 50 ซึ่งกำหนดให้รอยโรคต้องได้รับปริมาณรังสีอย่างถูกต้องและครอบคลุมไม่น้อยกว่าร้อยละ 95^[2] โดยภาพที่ใช้ในการวางแผน การรักษาต้องมีคุณภาพเพียงพอในการกำหนดขอบเขตของรอยโรคและอวัยวะข้างเคียงได้อย่างถูกต้องแม่นยำ หากคุณภาพของภาพไม่เหมาะสมอาจทำให้การกำหนดตำแหน่งของรอยโรคผิดพลาดส่งผลให้การรักษามิเป็นไปตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนดไว้^[3, 4] ดังนั้นสมาคมฟิสิกส์การแพทย์อเมริกัน (The American Association of Physicists in Medicine: AAPM) TG 66. จึงได้กำหนดเกณฑ์ในการ

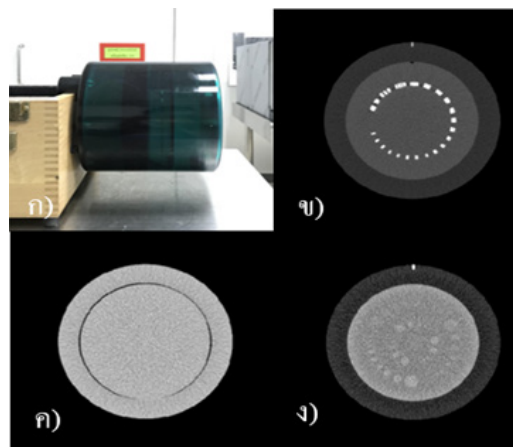
ประเมินคุณภาพของภาพเครื่อง CT sim ขึ้น^[1] และเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ในการสแกนจะทำให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับมีการเปลี่ยนแปลงไปด้วย ถึงแม้ว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการจำลองการรักษาด้วยเครื่อง CT sim เมื่อเทียบกับปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการฉายรังสีจะมีค่าน้อยมาก อย่างไรก็ตามผู้ป่วยควรได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ โดยที่คุณภาพของภาพเพียงพอต่อการวางแผนการรักษา^[5] จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าปัจจัยหลายอย่างที่มีผลต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสี อาทิเช่น การศึกษาของ Davis AT และคณะ พบว่าเมื่อ ค่ากระแสหลอด (Tube current) และ ขอบเขตภาพ (Fields of view: FOV) มีค่าเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้คุณภาพของภาพในส่วนอัตราส่วนความคมชัดของภาพต่อสัญญาณรบกวน (Contrast to Noise Ratio: CNR) และค่าดัชนีการกระจายของปริมาณรังสีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตร (Volume Weighted Computed Tomography Dose Index: CTDIvol) เพิ่มขึ้นด้วยซึ่งสำหรับการกำหนดค่าพารามิเตอร์ทำให้ได้ค่า CTDIvol ที่คงที่ โดยไม่ขึ้นกับขนาดของผู้ป่วยและความยาวของการสแกน ดังนั้น CTDIvol จึงไม่ได้เป็นการระบุถึงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับโดยตรง แต่เป็นเพียงการระบุความเข้มของรังสีที่เข้าสู่ตัวผู้ป่วยเท่านั้น และพบว่าขนาดของ FOV มีผลอย่างมากต่อรายละเอียดภาพ

(Spatial resolution)^[6] สอดคล้องกับการศึกษาของ Tomic N และคณะ ที่พบว่า FOV ที่มีขนาดเล็กจะส่งผลให้มีค่า Spatial resolution สูงกว่า FOV ที่มีขนาดใหญ่^[7] นอกจากนี้จากการศึกษาของ Pauwels R และคณะ ที่พบว่า ค่าความต่างศักย์ (Tube voltage) ที่เพิ่มขึ้นส่งผลให้ค่า CNR เพิ่มขึ้นด้วย^[8] จากการศึกษาจะเห็นได้ว่า Tube voltage, Tube current และ FOV มีผลต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่อง CT Sim ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อหาผลของการเปลี่ยนแปลง Tube voltage, Tube current และ FOV ที่มีต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากเครื่อง CT sim ตามข้อกำหนดของ AAPM TG 66. ทั้งนี้เพื่อช่วยในการกำหนดโปรโตคอลที่เหมาะสมสำหรับการถ่ายภาพเพื่อจำลองการรักษาต่อไป

