

นิพนธ์ต้นฉบับ

Original article

ผลของการใช้โปรโตคอลความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ ร่วมกับการลดปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน และใช้สร้างภาพแบบไฮบริดอิตเทอเรชั่นสำหรับ การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง: ศึกษาในผู้ป่วย

จกกลณี พูลทรัพย์ วท.บ. (รังสีเทคนิค)

งานรังสีวินิจฉัย กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราชพิษณุโลก จังหวัดพิษณุโลก

ติดต่อผู้เขียน: จกกลณี พูลทรัพย์ Email: jeep2510@gmail.com

วันรับ: 14 ก.พ. 2567

วันแก้ไข: 26 มี.ค. 2567

วันตอบรับ: 5 เม.ย. 2567

บทคัดย่อ

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินประสิทธิภาพของโปรโตคอลใหม่ที่ได้พัฒนาขึ้นโดยใช้ความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ ร่วมกับการลดปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน และใช้การสร้างภาพแบบไฮบริดอิตเทอเรชั่นสำหรับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องผู้ป่วยชาวไทยที่มีขนาดร่างกายเล็ก กลาง และใหญ่ โดยศึกษาในผู้ป่วยจำนวน 105 ราย ที่เข้ารับการตรวจด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ชนิดสองค่าพลังงาน ใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าเท่ากับ 80 kV, 100 kV และ 120 kV ในผู้ป่วยขนาดร่างกายเล็ก กลาง และใหญ่ และลดปริมาณสารทึบรังสีที่ใช้ในผู้ป่วยขนาดเล็กลงร้อยละ 15.3 ผู้ป่วยขนาดกลางลงร้อยละ 8.55 ผู้ป่วยขนาดใหญ่ลงร้อยละ 5.15 เทียบกับโปรโตคอลอ้างอิงที่ใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าเท่ากับ 120 kV ผลการศึกษาพบว่าโปรโตคอลที่พัฒนาขึ้นช่วยลดค่าดัชนีรังสีที่เชิงปริมาณ ลงได้ ร้อยละ 55.14, 39.43 และ 28.16 ในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็ก ขนาดกลาง และใหญ่ ตามลำดับ คุณภาพของภาพเชิงปริมาณมีค่าน้อยกว่าโปรโตคอลอ้างอิงในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็ก แต่คุณภาพของภาพโดยการประเมินความชัดเจนจากการมองเห็นโครงสร้างทางกายวิภาคศาสตร์โดยรังสีแพทย์จำนวน 3 คน เพื่อสร้าง Visual grading characteristics พบว่าโปรโตคอลที่พัฒนาขึ้นให้คุณภาพของภาพเทียบเท่าโปรโตคอลอ้างอิงในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็ก (AUC=0.5) และมีคุณภาพของภาพที่ดีกว่าโปรโตคอลอ้างอิงในกลุ่มผู้ป่วยขนาดกลางและขนาดใหญ่ (AUC >0.5) จึงมีความเหมาะสมที่จะนำไปใช้ในทางคลินิก

คำสำคัญ: สารทึบรังสีชนิดไอโอดีน; เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง; ความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ; อิตเทอเรชั่น

บทนำ

การตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computed tomography) เป็นการตรวจที่ให้ปริมาณรังสีสูง^(1,2) โดยปริมาณรังสีนั้นมีความสัมพันธ์โดยตรงกับความเสี่ยงในการเกิดมะเร็ง ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ

และการพัฒนาปรับปรุงโปรโตคอล (protocol) ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ให้ผู้ป่วยได้รับรังสีต่ำที่สุด และคุณภาพของภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย จึงเป็นสิ่งที่บุคลากรทางการแพทย์และหน่วยงานด้านความปลอดภัยทางรังสีตระหนักและให้ความสำคัญมาโดยตลอด ปริมาณ

รังสีจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แสดงในรูปของค่าดัชนีรังสีที่เชิงปริมาตร (volume-weighted computed tomography dose index; CTDI_{vol}) และค่าปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นตามระยะทางการสแกน (dose length product; DLP) ซึ่งการเพิ่มค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการถ่ายภาพ เช่น ความต่างศักย์ไฟฟ้าและกระแสหลอด ส่งผลให้ค่าดัชนีรังสีที่เชิงปริมาตร และค่าปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นตามระยะทางการสแกนสูงขึ้นตามมา^(3,4) และสำหรับคุณภาพของภาพจะถูกวัดในรูปแบบของค่าสัญญาณรบกวน (noise) อัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวน (signal to noise ratio: SNR) อัตราส่วนคอนทราสต์ของภาพต่อสัญญาณรบกวน (contrast to noise ratio: CNR)⁽⁵⁻⁷⁾ ซึ่งปัจจุบันมีการพัฒนากระบวนการสร้างภาพที่เรียกว่า hybrid iterative reconstruction (HIR) โดยให้ภาพที่มีคุณภาพสูง เมื่อเปรียบเทียบกับกระบวนการสร้างภาพแบบ filter back projection (FBP) และ iterative reconstruction (IR) แบบเดิม^(8,9)

การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องเป็นการตรวจที่นิยมกระทำบ่อยที่สุดอย่างหนึ่งโดยมักจะมีการฉีดสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน (iodinated contrast media) เข้าทางหลอดเลือด ซึ่งสารทึบรังสีดังกล่าวอาจส่งผลต่อการทำงานของไตจากการขับออก และสัมพันธ์กับการเพิ่มขึ้นของอัตราการเสียชีวิตในผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงต่อภาวะไตวาย (contrast induced nephropathy: CIN)⁽¹⁰⁻¹⁴⁾ และการแพ้สารทึบรังสีชนิดไอโอดีน ดังนั้นการใช้สารทึบรังสีชนิดไอโอดีนสำหรับการวินิจฉัยควรใช้ในปริมาณที่น้อยที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้ ในช่วงหลายปีที่ผ่านมาการใช้เทคนิคค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ เช่น 80 kV หรือ 100 kV ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้รับความนิยมเนื่องจากมีพลังงานเฉลี่ยใกล้เคียงกับสเปกตรัมการดูดกลืนรังสีเอกซ์ในชั้นเค (K-edge absorption) ของอะตอมของไอโอดีน (33 keV) ดังนั้นจึงช่วยเพิ่มความแตกต่างระหว่างภาพของหลอดเลือดกับเนื้อเยื่อที่อยู่ใกล้เคียง (contrast enhancement) ส่งผลให้เห็นหลอดเลือดได้ชัดเจนขึ้น ในขณะที่เดียวกันจึงมีประโยชน์ในแง่ของการลด

ปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน ที่ใช้ลงด้วย⁽¹⁵⁻¹⁸⁾

ก่อนหน้านี้นักวิจัยได้พัฒนาโปรโตคอลการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยศึกษาในหุ่นจำลอง Pagoda phantom^(19,20) ที่เป็นตัวแทนขนาดของช่องท้องชาวไทยวัยผู้ใหญ่ ขนาดเล็ก ขนาดกลาง และขนาดใหญ่ โดยใช้สารทึบรังสีชนิดไอโอดีนปริมาณต่ำในการถ่ายภาพ ร่วมกับการตั้งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำและการสร้างภาพแบบ HIR ซึ่งผลลัพธ์พบว่าโปรโตคอลที่พัฒนาขึ้นสามารถลดปริมาณรังสี ลดการใช้สารทึบรังสีชนิดไอโอดีน และได้ภาพที่มีคุณภาพเหมาะสมเพียงพอ อย่างไรก็ตามยังเป็นเพียงการทดลองในหุ่นจำลองและยังไม่มีการยืนยันผลลัพธ์ทางคลินิกสำหรับผู้ป่วยชาวไทย ดังนั้นในการศึกษานี้จะเป็นการนำโปรโตคอลที่ได้พัฒนาขึ้นดังกล่าวมาใช้กับผู้ป่วยจริงในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง ประโยชน์ของการศึกษานี้จะเป็นแนวทางในการใช้ปริมาณรังสีและปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีนที่เหมาะสมโดยวัตถุประสงค์ของการวิจัย คือ เพื่อประเมินปริมาณรังสี และคุณภาพของภาพจากโปรโตคอลใหม่ที่ได้พัฒนาขึ้น เปรียบเทียบกับโปรโตคอลอ้างอิง

วิธีการศึกษา

การศึกษานี้ดำเนินการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสี และคุณภาพของภาพจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องในผู้ป่วยจำนวน 105 ราย ด้วยโปรโตคอลอ้างอิง และโปรโตคอลที่พัฒนาขึ้น โดยใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ชนิดสองค่าพลังงาน (dual-energy) ใช้สารทึบรังสีชนิดไอโอดีนความเข้มข้น 300 มิลลิกรัมไอโอดีนต่อมิลลิลิตร (mgI/mL) ร่วมกับเครื่องฉีดสารทึบรังสีอัตโนมัติและวิเคราะห์ผลการศึกษาโดยโปรแกรม SPSS statistical เวอร์ชัน 26.0

กลุ่มตัวอย่าง

สำหรับโปรโตคอลพัฒนา จะเก็บข้อมูลไปข้างหน้า (Prospective study) ในผู้ป่วยที่มารับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องที่มีการฉีดสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก

ผลของการใช้โปรโตคอลความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ ร่วมกับการลดปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน

ตั้งแต่ช่วงเดือนมกราคม 2567 ถึงกุมภาพันธ์ 2567 ซึ่งลงนามยินยอมเข้าร่วมโครงการวิจัย โดยเกณฑ์การคัดเลือกเป็นผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง ร่วมกับการฉีดสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน มีค่าการทำงานของไตปกติ (GFR >30 ml/min/1.73 m²) สามารถสื่อสารและทำตามขั้นตอนการตรวจได้ ส่วนเกณฑ์การคัดออก คือ ผู้ป่วยตั้งครรภ์หรือเป็นโรคตับแข็ง

ก่อนการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ผู้ป่วยจะถูกวัดความหนาและความกว้างของลำตัวที่ระดับสะดือ เพื่อจำแนกเป็นผู้ป่วยขนาดเล็ก กลาง หรือใหญ่ โดยใช้ค่า Effective diameter⁽²¹⁾ ตามสมการที่ 1

$$\text{Effective diameter} = \sqrt{AP \times LAT} \dots\dots\dots(1)$$

เมื่อ AP คือความกว้างของลำตัวผู้ป่วย (เซนติเมตร)

LAT คือความหนาของลำตัวผู้ป่วย (เซนติเมตร)

