

การพัฒนาเทคนิคการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี เพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับในโรงพยาบาลชัยภูมิ

บุญธรรม โมทอง*

บทคัดย่อ

บทนำ: การตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT) มีประโยชน์ในการวินิจฉัยโรค แต่ก็มีความเสี่ยงจากรังสี โรงพยาบาลชัยภูมิมีความจำเป็นที่จะต้องพัฒนาเทคนิคการตรวจ ให้สอดคล้องกับเทคโนโลยีที่ทันสมัย เพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และเพิ่มประสิทธิภาพในการวินิจฉัยโรค

วัตถุประสงค์: เพื่อพัฒนาเทคนิคการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี เพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และเปรียบเทียบปริมาณรังสีก่อนและหลังการพัฒนาเทคนิค

วิธีการศึกษา: ช่วงก่อนพัฒนา ศึกษาระหว่าง ต.ค.65 - ก.ย.66 ในกลุ่มตัวอย่าง 130 ราย และช่วงพัฒนา ศึกษาระหว่าง ส.ค.- ก.ย.67 ทดลองในหุ่นจำลองและกลุ่มตัวอย่าง 130 ราย ปรับค่ากระแสหลอดคูณเวลาที่ระดับ 300 - 400 mAs เพื่อทดสอบค่าสัญญาณรบกวนภาพ (NI, SNR, CNR) และรายละเอียดความคมชัดของภาพ (HCSR, LCSR) รวมถึงปริมาณรังสีก่อนและหลังการพัฒนา ใช้สถิติทดสอบ Independent t-test.

ผลการวิจัย: ข้อมูลเบื้องต้นก่อนการพัฒนา ปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ อยู่ในเกณฑ์อ้างอิง (Mean = 54.94 ± 2.35 mGy) แต่ค่า DLP สูงกว่าเกณฑ์อ้างอิง (Mean = $1,065.17 \pm 40.38$ mGy.cm) จากการทดลองโดยหุ่นจำลองในการปรับลดค่ากระแสหลอดคูณเวลา ระหว่าง 300 – 400 mAs พบว่าการลด mAs เหลือ 350 mAs ทำให้ $CTDI_{vol}$ ลดลง 47.39 ± 2.16 mGy และ DLP ลดลง 933.15 ± 33.80 mGy.cm โดยยังคงคุณภาพสำหรับการแปลผล และจากการเปรียบเทียบปริมาณรังสีก่อนและหลังพัฒนา พบว่า $CTDI_{vol}$ ลดลง 7.55 หน่วย (95% CI: 6.99, 8.10) และ DLP ลดลง 132.02 หน่วย (95% CI: 122.93, 141.11) โดยความแตกต่างดังกล่าว มีนัยสำคัญทางสถิติ (p -value < 0.05)

สรุป: เทคนิคการลด mAs ในการตรวจ CT สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสีช่วยลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยไม่กระทบต่อคุณภาพของภาพ และการพัฒนานี้เป็นก้าวสำคัญในการปรับปรุงกระบวนการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ปลอดภัยและมีประสิทธิภาพสูง โดยมีศักยภาพในการยกระดับมาตรฐานการให้บริการทางการแพทย์ในวงการรังสีวิทยา

คำสำคัญ : ปริมาณรังสีอ้างอิง, เอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี, ปริมาณรังสีในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง

*นักรังสีการแพทย์ชำนาญการ กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลชัยภูมิ

ส่งเรื่องตีพิมพ์: 1 พฤศจิกายน 2567

อนุมัติตีพิมพ์: 25 ธันวาคม 2567



**The development of non-contrast CT brain techniques to reduce patient dose at
Chaiyaphum Hospital**

Boontam Mothong*

Abstract

Introduction: While computed tomography (CT) scans are valuable tools for medical diagnosis, they expose patients to ionizing radiation. Chaiyaphum Hospital should implement advanced imaging techniques to minimize radiation dose and enhance diagnostic yield.

Objectives: The primary objective of this study was to develop a new CT scanning protocol for non-contrast head CT to reduce radiation dose to patients and compare the radiation dose before and after the protocol modification.

Methods: A retrospective study (Oct 2022-Sep 2023) and a prospective study (Aug-Sep 2023) were conducted on 130 patients. mAs values were adjusted between 300-400 to assess image quality (NI, SNR, CNR, HCSR, LCSR) and radiation dose. Independent t-tests were used for statistical analysis.

Results: Before protocol modification, the mean $CTDI_{vol}$ was within the reference level (54.94 ± 2.35 mGy), but the mean DLP was higher than the reference level ($1,065.17 \pm 40.38$ mGy.cm). Phantom studies showed that reducing mAs to 350 mAs resulted in a significant decrease in $CTDI_{vol}$ to 47.39 ± 2.16 mGy and DLP to 933.15 ± 33.80 mGy.cm, while maintaining acceptable image quality. Comparison between before and after protocol modification revealed a significant decrease in $CTDI_{vol}$ by 7.55 units (95% CI: 6.99, 8.10) and DLP by 132.02 units (95% CI: 122.93, 141.11).

Conclusion: The modified CT protocol with reduced mAs for non-contrast head CT significantly reduced radiation dose to patients without compromising image quality. This study demonstrates the feasibility of implementing a low-dose CT protocol in a clinical setting and highlights the importance of ongoing efforts to optimize imaging protocols to minimize patient radiation exposure.