วัสดุและวิธีการ

เครื่องมือที่ใช้ในการศึกษา

1. หุ่นจำลองแคทแพน (CATPHAN) 600 (The Phantom Laboratory. Inc., NY, USA)[9] โมดูล CTP528, CTP486 และ CTP515 สำหรับทดสอบคุณภาพของภาพ ในส่วน Spatial resolution (lp/cm), Uniformity (HU) และ CNR ตามลำดับ **แสดงดังภาพที่ 1**



ภาพที่ 1 แสดงถึง ก) CATPHAN 600, ข) Spatial resolution (CTP528),
ค) Uniformity (CTP486) และ ง) CNR (CTP515)

2. เครื่อง CT Sim ยี่ห้อ Toshiba (Toshiba medical systems corporation. Inc., Tochigi , Japan) รุ่น Aquilion LB ณ งานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ที่มีขนาดความกว้างของอุโมงค์ 90 เซนติเมตร ปรับค่า Tube voltage ได้ที่ 80, 100, 120 และ 135 kV ปรับช่วงของ Tube current ระหว่าง 10 และ 500 mA โดยสามารถปรับขนาดของ FOV ได้ทั้ง 240, 320, 400, 550 และ 700 มิลลิเมตร ความหนาสไลด์ (slice thickness) ที่ 0.5, 1, 2, 3, 5, 8 และ 10 มิลลิเมตร ค่าพิทซ์ที่ 0.625 ถึง 1.5 และขนาดของเมทริกซ์ (matrix size) เท่ากับ 512x512 พิกเซล^[6]

3. โปรแกรม ริท ซอฟต์แวร์ เวอร์ชัน 6.8.64 (Radio-logical Imaging Technology. Inc., Colorado Springs, CO, USA)

การเก็บข้อมูล

ใช้หุ่นจำลอง CATPHAN 600 ในการประเมินคุณภาพของภาพจากเครื่อง CT Sim โดยจัดระยะของ isocenter

ให้ตรงกับบริเวณที่ต้องการสแกนในแต่ละโมดูล และทำการกำหนดพารามิเตอร์ในการสแกน ได้แก่ เวลาสแกนของรอบการหมุน (rotation time) เท่ากับ 1 วินาที slice thickness 2 มิลลิเมตร Tube voltage ที่ 80, 100, 120 และ 135 kV Tube current ที่ 100, 200 และ 300 mA FOV ที่ 400, 550 และ 700 มิลลิเมตร โดยแต่ละค่า Tube voltage มีการปรับค่า Tube current และ FOV ร่วมด้วย ทำให้ได้โปรโตคอลรวมทั้งสิ้น 36 โปรโตคอล ทำการสแกนแบบตัดขวาง (axial) ในโมดูล ของ Spatial resolution, Uniformity และ CNR โดยแต่ละโปรโตคอลทำการสแกนต่อเนื่อง 3 ครั้ง เพื่อนำไปหาค่าเฉลี่ยและวิเคราะห์ พร้อมทั้งบันทึกค่า CTDIvol จากหน้าจอภายหลังการสแกนในแต่ละโปรโตคอล ในส่วนของการประเมินผลคุณภาพของภาพใช้การนำภาพจากเครื่อง CT Sim ในรูปแบบไฟล์ DICOM ที่ไม่มีการบีบอัดมาทำการวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม ริท ซอฟต์แวร์ ที่ให้ผลการวิเคราะห์โดยอัตโนมัติ โดยอาศัยข้อกำหนดตาม AAPM TG 66. แสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 เกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพ โดยอิงตามเกณฑ์มาตรฐานของ AAPM TG 66.