ทั้งนี้ จากข้อมูลย้อนหลังของกลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก พบว่า ขนาดร่างกายผู้ป่วยจากกลุ่มประชากรที่เข้ารับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำแนกเป็น 3 กลุ่ม คือผู้ป่วยขนาดเล็ก กลาง หรือใหญ่ โดยใช้ค่า Effective diameter โดยมีค่าน้อยกว่า 24.5 เซนติเมตร 24.5-26.5 เซนติเมตร และมากกว่า 26.5 เซนติเมตร สำหรับผู้ป่วยขนาดเล็ก ขนาดกลาง และขนาดใหญ่ ตามลำดับ

เทคนิคการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และการฉีดสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน

เทคนิคการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และการสร้างภาพสำหรับโปรโตคอลพัฒนาเปรียบเทียบกับโปรโตคอลอ้างอิงตามตารางที่ 1 ส่วนสารทึบรังสีชนิดไอโอดีนที่ใช้มีความเข้มข้น 300 มิลลิกรัมไอโอดีนต่อมิลลิลิตร ฉีดโดยใช้เครื่องฉีดอัตโนมัติแรงดันสูง 2 กระบอก กำหนดอัตราการฉีดที่ 3 มิลลิตรต่อวินาที ผ่านทางหลอดเลือดดำข้อพับแขน (antecubital vein) โดยเข็มเบอร์ 18 หลังจากฉีดสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน ตามด้วยน้ำเกลือ 20 มิลลิตรด้วยอัตราการฉีดเท่ากับการฉีดสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน ปริมาณการฉีดคำนวณได้โดย ผู้ป่วยขนาดเล็กและขนาดกลางโปรโตคอลอ้างอิง ใช้ปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน 1.5 เท่า ของน้ำหนักตัว โปรโตคอลพัฒนาใช้ปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน 1.2 เท่าของน้ำหนักตัว ในผู้ป่วยขนาดเล็กและใช้ปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน 1.3 ในผู้ป่วยขนาดกลาง ผู้ป่วยขนาดใหญ่ โปรโตคอลอ้างอิงใช้ปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน 95-100 มิลลิตรโปรโตคอลพัฒนาใช้ปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน 1.4 เท่าของน้ำหนักตัว

การวิเคราะห์ค่าปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพบันทึกค่าดัชนีรังสีที่เชิงปริมาณ และค่าปริมาณรังสี

ตารางที่ 1 พารามิเตอร์ที่ใช้ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง

| พารามิเตอร์ | โปรโตคอลอ้างอิง | โปรโตคอลพัฒนา | | |
|---|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| | | ผู้ป่วยขนาดเล็ก | ผู้ป่วยขนาดกลาง | ผู้ป่วยขนาดใหญ่ |
| ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า | 120 kV | 80 kV | 100 kV | 120 kV |
| ค่า Noise index ใช้งานระบบ ATCM ระบบ ATCM | 7 HU | 16 HU | 16 HU | 16 HU |
| Rotation time | 0.6 s | 0.8 s | 0.8 s | 0.8 s |
| ค่าพิตช์ (pitch) | 0.992:1 | 0.992:1 | 0.992:1 | 0.992:1 |
| ความหนาของสไลซ์ | 5 (mm.) | 1.25 (mm.) | 125 (mm.) | 1.25 (mm.) |
| การสร้างภาพใหม่ | FBP | ASiR-V 50% | ASiR-V 50% | ASiR-V 50% |

หมายเหตุ: FBP: filtered back projection; ASiR-V: adaptive statistical iterative reconstruction-V

ที่เกิดขึ้นตามระยะทางการสแกน ที่ได้จากการตรวจในแต่ละโปรโตคอลและผู้ป่วยแต่ละราย และประเมินคุณภาพของภาพเชิงปริมาณ และเชิงคุณภาพ

การประเมินคุณภาพของภาพในเชิงปริมาณ

ประเมินคุณภาพของภาพในเชิงปริมาณโดยนำภาพหลังการฉีดสารทึบรังสีชนิดไอโอดีนในช่วงหลอดเลือดดำ (portal venous phase) มาทำการวัดค่าตัวเลขซีที (CT number; HU) โดยวางพื้นที่ที่สนใจ (region of interest: ROI) รูปวงกลมหรือวงรี ขนาดประมาณ 1 ตร.ซม. บริเวณตับ (liver) ม้าม (spleen) ตับอ่อน (pancreas) ไตชั้นนอกข้างซ้ายและขวา (Lt & Rt. renal cortex) เส้นเลือดดำ (portal vein) และเส้นเลือดแดง (suprarenal abdominal aorta) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation; SD) ของค่าตัวเลขซีที สัญญาณรบกวน (Noise) จะวัดในส่วนไขมัน และกล้ามเนื้อ เนื่องจากเป็นอวัยวะที่มีความสม่ำเสมอของค่าตัวเลขซีที จึงเป็นตัวแทนที่ดีในการวัดความแปรปรวนของค่าตัวเลขซีทีที่เกิดจากการใช้โปรโตคอลต่างๆ โดยแต่ละตำแหน่งจะวาง ROI จำนวน 3 วง คำนวณค่าเฉลี่ยของ noise, SNR และ CNR ของแต่ละอวัยวะ ดังสมการที่ 2-4 และตำแหน่งของการวัดค่าตัวเลขซีที โดยใช้ ROI

$$\text{Image noise}(\sigma) = \sqrt{\frac{\sum(x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \dots\dots\dots(2)$$