Keywords: Diagnostic reference levels, Non-contrast CT brain, Radiation dose in CT scans

Submission: 1 November 2024

Publication: 25 December 2024

* Radiological technologist Professional Level. Department of Radiology, Chaiyaphum hospital

บทนำ

การพัฒนาเทคโนโลยีทางการแพทย์ในปัจจุบัน โดยเฉพาะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography: CT) ได้กลายเป็นเครื่องมือสำคัญในการวินิจฉัยโรค ด้วยความสามารถในการสร้างภาพที่มีความละเอียดสูงและความแม่นยำในการวินิจฉัย ทำให้การใช้งาน CT เพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องทั้งในโรงพยาบาลภาครัฐและเอกชน⁽¹⁾ การพัฒนาเทคโนโลยีระบบหัววัดหลายแถว (MDCT) ยิ่งเพิ่มประสิทธิภาพในการสร้างภาพที่คมชัดและครอบคลุมพื้นที่การตรวจได้กว้างขึ้น⁽²⁾ อย่างไรก็ตาม ประเด็นที่น่ากังวลคือปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการตรวจด้วย CT ซึ่งเป็นที่ยอมรับในระดับสากลว่าเป็นแหล่งกำเนิดรังสีหลักในทางการแพทย์⁽³⁾

จากรายงานของสมาคมนักฟิสิกส์การแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (AAPM) และคณะกรรมการวิทยาศาสตร์แห่งสหประชาชาติว่าด้วยผลกระทบของรังสีปรมาณู (UNSCEAR)⁽²⁾ พบว่าการตรวจด้วย CT เป็นแหล่งกำเนิดรังสีทางการแพทย์ที่สำคัญที่สุด โดยในปี 2553 พบว่าปริมาณรังสีจากการตรวจ CT สูงถึงร้อยละ 34 ของรังสีทางการแพทย์ทั้งหมด ซึ่งปริมาณรังสีดังกล่าวมีความเสี่ยงที่จะก่อให้เกิดอันตรายต่อร่างกายผู้ป่วย^(3, 4) ด้วยเหตุนี้ คณะกรรมาธิการระหว่างประเทศว่าด้วยการป้องกันอันตรายจากรังสี (ICRP) จึงได้กำหนดแนวทางให้แต่ละประเทศจัดทำค่าปริมาณรังสีอ้างอิง (DRLs) สำหรับการตรวจ CT^(5, 6)

ในประเทศไทย โดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ได้กำหนดค่า DRLs

สำหรับการตรวจ CT สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสีในปี 2562 โดยกำหนดค่า CTDIvol ที่ 61.6 mGy และ DLP ที่ 1,028 mGy.cm ซึ่งสอดคล้องกับคำแนะนำของ ICRP ที่กำหนดไว้ที่ 60 mGy และ 1,050 mGy.cm ตามลำดับ^(5, 6) อย่างไรก็ตาม จากการวิเคราะห์ข้อมูลย้อนหลัง 3 ปี (2564-2566) ของโรงพยาบาลชัยภูมิ ซึ่งมีผู้ป่วยเข้ารับการตรวจ CT สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสีกว่า 11,252 ราย พบว่าค่าเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 75 ของ CTDIvol และ DLP มีค่า 56.40 mGy และ 1,086 mGy.cm ตามลำดับ ซึ่งสูงกว่าค่ามาตรฐานที่กำหนด

ความท้าทายสำคัญในการพัฒนาเทคนิคการตรวจ CT คือการสร้างสมดุลระหว่างการลดปริมาณรังสีและการรักษาคุณภาพของภาพที่เพียงพอต่อการวินิจฉัย การศึกษานี้จึงมุ่งเน้นการพัฒนาโปรโตคอลการตรวจ CT สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสีที่เหมาะสม โดยมีเป้าหมายในการลดปริมาณรังสีให้อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานระดับประเทศ ขณะเดียวกันก็ยังคงรักษาคุณภาพของภาพที่จำเป็นต่อการวินิจฉัยโรค ผลการศึกษานี้จะเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อการพัฒนาแนวทางการตรวจวินิจฉัยที่ปลอดภัยและมีประสิทธิภาพ อันจะนำไปสู่การยกระดับมาตรฐานการดูแลผู้ป่วยในระบบสาธารณสุขไทย

วัตถุประสงค์ของการวิจัย

เพื่อพัฒนาเทคนิคการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสีในการลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และเปรียบเทียบปริมาณรังสีก่อนและหลังการพัฒนา

วิธีดำเนินการวิจัย

เป็นการวิจัยกึ่งทดลอง (Quasi experimental study) เก็บข้อมูลผู้ป่วยที่มารับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ PHILIPS รุ่น 6000 Series ส่วนของสมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี ในกลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลชัยภูมิ โดยดำเนินการ 2 ช่วงเวลา ช่วงที่ 1 ระหว่างเดือนตุลาคม 2565 ถึง เดือนกันยายน พ.ศ. 2566 และ ช่วงที่ 2 ระหว่างเดือนสิงหาคม 2567 ถึง เดือนกันยายน 2567

ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง

ผู้ป่วยที่มารับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลชัยภูมิ และมีอายุ 20 ปีขึ้นไป คัดเลือกกลุ่มตัวอย่างด้วยวิธีการสุ่มแบบง่าย (Simple random sampling) และคำนวณขนาดตัวอย่างโดยใช้สูตรประมาณความแตกต่างของค่าเฉลี่ย⁽⁷⁾

$$n = (Z\alpha_2 + Z\beta)^2 * 2 * \sigma^2 / d^2$$

เมื่อกำหนดให้ level of significant (α) = 5%

$$\text{Power } (\beta) = 80\%$$

ผลต่างเฉลี่ย (d) ≈ 37.17 ใช้ข้อมูลจากผลการให้บริการรังสีวิทยา เมื่อปี พ.ศ.2566 ของโรงพยาบาลชัยภูมิ ซึ่งพบว่า ค่าเฉลี่ยรังสี เท่ากับ 1065.17 mGy.cm และค่าเฉลี่ยรังสีมาตรฐาน เท่ากับ 1028.00 mGy.cm และค่า standard deviation จากการศึกษาของ สราวุธ วงศ์เหล่า (2565)⁽⁸⁾ เท่ากับ 91.99 การคำนวณขนาดกลุ่มตัวอย่างผ่านเว็บไซต์

<https://www.statulator.com/SampleSize/ss2M.html>⁽⁷⁾ ได้ขนาดตัวอย่างเท่ากับ 123 ราย และผู้วิจัย

ได้เพิ่มขนาดตัวอย่างเป็น 130 ตัวอย่าง ในแต่ละช่วงเวลา

การดำเนินการวิจัย

1. ควบคุมคุณภาพของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ 9 นครราชสีมา
2. คัดเลือกผู้ป่วยมาตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสีที่มีอายุ 20 ปีขึ้นไป
3. ทำการบันทึกข้อมูลผู้ป่วยในแบบบันทึก
4. นำข้อมูลปริมาณรังสี CTDI_{vol} และ ค่า DLP ที่ได้แล้วนำไปเปรียบเทียบกับค่า DRLs ของประเทศ
5. พัฒนาเทคนิคในการตรวจด้วยการลดค่าพารามิเตอร์กระแสหลอดคูณเวลา (mAs) โดยการสแกนในหุ่นจำลอง Catphan phantom เพื่อหาค่า mAs ที่เหมาะสมไปใช้จริงในการตรวจ
6. ใช้ค่าพารามิเตอร์ที่ได้จากการทดลองในหุ่นจำลองมาปรับใช้ในการสแกนผู้ป่วยจริง
7. นำภาพที่ได้จากการสแกนผู้ป่วยจริงไปประเมินคุณภาพของภาพด้วยเกณฑ์การประเมินภาพของ EUR 16262 โดยรังสีแพทย์จำนวน 2 ท่าน
8. วิเคราะห์ค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ และสรุปผลการศึกษา

สถิติวิเคราะห์

ข้อมูลทั่วไปวิเคราะห์ด้วยสถิติพรรณนา ค่าความถี่ ร้อยละ ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่ามัธยฐาน เปอร์เซ็นไทล์ที่ 75 และ สถิติเชิงอนุมาน Independent t-test

ผลการศึกษา

คุณลักษณะทางกายภาพกลุ่มตัวอย่าง

กลุ่มตัวอย่างผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี ทั้งสองช่วงเวลาการศึกษา โดยพบว่า ช่วงที่ 1 (ต.ค.65 - ก.ย.66) กลุ่มตัวอย่าง จำนวน 130 ราย ส่วนใหญ่เป็นเพศหญิง (ร้อยละ 57.7) ซึ่ง

แตกต่างจากการศึกษาช่วงที่ 2 (ส.ค. - ก.ย.67) ในจำนวนตัวอย่าง 130 เช่นกัน ที่พบว่า ส่วนใหญ่เป็นเพศชาย (ร้อยละ 56.9) ขณะที่อายุเฉลี่ยในการศึกษาช่วง 2 สูงกว่าเล็กน้อย (Mean = 63.16 ± 13.34, 58.23 ± 16.78 ในการศึกษาช่วง 2 และ 1 ตามลำดับ) ขณะที่ลักษณะทางกายภาพด้านอื่น ๆ แตกต่างกันเล็กน้อย ดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของกลุ่มตัวอย่าง ในการศึกษาทั้ง 2 ช่วง

ข้อมูล	ข้อมูลทั่วไปผู้ป่วย	
	การศึกษาช่วงที่ 1 (n=130)	การศึกษาช่วงที่ 2 (n=130)
เพศ		
ชาย (ราย) : ร้อยละ	55: 42.3	74: 56.9
หญิง (ราย) : ร้อยละ	75: 57.7	56: 43.1
อายุ (ปี) Mean ± Standard deviation (SD)	58.23 ± 16.78	63.16 ± 13.34
: ต่ำสุด-สูงสุด	: 20 - 89	: 23 - 90
น้ำหนัก (กก.) Mean ± SD	58.31 ± 13.32	60.39 ± 13.20
: ต่ำสุด-สูงสุด	: 29 - 104.70	: 35.90-98.60
ส่วนสูง (ซม.) Mean ± SD	158.19 ± 8.05	159.70 ± 8.70
: ต่ำสุด-สูงสุด	: 140 - 176	: 140 - 180
ดัชนีมวลกาย (BMI) Mean ± SD	23.27 ± 4.97	23.62 ± 4.54
: ต่ำสุด-สูงสุด	: 13.56 - 38.29	: 14.69-40.52
ระยะในการสแกน (ซม.) Mean ± SD	14.23 ± 0.90	14.32 ± 0.80
: ต่ำสุด-สูงสุด	: 12.10 - 17.30	: 12.10-16.70

กระบวนการพัฒนาเทคนิคการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี

การพัฒนาในช่วงที่ 1 (ต.ค.65-ก.ย.66)

จากการคัดเลือกกลุ่มตัวอย่าง 130 ราย เพื่อทำการบันทึกข้อมูลการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี โดยกำหนดค่ากระแสหลอดคูณเวลาแบบคงที่ 400 mAs ด้วยพารามิเตอร์ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 120

kVp ความหนา 1 มิลลิเมตร Collimator 32 x 0.625 FOV 200 Pitch ratio 0.40 พบว่าปริมาณรังสี CTDI_{vol} เท่ากับ 54.94 ± 2.35 (median = 55.20, min = 47.00, max = 60.70, p75 = 56.40) และปริมาณรังสี DLP เท่ากับ 1,065.17 ± 40.38 (median = 1,056, min = 987, max = 1,179, p75 = 1,086) ผลดังกล่าวเมื่อเทียบกับการศึกษาอื่นพบว่าใกล้เคียงกัน ดังตารางที่ 2

ตารางที่ 2 แสดงการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีอ้างอิงของค่าปริมาณรังสี CTDI_{vol} และ DLP

ปริมาณรังสี	รพ.ชัยภูมิ	กลุ่ม รพ. มะเร็ง ⁴	กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ⁵	รพ.ประสาท ⁷	รพ.ราชบุรี ⁸	ญี่ปุ่น ⁹	ยุโรป ¹⁰
CTDI _{vol}	54.94	77.30	62	48.27	62.5	85	60
DLP	1,065.17	1,198.80	1,028	1,000.43	1,278	1,350	1,050

พัฒนาเทคนิคในการตรวจด้วยการลดค่าพารามิเตอร์กระแสหลอดคูณเวลา (mAs) โดยการสแกนในหุ่นจำลอง Catphan phantom เพื่อหาค่า mAs ที่เหมาะสมไปใช้จริงในการตรวจ โดยกำหนดพารามิเตอร์ในการสแกนด้วยค่ากระแส

หลอดคูณเวลา 300, 325, 350, 375 และ 400 mAs และใช้ค่าพารามิเตอร์อื่นแบบคงที่ ประกอบด้วย ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 120 kVp ความหนา 5 มิลลิเมตร Collimator 32 x 0.625 FOV 200 Pitch ratio 0.40 และระยะในการสแกน 14 เซนติเมตร



(ก)

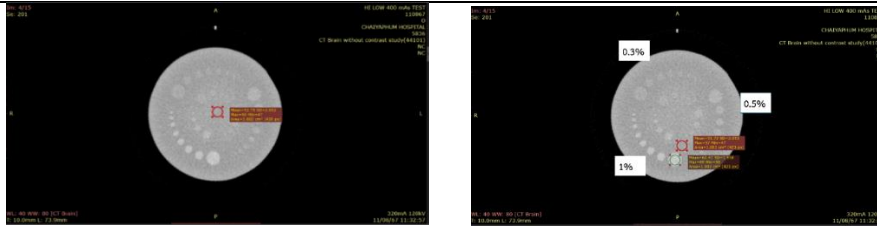


(ข)

รูปที่ 1 (ก) หุ่นจำลอง Catphan phantom (ข) เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ PHILIPS รุ่น 6000 Series

ผลจากการสแกนหุ่นจำลอง ด้วยค่ากระแสหลอดคูณเวลา 300, 325, 350, 375 และ 400 mAs ได้ค่าสัญญาณรบกวนภาพ (Noise index: NI) เท่ากับ 2.30, 2.310, 2.311, 2.299 และ 1.967 ตามลำดับ และได้ค่าอัตราส่วนสัญญาณภาพต่อสัญญาณรบกวนภาพ (Signal to noise ratio: SNR) เท่ากับ 22.74, 23.03, 23.08, 23.26, และ 27.06 ตามลำดับ ดังแสดงในรูปภาพที่ 2 (ก)

และนำภาพไปทำการประเมินค่าอัตราส่วนความคมชัดภาพต่อสัญญาณรบกวนภาพ (Contrast to noise ratio: CNR) ณ ตำแหน่งของ ROI บนภาพที่ระดับความคมชัด 1% ดังแสดงในรูปที่ 2 (ข) และพบว่าค่า CNR มีค่าเมื่อสแกนด้วย 300, 325, 350, 375 และ 400 mAs เท่ากับ 54.49, 54.66, 55.61, 55.87 และ 55.91 ตามลำดับ ดังตารางที่ 3



(ก)

(ข)