พารามิเตอร์	มาตรฐานกำหนด
Spatial resolution	≥ 6 lp/cm
Uniformity	center $\pm$ 5HU
CNR	≥ 1.2

คำย่อ: CNR = Contrast to Noise Ratio; lp/cm = line pairs per centimeter; HU = Hounsfield Units

วิธีวิเคราะห์ข้อมูล

การประเมินคุณภาพของภาพ

1) Spatial resolution เป็นการประเมินความสามารถในการแยกรายละเอียดหรือวัตถุที่มีขนาดเล็ก 2 จุดออกจากกัน โดยใช้ภาพจากโมดูล CTP528 มา

วิเคราะห์ผลด้วย ริท ซอฟต์แวร์

2) Uniformity เป็นการประเมินความสม่ำเสมอของเลขซีทีจากภาพที่ได้จากวัสดุชนิดเดียว โดยใช้ภาพจากโมดูล CTP486 โดยประเมินค่าความแตกต่างของค่าเฉลี่ยของจุดกึ่งกลางหุ่นจำลอง ($\text{Mean}_{\text{center}}$) กับค่าเฉลี่ยของ

พื้นที่โดยรอบ (Meanperiphery) เท่ากับ “ ± 5 HU” ดังสมการที่ 1 ทั้ง 4 ตำแหน่ง ได้แก่ บน ล่าง ซ้าย และ ขวา ของหุ่นจำลอง โดยพิจารณาจากค่าความแตกต่างที่มากที่สุดระหว่าง $\text{Mean}_{\text{center}}$ และ $\text{Mean}_{\text{periphery}}$

$$\text{Mean}_{\text{center}} - \text{Mean}_{\text{periphery}} \leq \pm 5 \text{ HU} \quad (1)$$

3) Contrast to noise ratio (CNR) เป็นการประเมินความสามารถในการแยกรายละเอียดของภาพที่มีเลขซีทีของเนื้อเยื่อที่แตกต่างกันต่อสัญญาณรบกวน โดยใช้โมดูล CTP515 วิเคราะห์ด้วยโปรแกรม ริท ซอฟต์แวร์ ซึ่งทำการประเมินในบริเวณที่ระดับความคมชัด 1.0% ที่ Supra-slice 15 มิลลิเมตร และบริเวณพื้นหลัง (Background) ด้วย Region of interest (ROI) ขนาด 1 เซนติเมตร ดังสมการที่ 2

$$\text{CNR} = 2 \frac{|\bar{\mu}_s - \bar{\mu}_b|}{\sigma_s + \sigma_b} \quad (2)$$

เมื่อ $\bar{\mu}_s$ คือ ค่าเฉลี่ยของเลขซีทีภายใน ROI ของบริเวณที่ต้องการทดสอบสัญญาณ

$\bar{\mu}_b$ คือ ค่าเฉลี่ยของเลขซีทีภายใน ROI ของพื้นหลัง

σ_s คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขซีทีภายใน ROI ของบริเวณที่ต้องการทดสอบสัญญาณ

σ_b คือ ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขซีทีภายใน ROI ของพื้นหลัง

ผลการศึกษา

ผลการประเมินคุณภาพของภาพ

1) Spatial resolution ผลของการทดสอบ แสดงดังตารางที่ 2-5 พบว่ามี 24 โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์ โดยขนาดของ FOV มีผลกระทบโดยตรงต่อ Spatial

resolution โดยเฉพาะที่ FOV ขนาด 700 มิลลิเมตร ไม่ว่าจะใช้ Tube voltage หรือ Tube current เท่าใด พบว่าไม่มีโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์ที่กำหนด ในขณะที่โปรโตคอลที่มีขนาดของ FOV ที่เล็กกว่า 700 มิลลิเมตร ได้แก่ 400 และ 550 มิลลิเมตรสามารถผ่านเกณฑ์ที่ตั้งไว้ นอกจากนี้ค่า Tube voltage ที่ 80 kV ขนาด FOV 400 มิลลิเมตร เมื่อใช้ Tube current 100, 200 และ 300 mA มีค่า Spatial resolution เท่ากับ 6.33, 7 และ 7 lp/cm ตามลำดับ และที่ FOV ขนาด 550 มิลลิเมตร Tube current ที่ 100, 200 และ 300 mA มีค่า Spatial resolution เท่ากับ 6 lp/cm