- x_i คือ เลขซีทีในพิกเซลใด ๆ (i)
- \bar{x} คือ ค่าเฉลี่ยของเลขซีที
- n คือ จำนวนพิกเซล

$$\text{SNR} = \frac{X_s}{\text{SD}} \dots\dots\dots (3)$$

- เมื่อ X_s คือ ค่าเฉลี่ยเลขซีทีของภาพส่วนที่สนใจ (ค่าสัญญาณภาพ)
- SD คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขซีทีที่เกิดขึ้น (ค่าสัญญาณรบกวน)

$$\text{CNR} = \frac{|x_s - x_m|}{\sigma_m} \dots\dots\dots (4)$$

- เมื่อ X_s คือ ค่าเฉลี่ยเลขซีทีของภาพอวัยวะส่วนที่สนใจ (s)
- X_m คือ ค่าเฉลี่ยเลขซีทีของเนื้อเยื่อ (m)
- σ_m คือ สัญญาณรบกวน

การประเมินคุณภาพของภาพเชิงคุณภาพ

ประเมินคุณภาพของภาพเชิงคุณภาพโดยรังสีแพทย์ที่มีประสบการณ์มากกว่า 10 ปี จำนวน 3 คน การประเมินแยกเป็นอิสระต่อกัน โดยรังสีแพทย์ไม่ทราบรายละเอียดโปรโตคอลที่ใช้และข้อมูลของผู้ป่วย ในการประเมินภาพจะถูกตั้งค่านำต่างสำหรับการดูภาพ (Window width and window level) มาตรฐานสำหรับเนื้อเยื่อ (soft tissue) โดยใช้ window width 400 Window level 40 อย่างไรก็ตามรังสีแพทย์สามารถปรับหน้าจอได้อย่างอิสระตามความต้องการ สำหรับแนวการประเมินและเกณฑ์การให้คะแนน ผู้วิจัยปรับปรุงจากแบบประเมินของ European guidelines on quality criteria for CT⁽²²⁾ โดยคัดเลือกเฉพาะหัวข้อการประเมิน เกี่ยวกับความชัดเจนในการมองเห็นโครงสร้างทางกายวิภาคศาสตร์จากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องเท่านั้น

สถิติที่ใช้วิเคราะห์

การวิจัยนี้จะใช้โปรแกรม R-4.3.2 สำหรับตัวแปรต่อเนื่องจะแสดงในรูปของค่าเฉลี่ย ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ทำการเปรียบเทียบข้อมูลของผู้ป่วยที่ได้รับการถ่ายภาพด้วยโปรโตคอลพัฒนาและโปรโตคอลอ้างอิง ในผู้ป่วยขนาดต่างๆ ได้แก่ ค่าดัชนีปริมาณรังสีซีทีเชิงปริมาตรและปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นตามระยะทางการสแกน (CTDI_{vol} และ DLP) คุณภาพของภาพเชิงปริมาณ (noise, CT number, SNR, CNR) และคะแนนการประเมินคุณภาพโดยรังสีแพทย์ จะใช้ Shapiro-Wilk test ทดสอบการแจกแจงของข้อมูล ถ้าหากข้อมูลมีการแจกแจงแบบปกติจะใช้ independent t-test ในการเปรียบเทียบข้อมูล แต่ถ้าหากข้อมูลมีการแจกแจงไม่ปกติจะใช้ Mann-Whit-

ผลของการใช้โปรโตคอลความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ ร่วมกับการลดปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีนฯ

ney U test โดยกำหนดให้ $p < 0.05$ ถือว่ามีนัยสำคัญทางสถิติ สำหรับการประเมินความสอดคล้องของความเห็นรังสีแพทย์ผู้ประเมินคุณภาพของภาพเชิงคุณภาพใช้ interclass correlation coefficients (ICC) ⁽²³⁾ ในการทดสอบ โดยหาก

ค่า ICC < 0.50 คือ ความเห็นสอดคล้องกันน้อย

ค่า ICC $0.5 - < 0.75$ คือ ความเห็นสอดคล้องกันปานกลาง

ค่า ICC $0.75 - 0.90$ คือ ความเห็นสอดคล้องกันมาก

ค่า ICC > 0.90 คือ ความเห็นสอดคล้องกันมากที่สุด สำหรับการหาค่าพื้นที่ใต้กราฟ (area under curve - AUC) จะใช้โปรแกรม IBM SPSS Statistics 29.0 คำนวณโดยใช้การเปรียบเทียบคะแนนจากโปรโตคอลอ้างอิงและโปรโตคอลพัฒนาที่รังสีแพทย์ทั้ง 3 คน ทำการประเมินโดยแยกขนาดตัวผู้ป่วย จะได้ visual grading characteristic (VGC) curves หลังจากนั้นหาค่าพื้นที่ใต้กราฟ⁽²⁴⁾ โดยหาก

ค่า AUC > 0.5 แปลได้ว่า โปรโตคอลพัฒนามีคุณภาพของภาพในเชิงคุณภาพมากกว่าโปรโตคอลอ้างอิง

ค่า AUC = 0.5 แปลได้ว่า โปรโตคอลพัฒนามีคุณภาพของภาพในเชิงคุณภาพเท่ากับโปรโตคอลอ้างอิง

ค่า AUC < 0.5 แปลได้ว่า โปรโตคอลพัฒนามีคุณภาพของภาพในเชิงคุณภาพน้อยกว่าโปรโตคอลอ้างอิง