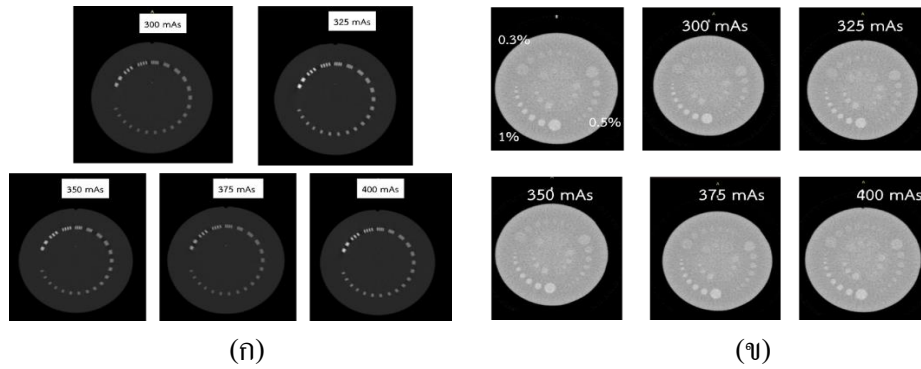
รูปที่ 2 (ก) ภาพแสดงการวัดค่า NI (ข) แสดงตำแหน่งการวัดค่า CNR ที่ระดับความคมชัด 1 %

ตารางที่ 3 แสดงผลการประเมินค่าอัตราส่วนความคมชัดภาพต่อสัญญาณรบกวนภาพ (CNR)

ค่า mAs	ตำแหน่ง ROI บนภาพวงกลม		ตำแหน่ง ROI บนพื้นหลัง		CNR
	Mean CT no. (HU)	SD	Mean CT no. (HU)	SD	
300	61.05	1.958	51.72	2.013	54.49
325	61.11	1.99	51.61	2.01	54.66
350	61.66	2.1	51.62	2.03	55.61
375	62.24	1.99	51.7	2.04	55.87
400	62.47	1.958	51.72	2.013	55.91

จากนั้น ได้ทำการวัดความสามารถในการแยกรายละเอียดความคมชัดสูงของภาพ ((High contrast spatial resolution: HCSR) ด้วยการนับจำนวนชุดคู่เส้นที่มองเห็นเส้นภายในแยกออกจากกัน โดยนักรังสีการแพทย์ที่มีประสบการณ์ในการใช้งานเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มากกว่า 5 ปี ผลการทดสอบ ที่ระดับค่ากระแสหลอดคูณเวลาที่ 300, 325, 350, 375 และ 400 mAs ผู้ทดสอบทั้งสอง นับจำนวนคู่เส้นในภาพรวมได้ 33 คู่เส้นเท่ากัน ดังรูปภาพที่ 3 (ก)

และการประเมินความสามารถในการแยกรายละเอียดความคมชัดต่ำ (Low contrast spatial resolution: LCSR) โดยการนับจำนวนภาพวงกลมที่มองเห็นเป็นรูปร่างของวงกลมตั้งแต่ 75% ขึ้นไป ณ ตำแหน่งชุดภาพวงกลมวงนอก (Supra-slice) ที่ระดับความคมชัด 1%, 0.5% และ 0.3% ในระดับค่ากระแสหลอดคูณเวลาที่ 300, 325, 350, 375 และ 400 mAs เช่นกัน ดังแสดงในรูปที่ 3 (ข) ผู้ทดสอบทั้งสอง สามารถนับจำนวนภาพวงกลมที่มองเห็น ได้ 72 ภาพวงกลมเท่ากัน



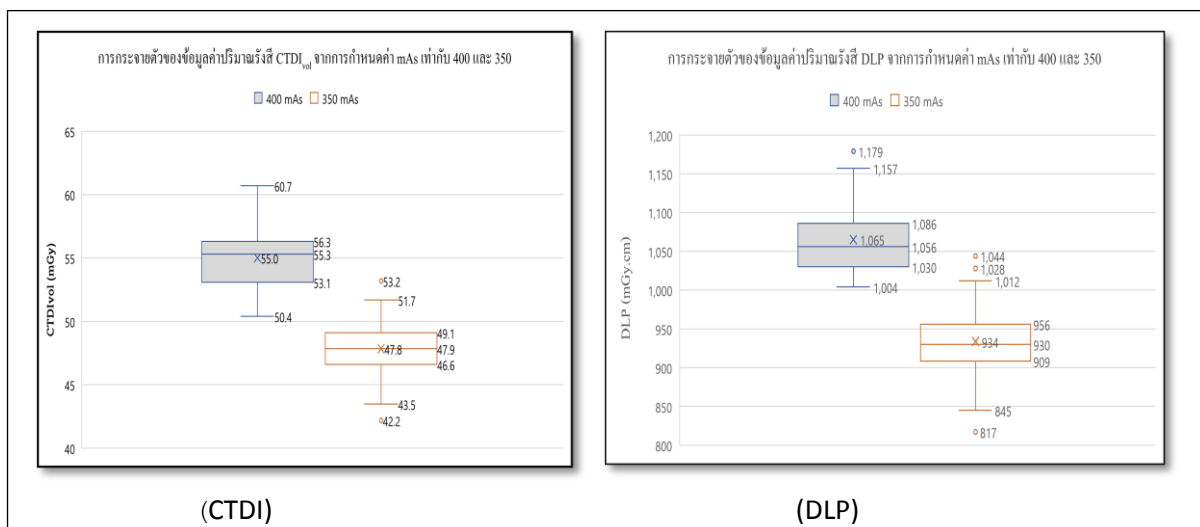
รูปที่ 3 ใช้ mAs 300-400 mAs (ก) แสดงการประเมิน HCRS (ข) แสดงการประเมิน LCSR

การพัฒนาในช่วงที่ 2 (ส.ค. - ก.ย.67)