2) Uniformity ผลของการทดสอบ แสดงดังตารางที่ 2-5 พบว่ามีจำนวน 19 โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์ โดยค่า Tube voltage เท่ากับ 120 และ 135 kV ผ่านเกณฑ์ทุกโปรโตคอล ในขณะที่ Tube voltage 80 kV นั้นมีค่าความแตกต่างระหว่างค่า $\text{Mean}_{\text{center}}$ กับ $\text{Mean}_{\text{periphery}}$ มากกว่า $\pm 5 \text{ HU}$ ทำให้ไม่ผ่านตามเกณฑ์ที่กำหนดไว้ จึงเห็นได้ว่าค่า Tube voltage ที่สูงนั้นส่งผลต่อความสม่ำเสมอของเลขซีที หรือ Uniformity มีค่าดีขึ้น

3) CNR ผลของการทดสอบ แสดงดังตารางที่ 2-5 พบว่าโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์มี 6 โปรโตคอล โดยโปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์คือโปรโตคอลที่ค่า Tube voltage ที่ 120 kV ขนาด FOV 400 มิลลิเมตร Tube current 200 และ 300 mA และค่า Tube voltage ที่ 135 kV FOV 400, 550 และ 700 มิลลิเมตร Tube current เท่ากับ 300 mA และ Tube voltage ที่ 135 kV FOV 400 Tube current เท่ากับ 200 mA ซึ่งเห็นได้ว่าค่าเฉลี่ยของ CNR เพิ่มขึ้นตาม Tube current ที่เพิ่มขึ้น เช่น ค่า Tube voltage ที่ 80 kV FOV 400 มิลลิเมตร นั้นมีค่า CNR เมื่อใช้ Tube current 100, 200 และ 300 mA เท่ากับ 0.3, 0.6 และ 0.7 ตามลำดับ

ผลการประเมินปริมาณรังสี

จากการบันทึกค่าปริมาณรังสีจากทุกโปรโตคอลพบว่าเมื่อ Tube voltage, Tube current และ FOV มีค่าเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ CTDI_{vol} มีค่าเพิ่มขึ้น โดยในการศึกษานี้พบว่าค่า CTDI_{vol} มีค่าต่ำสุดและสูงสุด เท่ากับ 10.3 และ 126.1 mGy ที่ 80 kV 100 mA FOV 400 มิลลิเมตรและที่ 135 kV 300 mA ในทุก FOV ตามลำดับ และเมื่อใช้ Tube voltage ต่างกัน โดยที่ Tube current และ FOV คงที่ พบว่า เมื่อตั้งค่า Tube

voltage 100, 120 และ 135 kV จะได้ค่า CTDI_{vol} เท่ากับ 1.76, 2.64 และ 3.51 เท่า ตามลำดับ เมื่อเทียบกับ Tube voltage ที่ 80 kV เมื่อตั้งค่า Tube current ที่ 100, 200 และ 300 mA โดยที่ค่า Tube voltage และ FOV คงที่ พบว่า CTDI_{vol} เพิ่มขึ้นเป็น 1, 2 และ 3 เท่า ตามลำดับ และเมื่อใช้ FOV ที่ 550 และ 700 มิลลิเมตร พบว่า CTDI_{vol} เพิ่มขึ้นเท่ากับ 1.19 เท่า เมื่อเทียบกับ FOV ที่ 400 มิลลิเมตร แสดงดังตารางที่ 2-5

ตารางที่ 2 ผลการประเมินคุณภาพของภาพและปริมาณรังสี ที่ค่าความต่างศักย์ 80 kV

โปรโตคอล		Spatial resolu- tion (lp/cm	Uniformity (HU)	CNR	CTDI _{vol} (mGy)
80 kV					
mA	FOV (mm)				
100	400	6.33*	-6.36	0.30	10.30
200	400	7.00*	-6.39	0.60	20.60
300	400	7.00*	-6.79	0.70	30.90
100	550	6.00*	-22.48	0.60	12.20
200	550	6.00*	-23.01	0.80	24.40
300	550	6.00*	-20.60	1.00	36.70
100	700	4.67	-22.74	0.60	12.20
200	700	4.33	-22.81	0.60	24.40
300	700	5.00	-20.80	1.00	36.70

หมายเหตุ: สัญลักษณ์ * แสดงถึง ค่าที่ผ่านเกณฑ์ AAPM TG 66.