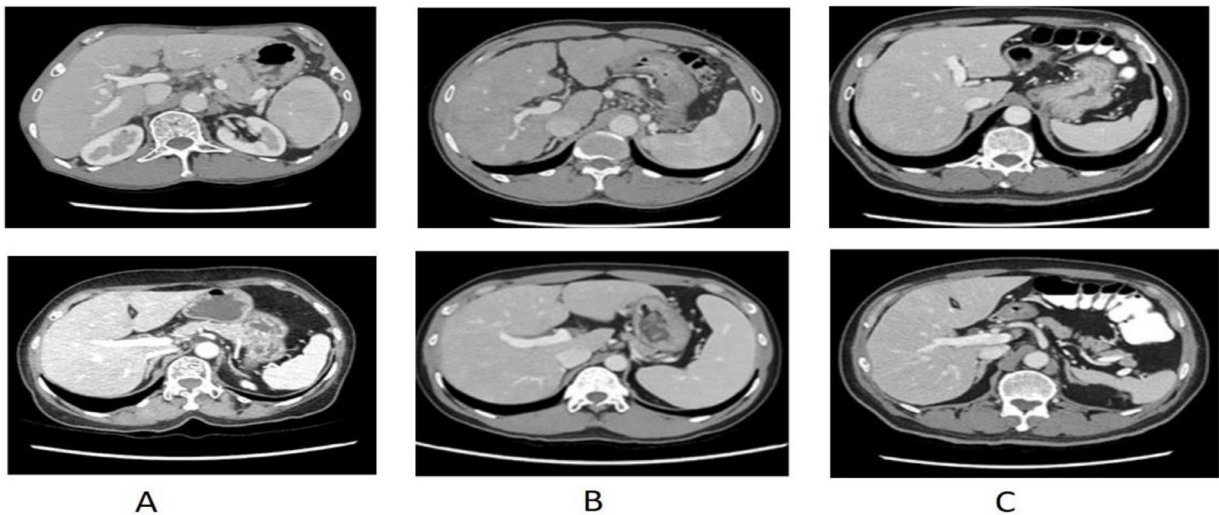
การศึกษานี้ได้ผ่านความเห็นชอบจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก เลขที่ 233/66

ผลการศึกษา

กลุ่มตัวอย่างจำนวน 105 คน แบ่งเป็นผู้ป่วยขนาดร่างกายเล็ก กลาง และใหญ่ จำนวน 35 คน โดยมี effective diameter เท่ากับ 21.48 ± 1.38 , 25.44 ± 0.85 และ 26.88 ± 1.31 ตามลำดับ ภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เปรียบเทียบระหว่างการใช้โปรโตคอลอ้างอิงและโปรโตคอลพัฒนาในผู้ป่วยขนาดเล็ก กลางและใหญ่ แสดงดังภาพที่ 1

ปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีนเฉลี่ยเมื่อใช้โปรโตคอลอ้างอิงและพัฒนามีค่าเท่ากับ 79.13 ± 6.83 มิลลิลิตร และ 67.06 ± 11.55 มิลลิลิตร ในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็ก 90.29 ± 2.07 มิลลิลิตร และ 82.57 ± 3.71 มิลลิลิตร ในกลุ่มผู้ป่วยขนาดกลาง และ 96.43 ± 2.86 มิลลิลิตร และ 91.57 ± 5.53 มิลลิลิตร ในกลุ่มผู้ป่วยขนาดใหญ่ ตามลำดับ ปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจ ได้แก่

ภาพที่ 1 ภาพตัดขวางผู้ป่วยที่ตำแหน่งช่องท้อง เมื่อใช้โปรโตคอลอ้างอิง (บน) และโปรโตคอลพัฒนา (ล่าง) ในกลุ่มผู้ป่วย (A) ขนาดเล็ก (B) ขนาดกลาง และ (C) ขนาดใหญ่



ค่าดัชนีรังสีซีทีเชิงปริมาตรและค่าปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นตามระยะทางการสแกน แสดงดังตารางที่ 2 โดยพบว่าโปรโตคอลที่ได้พัฒนาขึ้น สามารถลดค่าดัชนีรังสีซีทีเชิงปริมาตรลงได้ร้อยละ 55.14, 39.43 และ 28.16 ในผู้ป่วยขนาดร่างกายเล็ก กลาง และใหญ่ ตามลำดับ และลดปริมาณรังสีที่เกิดขึ้นตามระยะทางการสแกน ลงได้ร้อยละ 37.75, 28.09 และ 18.57 ในผู้ป่วยขนาดร่างกายเล็ก กลาง และใหญ่ ตามลำดับ

ผลการประเมินค่าสัญญาณรบกวน SNR และ CNR แสดงดังตารางที่ 2 โดยพบว่า เมื่อใช้โปรโตคอลพัฒนาสัญญาณรบกวนในภาพของกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็กและใหญ่เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ SNR ในภาพของกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็กและใหญ่ ลดลงอย่างมีนัยสำคัญ และ CNR ใน

ภาพของกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็กลดลงอย่างมีนัยสำคัญ แต่ไม่มีความแตกต่างในกลุ่มผู้ป่วยขนาดปานกลางและใหญ่ คะแนนเฉลี่ยจากการประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ แสดงดังตารางที่ 2 โดยพบว่าคะแนนประเมินในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็กและกลาง จากการใช้โปรโตคอลอ้างอิงและพัฒนาไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่คะแนนประเมินในกลุ่มผู้ป่วยขนาดใหญ่ เมื่อใช้โปรโตคอลพัฒนาสูงกว่าเมื่อใช้โปรโตคอลอ้างอิงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ผลการหาค่าพื้นที่ใต้กราฟพบว่าการใช้โปรโตคอลพัฒนามีคุณภาพเทียบเท่ากับโปรโตคอลอ้างอิงในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็ก และมีคุณภาพดีกว่าโปรโตคอลอ้างอิงในกลุ่มผู้ป่วยขนาดกลางและใหญ่