จากผลการทดสอบในหุ่นจำลอง พบว่า พารามิเตอร์ที่ใช้ค่า mAs 400, 375, 350, 325, และ 300 mAs มีค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยในหนึ่งหน่วย ปริมาตร $CTDI_{vol}$ เท่ากับ 57.13, 54.33, 51.16, 46.89 และ 43.71 mGy ซึ่งพบว่าการลดลงของ ปริมาณรังสีเป็นร้อยละ 4.90, 10.45, 17.92 และ 23.49 ตามลำดับ และเมื่อเปรียบเทียบค่าปริมาณ รังสีที่วัดได้ในหุ่นจำลอง กับค่าปริมาณรังสีที่ แสดงในหน้าจอพบว่ามีค่าแตกต่างกันไม่เกินร้อยละ ± 20

ข้อมูลดังกล่าว นำไปสู่การพัฒนาเทคนิค กำหนด mAs แบบคงที่ โดยกำหนดไว้ที่ 350

mAs และพารามิเตอร์ 120 kVp ความหนา 1 มิลลิเมตร Collimator 32 x 0.625 FOV 200 Pitch ratio 0.40 นำไปใช้ในกลุ่มตัวอย่าง 130 ราย ระหว่างเดือน ส.ค. - ก.ย.67 ผลการทดสอบ พบว่า ปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 47.39 ± 2.16 และค่ามัธยฐาน 47.75 (min = 18.40, max = 53.2) และเปอร์เซนไทล์ที่ 75 เท่ากับ 49.10 ขณะที่ปริมาณ DLP มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 933.15 ± 33.80 และค่ามัธยฐาน เท่ากับ 930 (min = 817, max = 1,012) และเปอร์เซนไทล์ที่ 7 เท่ากับ 956 ทั้งนี้ ปริมาณรังสีทั้งสองประเภทต่ำกว่า เมื่อเทียบกับ การใช้ 400 mAs ดังรูปภาพที่ 4



รูปที่ 4 แสดงค่าปริมาณรังสีเมื่อใช้ 400 mAs และ 350 mAs (ก) $CTDI_{vol}$ (ข) DLP

และจากการทดสอบประเมินผลคุณภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ หลังพัฒนาพารามิเตอร์ด้วยการปรับลดค่า mAs ด้วยการประเมินการแสดงภาพ (Visualization) ซึ่งมีคะแนนเต็ม 3 คะแนน ประกอบด้วย การเห็นสมองส่วน cerebrum ทั้งหมด, การมองเห็นสมองส่วน cerebellum ทั้งหมด และการมองเห็นส่วนของ ฐานสมองทั้งหมด (Skull base) และการประเมินข้อบ่งชี้สำคัญ (Critical reproduction) ซึ่งมีคะแนนเต็ม 16 คะแนน ประกอบด้วย Visually sharp

reproduction of the border between white and grey matter, Visually sharp reproduction of the basal ganglia, Visually sharp reproduction of the ventricular system, Visually sharp reproduction of the cerebrospinal fluid space around the mesencephalon และ Visually sharp reproduction of the cerebrospinal fluid space over the brain ผลการประเมินโดยรังสีแพทย์ 2 คน พบว่า ในภาพรวมและแยกรายตัวชี้วัด ไม่แตกต่างกันทาง

ตารางที่ 4 แสดงผลการประเมินภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยรังสีแพทย์

Criteria	Mean ± SD		Mean diff.	p-value*
	รังสีแพทย์ 1	รังสีแพทย์ 2		
Visualization of (3 score)	2.91±0.29	2.93±0.25	0.02 (-0.09, 0.05)	0.552
Critical reproduction (16 score)	15.45±0.93	15.34±1.02	0.11 (-0.13, 0.35)	0.364
Total (19 score)	18.38±1.00	18.27±1.05	0.11 (-0.14, 0.36)	0.388

*p-value from Independent t-test

และจากการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีก่อนและหลังการพัฒนาเทคนิคการตรวจฯ โดยการดำเนินงานช่วงที่ 1 ใช้ 400 mAs พบว่า ค่าปริมาณรังสี CTDI_{vol} เฉลี่ย 54.94 ± 2.35 mGy และค่าปริมาณรังสี DLP เฉลี่ย 1,065.17 ± 40.38 mGy.cm หลังการพัฒนาเทคนิคการตรวจฯ ในช่วงที่ 2 เลือกใช้ค่า 350 mAs ได้ค่าปริมาณรังสีน้อยลง โดยค่าปริมาณรังสี CTDI_{vol} มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 47.39 ± 2.16 mGy และค่าปริมาณรังสี DLP มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 933.15 ± 33.80 mGy

ทั้งนี้ จากการทดสอบทางสถิติ พบว่า ค่า CTDI หลังการพัฒนาเทคนิคการตรวจฯ มีค่าลดลง 7.55 หน่วย (95% CI: 6.99, 8.10) รวมถึงค่าปริมาณรังสี DLP มีค่าลดลงเช่นกัน 132.02 หน่วย (95% CI: 122.93, 141.11) ความแตกต่างดังกล่าวมีนัยสำคัญทางสถิติ (p-value < 0.05) ดังตารางที่ 5

ตารางที่ 5 การเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสี CTDI และ DLP ก่อนและหลังการพัฒนาเทคนิคการตรวจฯ