คำย่อ: kV = kilovolt; mA = milliamper; FOV = Fields of view; mm = millimetre; lp/cm = line pairs per centimeter; HU = Hounsfield Units; CNR = Contrast to Noise Ratio; CTDI_{vol} = Volume Weighted Computed Tomography Dose Index; mGy = milligray

ตารางที่ 3 ผลการประเมินคุณภาพของภาพและปริมาณรังสี ที่ค่าความต่างศักย์ 100 kV

โปรโตคอล		Spatial resolution (lp/cm	Uniformity (HU)	CNR	CTDI _{vol} (mGy)
100 kV					
mA	FOV (mm)				
100	400	6.00*	-5.84	0.70	18.10
200	400	6.00*	-5.84	1.00	36.10
300	400	6.00*	-5.90	1.10	54.20
100	550	6.00*	-5.43	0.40	21.50
200	550	6.00*	-5.03	0.70	42.90
300	550	6.00*	-5.34	0.90	64.40
100	700	5.00	-5.05	0.50	21.50
200	700	4.67	-5.86	0.50	42.90
300	700	4.33	-4.69*	1.10	64.40

หมายเหตุ: สัญลักษณ์ * แสดงถึง ค่าที่ผ่านเกณฑ์ AAPM TG 66.

คำย่อ: kV = kilovolt; mA = milliamper; FOV = Fields of view; mm = millimetre; lp/cm = line pairs per centimeter; HU = Hounsfield Units; CNR = Contrast to Noise Ratio; CTDI_{vol} = Volume Weighted Computed Tomography Dose Index; mGy = milligray

ตารางที่ 4 ผลการประเมินคุณภาพของภาพและปริมาณรังสี ที่ค่าความต่างศักย์ 120 kV

โปรโตคอล		Spatial resolution (lp/cm	Uniformity (HU)	CNR	CTDI _{vol} (mGy)
120 kV					
mA	FOV (mm)				
100	400	6.00*	-0.87*	0.90	27.20
200	400	6.00*	-0.77*	1.20*	54.40
300	400	6.00*	-1.07*	1.60*	81.60
100	550	6.00*	-1.24*	–	32.30
200	550	6.00*	0.30*	–	64.60
300	550	6.00*	0.79*	–	96.90
100	700	–	0.69*	–	32.30
200	700	–	0.98*	–	64.60
300	700	–	0.40*	–	96.90

หมายเหตุ: สัญลักษณ์ – แสดงถึง ไม่สามารถนับวัดได้, สัญลักษณ์ * แสดงถึง ค่าที่ผ่านเกณฑ์ AAPM TG 66.

คำย่อ: kV = kilovolt; mA = milliamper; FOV = Fields of view; mm = millimetre; lp/cm = line pairs per centimeter; HU = Hounsfield Units; CNR = Contrast to Noise Ratio; CTDI_{vol} = Volume Weighted Computed Tomography Dose Index; mGy = milligray

ตารางที่ 5 ผลการประเมินคุณภาพของภาพและปริมาณรังสี ที่ค่าความต่างศักย์ 135 kV

โปรโตคอล		Spatial resolution (lp/cm	Uniformity (HU)	CNR	CTDI _{vol} (mGy)
135 kV					
mA	FOV (mm)				
100	400	6.00*	-2.86*	0.90	35.40
200	400	6.00*	-1.94*	1.20*	70.80
300	400	6.00*	-3.61*	1.50*	126.10
100	550	6.00*	-1.12*	0.80	42.00
200	550	6.00*	1.31*	1.10	84.10
300	550	6.00*	1.13*	1.40*	126.10
100	700	–	1.99*	0.60	42.00
200	700	–	1.01*	0.80	84.10
300	700	–	2.08*	1.40*	126.10

หมายเหตุ: สัญลักษณ์ – แสดงถึง ไม่สามารถนับวัดได้, สัญลักษณ์ * แสดงถึง ค่าที่ผ่านเกณฑ์ AAPM TG 66.