ตารางที่ 2 ผลการประเมินค่าปริมาณรังสี สัญญาณรบกวน CT number SNR และ CNR

| | ผู้ป่วยขนาดเล็ก | | | ผู้ป่วยขนาดกลาง | | | ผู้ป่วยขนาดใหญ่ | | |
|----------------------------|----------------------|--------------------|----------------------|----------------------|--------------------|----------------------|----------------------|--------------------|----------------------|
| | อ้างอิง ¹ | พัฒนา ¹ | p-value ² | อ้างอิง ¹ | พัฒนา ¹ | p-value ² | อ้างอิง ¹ | พัฒนา ¹ | p-value ² |
| ปริมาณรังสี | | | | | | | | | |
| CTDI _{vol} | 11.68±1.98 | 5.24±2.07 | <0.001 | 13.39±1.57 | 8.11±2.23 | <0.001 | 14.17±1.88 | 10.18±4.02 | <0.001 |
| DLP | 408±164 | 254 ±132 | <0.001 | 534±192 | 384±134 | <0.001 | 560±200 | 456±288 | 0.082 |
| Noise | | | | | | | | | |
| Fat | 7.16±1.28 | 10.10±2.71 | <0.001* | 7.56±1.83 | 7.60±1.94 | 0.928 | 7.24±1.71 | 8.41±2.05 | 0.012* |
| Muscle | 8.43±1.36 | 17.90±8.17 | <0.001* | 9.48±2.17 | 10.07±2.62 | 0.307 | 9.50±1.70 | 12.23±3.39 | <0.001* |
| CT number | | | | | | | | | |
| Muscle | 65.58±5.70 | 68.60±5.40 | 0.026* | 62.78±9.10 | 64.07±5.86 | 0.483 | 63.11±3.93 | 63.91±9.47 | 0.649 |
| SNR | | | | | | | | | |
| Liver | 13.46±3.28 | 11.04±2.44 | <0.001* | 12.40±2.85 | 11.72±4.14 | 0.427 | 10.96±2.27 | 9.57±2.40 | 0.016* |
| Spleen | 14.20±3.00 | 12.38±3.85 | 0.031* | 13.41±3.20 | 12.75±3.92 | 0.441 | 11.38±2.10 | 10.37±2.84 | 0.284 |
| Pancreas | 10.66±1.98 | 7.98±2.28 | <0.001* | 9.07±1.01 | 8.81±2.28 | 0.586 | 7.86±1.33 | 6.92±1.62 | 0.012* |
| Lt.renal cortex | 19.04±4.10 | 15.23±4.71 | <0.001* | 17.17±4.14 | 16.93±5.40 | 0.839 | 14.99±3.48 | 13.66±3.73 | 0.137 |
| Rt.Renal cortex | 19.89±4.39 | 16.17±5.71 | 0.003* | 18.11±4.56 | 17.43±5.72 | 0.584 | 16.22±3.54 | 13.51±4.44 | 0.007* |
| Portal vein | 17.22±3.37 | 15.04±5.56 | 0.053 | 15.10±3.48 | 14.91±5.15 | 0.856 | 13.40±2.60 | 11.99±3.30 | 0.039* |
| Suprarenal abdominal aorta | 15.51±3.11 | 12.46±4.58 | 0.002* | 14.45±3.62 | 13.51±4.03 | 0.312 | 11.94±2.27 | 10.51±2.83 | 0.023* |
| CNR | | | | | | | | | |
| Liver | 5.02±1.63 | 4.30±2.01 | 0.105 | 4.01±1.57 | 4.89±2.07 | 0.051 | 3.71±1.75 | 3.37±1.52 | 0.388 |
| Spleen | 6.91±1.88 | 5.55±2.13 | 0.006* | 6.37±1.68 | 6.76±2.12 | 0.393 | 5.60±1.91 | 5.17±2.00 | 0.358 |
| Pancreas | 4.81±1.53 | 3.37±1.38 | 0.003* | 4.01±1.10 | 4.20±1.64 | 0.561 | 3.35±1.57 | 2.88±1.50 | 0.214 |
| Lt.renal cortex | 13.66±2.94 | 10.38±4.19 | <0.001* | 12.56±3.44 | 12.19±3.92 | 0.676 | 11.60±4.09 | 9.68±3.61 | 0.046* |
| Rt. renal cortex | 13.81±3.07 | 10.36±4.08 | <0.001* | 12.67±3.50 | 11.96±4.48 | 0.465 | 11.75±3.93 | 9.80±3.96 | 0.044* |
| Portal vein | 12.55±2.84 | 10.03±3.51 | 0.002* | 11.35±2.77 | 11.78±3.44 | 0.565 | 10.82±2.93 | 9.25±3.58 | 0.048* |
| Suprarenal abdominal aorta | 10.22±2.41 | 8.91±3.78 | 0.09 | 8.99±2.46 | 10.04±2.96 | 0.111 | 8.20±2.35 | 7.51±2.98 | 0.284 |