	ช่วงที่ 1		ช่วงที่ 2		Mean diff.	95% CI	p-value
	Mean	Sd.	Mean	Sd.			
CTDI	54.94	2.35	47.39	2.16	7.55	6.99, 8.10	< 0.001
DLP	1065.17	40.38	933.15	33.80	132.02	122.93, 141.11	< 0.001

วิจารณ์ผลการศึกษา

การพัฒนาเทคนิคการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่มีฉีดสารทึบรังสี ในช่วงแรก (ต.ค.65 - ก.ย.66) พบว่าปริมาณรังสี CTDI และ DLP มีปริมาณใกล้เคียงกับพื้นที่อื่น ๆ รวมถึงต่างประเทศ แต่ยังคงสูงกว่าเกณฑ์มาตรฐาน แต่จากการทดสอบลดค่าพารามิเตอร์กระแสหลอดคุณภาพ (mAs) ในระดับ 300, 325, 350, 375 และ 400 mAs กับหุ่นจำลอง Catphan phantom พบว่าสามารถลดปริมาณรังสีลงได้เมื่อปรับลดค่า mAs ในระดับต่ำ ทั้งนี้ การปรับลดดังกล่าว ไม่ก่อให้เกิดความผิดเพี้ยนในการอ่านค่าสัญญาณรบกวนภาพ รวมถึงความคมชัดของภาพ

การพัฒนาในช่วงที่ 2 จึงได้พัฒนาเทคนิคกำหนด mAs แบบคงที่ ที่ระดับ 350 mAs ผลการทดสอบกับกลุ่มตัวอย่างจริง ได้ผลเป็นที่น่าพอใจ ในด้านการแสดงผลภาพและตัวชี้วัดสำคัญ รวมถึงสามารถลดปริมาณรังสีสำคัญลงได้ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ การศึกษานี้แสดงให้เห็นถึงความสำเร็จในการพัฒนาเทคนิคการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองแบบไม่มีฉีดสารทึบรังสี โดยสามารถลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับลงอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่ยังคงคุณภาพของภาพให้อยู่ในระดับที่เหมาะสมต่อการวินิจฉัยโรค ซึ่งมีประเด็นสำคัญที่ควรอภิปรายดังนี้

ปริมาณรังสีที่ใช้ในช่วงก่อนการพัฒนา

ข้อมูลเบื้องต้นแสดงให้เห็นว่าปริมาณรังสี CTDIvol และ DLP เฉลี่ยที่ผู้ป่วยได้รับมีค่าสูงกว่าเกณฑ์อ้างอิง⁽⁵⁾ แม้จะอยู่ในเกณฑ์ที่ใกล้เคียงกับการศึกษาอื่น เช่น สราญุทธ วงศ์เหลา⁽⁸⁾ หรือ วรณยุภา อุชลิบ⁽⁹⁾ หรือการศึกษาในประเทศญี่ปุ่น⁽¹⁰⁾ และยุโรป⁽¹¹⁾ ความแตกต่างดังกล่าวอาจมาจากพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกน เช่น ระยะเวลาการสแกนที่ยาว ซึ่งมีค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์กับปริมาณรังสีสูงถึง 0.98 และ 0.60 ตามลำดับ⁽¹²⁾ การศึกษานี้สนับสนุนแนวทางลดปริมาณรังสีโดยการปรับค่าพารามิเตอร์ เช่น ค่า mAs ซึ่งเป็นแนวทางที่มีความเหมาะสมและสอดคล้องกับแนวทางสากล

การทดสอบปรับค่าพารามิเตอร์ mAs กับหุ่นจำลอง

ผลการทดลองกับหุ่นจำลอง Catphan phantom แสดงให้เห็นว่าการลดค่า mAs ลงในช่วง 300-400 mAs ทำให้ปริมาณรังสีลดลงถึงร้อยละ 23.5 โดยไม่มีผลกระทบต่อคุณภาพของภาพเมื่อประเมินค่า HCSR และ LCSR ตามเกณฑ์ AAPM TG66 ทั้งนี้ ค่า SNR และ CNR ที่ลดลงเล็กน้อยถือว่าอยู่ในระดับที่ยอมรับได้ สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Baskan O และคณะ ที่แสดงให้เห็นว่า mAs มีผลต่อค่า

ดัชนีสัญญาณรบกวนภาพโดยตรง แต่ไม่ส่งผลต่อ
ความสามารถในการวินิจฉัย⁽¹³⁻¹⁶⁾

การทดสอบกับกลุ่มตัวอย่างผู้ป่วยจริง

เมื่อปรับค่า mAs คงที่ที่ระดับ 350 mAs พบว่าปริมาณรังสี CTDIvol และ DLP ลดลงอย่าง
มีนัยสำคัญ โดย CTDIvol ลดลงจาก 54.94 mGy
เป็น 47.39 mGy และ DLP ลดลงจาก 1,065.17
mGy·cm เป็น 933.15 mGy·cm ในขณะที่คุณภาพ
ของภาพยังคงอยู่ในระดับที่เหมาะสมต่อการ
วินิจฉัย ทั้งนี้ การประเมินโดยรังสีแพทย์ที่มี
ประสบการณ์ พบว่าภาพทั้งหมดสามารถแปล
ผลได้โดยไม่ต้องถ่ายซ้ำ และผลการประเมินไม่
แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p > 0.05$)