คำย่อ: kV = kilovolt; mA = milliamper; FOV = Fields of view; mm = millimetre; lp/cm = line pairs per centimeter; HU = Hounsfield Units; CNR = Contrast to Noise Ratio; CTDI_{vol} = Volume Weighted Computed Tomography Dose Index; mGy = milligray

จากการประเมินคุณภาพของภาพทั้ง 36 โปรโตคอล พบว่า โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์ Spatial resolution, Uniformity และ CNR ตามเกณฑ์การประเมินคุณภาพ

ของภาพของ AAPM TG 66. จำนวน 5 โปรโตคอล แสดงดังตารางที่ 6

ตารางที่ 6 โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG 66. และ ค่า CTDI_{vol} ที่ค่าพารามิเตอร์ต่างๆ

ลำดับที่	โปรโตคอล			
	kV	mA	FOV (mm)	CTDI _{vol} (mGy)
1	120	200	400	54.40
2	120	300	400	81.60
3	135	200	400	70.80
4	135	300	400	126.10
5	135	300	550	126.10

คำย่อ: kV = kilovolt; mA = milliamper; FOV = Fields of view; mm = millimetre; CTDI_{vol} = Volume Weighted Computed Tomography Dose Index; mGy = milligray

บทวิจารณ์

ในการศึกษานี้คณะผู้วิจัยต้องการศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ ได้แก่ Tube voltage, Tube current และ FOV ที่มีผลต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากเครื่อง CT Sim โดยภาพที่ได้ต้องมีคุณภาพเพียงพอต่อการใช้ในการกำหนดตำแหน่งของรอยโรคในกระบวนการวางแผนการรักษา โดยใช้การตรวจสอบ Spatial resolution, Uniformity และ CNR เป็นเกณฑ์ในการวิเคราะห์ พบว่า เมื่อ FOV มีขนาดใหญ่ขึ้นส่งผลให้ ค่า Spatial resolution มีค่าลดลง โดยหากต้องการให้ค่า Spatial resolution ดีขึ้นจะต้องทำการเพิ่มค่า Tube voltage ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Davis AT และงานวิจัยของ Tomic N และคณะ ที่ระบุว่า FOV ส่งผลต่อ Spatial resolution เป็นอย่างมาก^[6, 7] โดยในส่วนของ Uniformity พบว่า ค่า Tube voltage ที่สูงขึ้นจะส่งผลให้ค่า Uniformity เพิ่มขึ้นอย่างมาก อย่างไรก็ตาม จากผลการศึกษาพบว่าการเพิ่มขนาดของ FOV ส่งผลให้ Uniformity เพิ่มขึ้นเพียงเล็กน้อยเท่านั้น ในขณะที่ Tube voltage ที่ 80 kV FOV 550 และ 700 มิลลิเมตร จะเห็นได้ว่า Uniformity มีค่าต่ำมากเมื่อเทียบกับโปรโตคอลอื่นๆ เนื่องจากขนาดของ FOV ที่ใหญ่ร่วมกับค่า Tube voltage ที่น้อย ส่งผลให้ตำแหน่งกึ่งกลางของหุ่นจำลองได้รับปริมาณรังสีน้อยกว่าบริเวณขอบของหุ่นจำลอง จึงทำให้ Uniformity บนภาพมีความแตกต่างกันมาก ดังนั้นจึงควรเพิ่มค่า Tube current เพื่อให้ปริมาณของรังสีบนภาพเพิ่มมากขึ้น ประกอบกับงานวิจัยของ Goldman LW พบว่าการเพิ่มค่า Tube voltage ให้สูงขึ้นทำให้จำนวนรังสีเอกซ์ทะลุผ่านตัวผู้ป่วยแล้วถึงตัวรับภาพได้มากขึ้น ดังนั้นการเพิ่ม Tube voltage จะช่วยลดสัญญาณรบกวนของภาพลง^[10] จึงทำให้ค่า CNR เพิ่มขึ้นและ Uniformity ของภาพดีขึ้นด้วย และถึงแม้ว่า CNR จะขึ้นกับ Tube voltage แต่จากผลการศึกษายังพบว่า CNR จะมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อทำการเพิ่ม Tube current และลดขนาดของ FOV ร่วมด้วย^[11] เนื่องจากเมื่อเพิ่ม Tube current ทำให้จำนวนรังสีเอกซ์