ผลของการใช้โปรโตคอลความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ ร่วมกับการลดปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน

ตารางที่ 2 ผลการประเมินค่าปริมาณรังสี สัญญาณรบกวน CT number SNR และ CNR (ต่อ)

| | ผู้ป่วยขนาดเล็ก | | | ผู้ป่วยขนาดกลาง | | | ผู้ป่วยขนาดใหญ่ | | |
|--|----------------------|--------------------|----------------------|----------------------|--------------------|----------------------|----------------------|--------------------|----------------------|
| | อ้างอิง ¹ | พัฒนา ¹ | p-value ² | อ้างอิง ¹ | พัฒนา ¹ | p-value ² | อ้างอิง ¹ | พัฒนา ¹ | p-value ² |
| คะแนนเฉลี่ยจากการประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ | | | | | | | | | |
| Reproduction of the liver parenchyma and intrahepatic vessel | 3.70±1.27 | 3.74±1.13 | 0.818 | 3.72±1.05 | 3.91±1.23 | 0.228 | 3.56±1.27 | 4.09±0.72 | <0.001* |
| Reproduction of the pancreatic contours | 4.41±0.92 | 4.23±0.93 | 0.158 | 4.34±0.91 | 4.34±1.05 | >0.999 | 4.32±0.81 | 4.66±0.62 | <0.001* |
| Reproduction of the aorta and inferior vena cava | 4.26±0.93 | 3.97±1.23 | 0.059 | 3.88±0.84 | 4.18±1.24 | 0.038 | 4.22±0.80 | 4.46±0.88 | 0.041* |
| Reproduction of the common hepatic duct | 3.96±1.12 | 3.93±1.13 | 0.854 | 4.07±0.85 | 4.20±1.10 | 0.325 | 3.66±1.36 | 4.18±0.78 | <0.001* |
| Reproduction of the renal parenchyma | 4.31±1.02 | 4.03±1.02 | 0.044* | 4.29±0.86 | 4.38±0.94 | 0.446 | 4.16±1.08 | 4.56±0.88 | 0.004* |
| Reproduction of the pancreatic parenchyma | 4.19±1.04 | 3.99±1.19 | 0.196 | 4.22±0.98 | 4.30±1.01 | 0.533 | 4.02±1.12 | 4.50±0.81 | <0.001* |
| Reproduction of the portal vein | 4.40±0.89 | 4.10±1.06 | 0.025* | 4.11±0.94 | 4.25±1.04 | 0.333 | 4.24±0.97 | 4.54±0.67 | 0.008* |
| Reproduction of the splenic parenchyma | 3.90±1.02 | 3.95±1.15 | 0.703 | 3.80±1.06 | 4.20±1.08 | 0.007* | 3.71±1.12 | 4.42±0.83 | <0.001* |

หมายเหตุ: ¹ Mean (SD); ² Welch Two Sample t-test

ตารางที่ 3 ผลการหาค่าพื้นที่ใต้กราฟ จาก VGC curve ที่ความเข้ม 95%

| รังสีแพทย์ | ขนาดตัวของผู้ป่วย | | |
|---------------|-------------------|----------|----------|
| | ขนาดเล็ก | ขนาดกลาง | ขนาดใหญ่ |
| AUC1 | 0.509 | 0.500 | 0.505 |
| AUC2 | 0.478 | 0.656 | 0.599 |
| AUC3 | 0.452 | 0.452 | 0.497 |
| AUC ทั้ง 3 คน | 0.482 | 0.537 | 0.525 |
| p-value | 0.001 | 0.013 | 0.005 |

วิจารณ์

จากการศึกษานี้เป็นการปรับเปลี่ยนโปรโตคอลจากการใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 120 KV ค่า NI=7 และใช้การสร้างภาพแบบ FBP มาใช้โปรโตคอลค่าความต่างศักย์ไฟฟ้า 80 KV, 100 KV และ 120 KV ในผู้ป่วยที่มีขนาดร่างกายเล็ก กลางและใหญ่ ตามลำดับ ร่วมกับ ตั้งค่า NI=16 ใช้การสร้างภาพแบบ HIR และใช้ปริมาณสาร

ทึบรังสีชนิดไอโอดีนที่น้อยลง สำหรับการตรวจเอกซเรย์ช่องท้องในผู้ป่วย ซึ่งสามารถแสดงให้เห็นว่า การใช้โปรโตคอลความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของการใช้พลังงานรังสีสองพลังงานร่วมกับการฉีดสารทึบรังสีชนิดไอโอดีน พบว่า ช่วยลดปริมาณรังสีและลดปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีนที่ใช้ในการตรวจวินิจฉัย ทั้งนี้เนื่องจากไอโอดีนมี K-edge ที่ 33.2 keV ดังนั้น หากพลังงานของรังสีที่มีค่า 100 kV หรือ 80 kV จะมีค่า Effective energy เท่ากับ 47 keV และ 57 keV ตามลำดับ ซึ่งใกล้เคียงกับ K-absorption edge ของไอโอดีน ก็จะส่งผลให้ไอโอดีนดูดกลืนพลังงานของรังสีเอกซ์ไว้ทั้งหมด จึงทำให้ภาพที่ได้มีคอนทราสต์ในส่วนหลอดเลือดมีความแตกต่างจากเนื้อเยื่อที่ดี แม้ภาพที่ได้จะมีสัญญาณรบกวนสูงขึ้นเล็กน้อยในผู้ป่วยบางรายที่ใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ นอกจากนี้ โปรโตคอลพัฒนาสามารถลดค่าดัชนีรังสีซีทีเชิงปริมาตร ได้ร้อยละ 55.14, 39.43 และ 28.16 ในผู้ป่วยที่มีขนาดร่างกายเล็ก กลางและใหญ่ ตามลำดับ (ตารางที่ 2) เมื่อเปรียบเทียบกับ