ความสำคัญต่อวงการวิชาการและการ ประยุกต์ใช้

การศึกษานี้ช่วยเสริมสร้างแนวทางการ
ลดความเสี่ยงจากรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ พร้อมทั้ง
รักษาคุณภาพของภาพในระดับที่เพียงพอต่อการ
วินิจฉัย ผลลัพธ์ดังกล่าวสามารถนำไปใช้เป็น
แนวทางในการปรับปรุงกระบวนการตรวจ
เอกซเรย์ในสถานพยาบาลอื่น ๆ และช่วยส่งเสริม
มาตรฐานความปลอดภัยของการใช้รังสีใน
ระดับประเทศและสากล

ข้อเสนอแนะ

เพื่อพัฒนาการตรวจเอกซเรย์
คอมพิวเตอร์สมองให้มีประสิทธิภาพมากขึ้น ควร
มีการศึกษาเพิ่มเติมเกี่ยวกับผลกระทบระยะยาว
ของการลดปริมาณรังสี และการนำเทคโนโลยีขั้น
สูง เช่น การประมวลผลภาพแบบ AI มาช่วยเพิ่ม
คุณภาพภาพในขณะที่ลดปริมาณรังสีให้น้อยลง

นอกจากนี้ การศึกษาความหลากหลายในกลุ่ม
ตัวอย่าง เช่น ผู้ป่วยที่มีลักษณะทางกายภาพ
ต่างกัน จะช่วยเพิ่มความแม่นยำของการพัฒนา
เทคนิคนี้ให้เหมาะสมกับทุกกลุ่มประชากร

จริยธรรมการวิจัย

การวิจัยนี้ผ่านการรับรองจริยธรรมการ
วิจัยในมนุษย์จากคณะกรรมการพิจารณา
จริยธรรมการวิจัยของโรงพยาบาลชัยภูมิ เลขที่
030/2567 รับรอง ณ วันที่ 5 สิงหาคม 2567

เอกสารอ้างอิง

1. Subburaj K, editor. CT Scanning - Techniques and Applications. (Online). 2011 [Accessed July 1, 2024]. Available from: <http://dx.doi.org/10.5772/807>
2. The American Association of Physicists in Medicine. AAPM Response regarding CT Radiation Dose and its Effects. (Online). [Accessed August 15, 2024]. Available from: <https://w3.aapm.org/media/releases/CTDoseResponse.php>
3. Wunderle K, Gill AS. Radiation – related injuries and their management: an update. Semin Intervent Radiol 2015;32(2):156-62.
4. ทินกร ดอนมูล, ชัยรัตน์ชูศิลป์. การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงสำหรับการตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ตรวจบ่อยในกลุ่มโรงพยาบาลมะเร็ิง. วารสารรังสีเทคนิค 2564;46(1):35-42.

5. กระทรวงสาธารณสุข. ปริมาณรังสีอ้างอิงการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์. กรุงเทพฯ : กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข, 2564.
6. International Commission on Radiological Protection. Diagnostic reference levels in medical imaging: Review and additional advice. [ออนไลน์]. 2565 [เข้าถึงเมื่อวันที่ 18 สิงหาคม 2567]. เข้าถึงได้จาก: <https://www.icrp.org/docs/DRL-for-web>.
7. Dhand NK, Khatkar MS. Statulator: An online statistical calculator. Sample Size Calculator for Comparing Two Independent Means. [online]. 2557 [เข้าถึงเมื่อวันที่ 15 ธันวาคม 2567]. เข้าถึงได้จาก : <http://statulator.com/SampleSize/ss2M.html>
8. ศราวุฒ วังศ์เหลา. การประเมินปริมาณรังสีของผู้ป่วยจากการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ในสถาบันประสาทวิทยา. วารสารกรมการแพทย์ 2565;47(3):51-9.
9. วรณยูภา อูงลิบ. การประเมินค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่โรงพยาบาลราชบุรี. วารสารการแพทย์โรงพยาบาลอุดรธานี 2566;31(2):182-90.
10. Sciencea JMIRSIANIoR. CT DRL Japan 2015. (Online). [Accessed August 20, 2024]. Available from: <http://www.radher.jp/J-RIME/report/DRLhoukokusyooEng.pdf>.
11. Shrimpton PC, Hillier MC, Lewis MA, Dunn M. National survey of doses from CT in the UK: 2003. Br J Radiol 2006;79(948):968-80.
12. สิทธิชาติ บุญเยี่ยม. ปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจสอบด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของโรงพยาบาลพระพุทธบาท จังหวัดสระบุรี. วารสารวิจัยและพัฒนานวัตกรรมทางสุขภาพ 2565;3(1):71-83.
13. Baskan O, Erol C, Ozbek H, Paksoy Y. Effect of radiation dose reduction on image quality in adult head CT with noise-suppressing reconstruction system with a 256 slice MDCT. J Appl Clin Med Phys 2015;16(3):5360.
14. ศิริวรรณ จูเลียง, สายัณห์ เมืองสว่าง. ปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจสอบและช่องท้องด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์. วารสารวิชาการสาธารณสุข 2556;22(6):1035-41.
15. Mucic S, Palta JR, Butker EK, Das II, 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(10):2762-92.
16. กระทรวงสาธารณสุข. มาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัย. กรุงเทพฯ : กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข, 2566.