เพิ่มขึ้น ในขณะที่ลดขนาดของ FOV ร่วมด้วยจึงทำให้รังสีกระเจิงลดลง สัญญาณรบกวนบนภาพจึงลดลงเป็นผลให้ CNR นั้นเพิ่มสูงขึ้น และจากงานวิจัยของ Davis AT และ Goldman LW ยังพบว่า การเปลี่ยนแปลงของ Tube current นั้นส่งผลต่อความเข้มของลำรังสีและสัดส่วนของจำนวนโฟตอน^[6, 10] ดังนั้นเมื่อ Tube current และค่า Tube voltage ที่เพิ่มขึ้น ทำให้ค่า CNR เพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Pauwels R และคณะ^[8] จากการศึกษาในครั้งนี้พบว่า โปรโตคอลที่ให้คุณภาพของภาพที่เหมาะสมของเครื่อง CT Sim ยี่ห้อ Toshiba รุ่น Aquilion LB ณ งานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี คือ ค่า Tube voltage ที่ 120 และ 135 kV Tube current ที่ 200 และ 300 mA ที่ FOV ขนาด 400 มิลลิเมตร และที่ค่า Tube voltage ที่ 135 kV Tube current ที่ 300 mA ที่ FOV ขนาด 550 มิลลิเมตร ที่ให้คุณภาพของภาพทั้ง spatial resolution, Uniformity และ CNR ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพตามข้อกำหนดของ AAPM TG 66. โดยการศึกษาในครั้งนี้ใช้ช่วงของ Tube voltage และ Tube current ที่กว้างเพื่อให้เห็นความสัมพันธ์ในเรื่องของคุณภาพของภาพที่ชัดเจนมากยิ่งขึ้น และในส่วนของปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่อง CT sim หรือ CTDIvol นั้น พบว่า CTDIvol เพิ่มขึ้นเมื่อ Tube current และ FOV มีค่าเพิ่มขึ้นด้วย ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Davis AT และคณะ ที่พบว่า ค่า CTDIvol เพิ่มขึ้นเป็นสัดส่วนกับ Tube current ที่เพิ่มขึ้น^[6] โดยในการศึกษานี้ พบว่า โปรโตคอลที่ผ่านเกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพนั้นทั้ง 5 โปรโตคอล โปรโตคอลที่ 4 และ 5 จะเห็นได้ว่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับนั้นมากกว่าโปรโตคอลที่ 1-3 เท่ากับ 1.55 – 2.32 เท่า ดังนั้นโปรโตคอลที่ทางผู้วิจัยแนะนำ จึงเป็นโปรโตคอลที่ 1 ซึ่งมีปริมาณรังสีน้อยที่สุด และคุณภาพของภาพเพียงพอต่อการนำมาใช้ในการกำหนดรอยโรคและใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีได้อีกด้วย

อย่างไรก็ตามจะเห็นได้ว่าข้อจำกัดของงานวิจัยนี้คือการประเมินคุณภาพของภาพบางโปรโตคอลไม่สามารถ

นับวัดได้เมื่อใช้โปรแกรม ริท ซอฟต์แวร์ ดังนั้นในการทำวิจัยครั้งต่อไปอาจมีการนำโปรแกรมอื่นเข้ามาช่วยในการวิเคราะห์ผลร่วมด้วย และในการปฏิบัติงานจริงนั้น บางสถานการณ์เราอาจต้องการคุณภาพของภาพใน Spatial resolution ที่ดี, Uniformity ที่ดี หรือ CNR ที่ดี โดยไม่จำเป็นที่จะต้องได้ทั้ง 3 พารามิเตอร์ที่ดีพร้อมกันทั้งหมด ดังนั้นการเลือกใช้โปรโตคอลที่เหมาะสมจึงเป็นสิ่งสำคัญ นอกจากนี้คุณภาพของภาพและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ จากการศึกษานี้ครั้งนี้ก็นำมาใช้ในการเปรียบเทียบกับเครื่อง CT Sim ยี่ห้ออื่นๆ เพื่อต่อยอดองค์ความรู้ในการทำวิจัยต่อไปได้ในอนาคต

ข้อสรุป

จากการศึกษานี้ พบว่าผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงของพารามิเตอร์ต่างๆ ในส่วนของ Tube voltage, Tube current และ FOV ที่มีผลต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับสามารถสรุปได้ว่า Spatial resolution ขึ้นกับ FOV ในขณะที่ Tube voltage และ Tube current มีผลเพียงเล็กน้อย ในส่วนของ Uniformity นั้นขึ้นอยู่กับ Tube voltage เป็นหลัก แต่อย่างไรก็ตาม FOV ยังส่งผลต่อ Uniformity แต่เพียงเล็กน้อยเท่านั้น ในส่วนของ CNR ขึ้นกับ Tube

voltage และ Tube current ในขณะที่ FOV มีผลเพียงเล็กน้อย และในส่วนของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับนั้นพบว่า เมื่อ Tube voltage, Tube current และ FOV เพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ CT DIvol เพิ่มขึ้นอีกด้วย ดังนั้นจากการศึกษาในครั้งนี้ผู้วิจัยจึงแนะนำให้เลือกใช้โปรโตคอลที่มีค่า Tube voltage 120 kV, Tube current 200 mA และ FOV 400 mm ใช้ในการถ่ายภาพทางรังสีกับผู้ป่วยเนื่องจากมีคุณภาพของภาพเพียงพอต่อการนำมาใช้ในการกำหนดขอบเขตของรอยโรค ในขณะที่ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับน้อยที่สุด

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณสำนักงานการวิจัยแห่งชาติ ที่สนับสนุนงบประมาณสำหรับการวิจัย ขอบพระคุณคณาจารย์ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่ให้การสนับสนุนและคำปรึกษาในการทำวิจัยเป็นอย่างดี และขอบพระคุณผู้อำนวยการและนักฟิสิกส์การแพทย์จากกลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี สำหรับความอนุเคราะห์สนับสนุนและอำนวยความสะดวกทั้งเรื่องอุปกรณ์ อาคารสถานที่ตลอดระยะเวลาการดำเนินงานวิจัย จนทำให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

1. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LN, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. Med Phys. 2003;30:2762-92.
2. ICRU Report 50 Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy. [cited 2020 17 march]; Available from:

<https://doi.org/10.1093/jicru/os26.1.Report50>

3. Nelms BE, Tome WA, Robinson G, Wheeler J. Variations in the contouring of organs at risk: test case from a patient with oropharyngeal cancer. Int J Radiat Oncol. 2012;82:368-78.
4. Brouwer CL, Steenbakkers RJ, Bourhis J, Budach W, Grau C, Gregoire V, et al. CT-based delineation of organs at risk in the head and neck region: DAHANCA,

- EORTC, GORTEC, HKNPCSG, NCIC CTG, NCRI, NRG Oncology and TROG consensus guidelines. *Radiother Oncol.* 2015;117:83-90.
5. Sanklaa K, Sanghangthum T, Chongsan T. Evaluation of effective doses in CT simulation using CTDLw calculation. *J Assoc Med Sci.* 2017; 50:417-23.
 6. Davis AT, Palmer AL, Pani S, Nisbet A. Assessment of the variation in CT scanner performance (image quality and Hounsfield units) with scan parameters, for image optimisation in radiotherapy treatment planning. *Phys Medica.* 2018;45:59-64.
 7. Tomic N, Papaconstadopoulos P, Aldelaijan S, Rajala J, Seuntjens J, Devic S. Image quality for radiotherapy CT simulators with different scanner bore size. *Phys Medica.* 2018;45:65-71.
 8. Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. *Dentomaxillofac Rad.* 2014;43: 20140059.
 9. Catphan500 600 manual. [cited 2019 12 October]; Available from: <https://www.uio.no/studier/emner/matnat/fys/nedlagte-emner/FYS4760/h07/Catphan500-600manual.pdf>.
 10. Goldman LW. Principles of CT: radiation dose and image quality. *J Nucl Med Technol.* 2007;35:213-25.
 11. Lindfors N, Lund H, Johansson H, Ekestubbe A. Influence of patient position and other inherent factors on image quality in two different cone beam computed tomography (CBCT) devices. *Eur J Radiol Open.* 2017;4:132-7.