โปรโตคอลอ้างอิง จึงช่วยลดความเสี่ยงจากการเกิดผลทางรังสี อย่างไรก็ตามการหาโปรโตคอลความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำที่เหมาะสมร่วมกับการลดปริมาณสารทึบรังสีชนิดไอโอดีนที่ใช้และการประเมินประสิทธิภาพของโปรโตคอลที่ได้พัฒนา ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องสำหรับผู้ป่วยไทยยังไม่ได้รับการประเมินอย่างชัดเจนสำหรับในต่างประเทศ ได้มีหลายงานวิจัยที่มีผลการศึกษาคคล้าย ๆ กับงานวิจัยนี้และได้มีการนำไปใช้การตรวจวินิจฉัยทางคลินิก⁽²⁵⁻²⁸⁾

ดังตารางที่ 1 จะเห็นว่าทั้งสองโปรโตคอลใช้ระบบปรับค่ากระแสหลอดอัตโนมัติ (automatic tube current modulation: ATCM) โดยโปรโตคอลอ้างอิงใช้การตั้งค่า NI=7 กำหนดช่วงค่ากระแสหลอด 50 ถึง 500 mA ค่า Rotation time ที่ 0.6 วินาที ดังนั้นค่ากระแสหลอดสูงสุดจึงถูกจำกัดไว้ที่ 300 mAs ประกอบกับการตั้งค่าสัญญาณรบกวนเป้าหมาย หรือ NI ที่ต่ำ ซึ่งต้องใช้ค่ากระแสหลอดและเวลาที่สูง ดังนั้นระบบ ATCM จึงตอบสนองโดยการคงที่ค่ากระแสหลอดไว้ที่ค่าสูงสุด ส่งผลให้ค่าดัชนีรังสี-ซีทีเชิงปริมาตร ไม่ต่างกันตามขนาดร่างกายของผู้ป่วยในโปรโตคอลอ้างอิง (ตารางที่ 2) เนื่องจากในกลุ่มผู้ป่วยขนาดกลางและใหญ่มีแนวโน้มของการใช้ค่ากระแสหลอดสูงสุดที่ตั้งค่าไว้ อย่างไรก็ตามในกรณีของผู้ป่วยขนาดใหญ่ การตั้งค่า NI ต่ำและกำหนดค่ากระแสหลอดสูงสุดไว้เช่นนี้ ส่งผลให้จำนวนโฟตอนไม่เพียงพอที่จะทำให้ค่าสัญญาณรบกวนเป็นไปตามค่าเป้าหมายได้ (NI=7) ดังจะเห็นได้จากตารางที่ 2 โดยสัญญาณรบกวนมีค่าสูงกว่า NI ที่ตั้ง และมีแนวโน้มสูงขึ้นเล็กน้อยตามขนาดร่างกายของผู้ป่วย โดยเฉพาะในผู้ป่วยขนาดใหญ่และวัดในกล้ามเนื้อ ดังนั้นการใช้งานระบบ ATCM ในกรณีนี้จึงไม่เต็มประสิทธิภาพ

สำหรับโปรโตคอลอ้างอิงมีการปรับเปลี่ยนค่า NI เป็น 16 เนื่องจากต้องการลดระดับปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจ โดยได้ผ่านการทดลองในหุ่นจำลองมาก่อนหน้านี้ และมีตั้งค่าความหนาของสไลซ์ที่บางลงเป็น 1.25 มม. ซึ่งตามทฤษฎีการตั้งค่า NI ที่สูงขึ้น และสไลซ์ที่บางลง จะ

ส่งผลให้สัญญาณรบกวนเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับโปรโตคอลอ้างอิง แต่เนื่องจากในโปรโตคอลพัฒนาตั้งค่า NI สูงขึ้น (NI=16) ร่วมกับการสร้างภาพแบบ HIR มาช่วย จึงส่งผลให้ค่าสัญญาณรบกวนมีค่าต่ำลงได้ (ตารางที่ 2) และยังคงส่งผลให้ปริมาณรังสีมีค่าน้อยลงเมื่อเทียบกับโปรโตคอลอ้างอิง และปริมาณรังสีสูงขึ้นตามขนาดร่างกายของผู้ป่วย (ตารางที่ 2) สอดคล้องกับหลักการทำงานของระบบ ATCM เปลี่ยนแปลง อย่างไรก็ตามในโปรโตคอลพัฒนาใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าเท่ากับ 80 kV, 100 kV และ 120 kV ในผู้ป่วยขนาดเล็ก กลาง และใหญ่ จึงทำให้สัญญาณรบกวนในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็กมีค่ามากกว่าในกลุ่มผู้ป่วยขนาดกลางและใหญ่ตามลำดับ

ในด้านคุณภาพของภาพ ค่า SNR และ CNR เป็นผลลัพธ์ซึ่งมาจากผลของสัญญาณรบกวน โดยการเปลี่ยนแปลงค่าสัญญาณรบกวนจะส่งผลต่อ SNR และ CNR โดยจากการประเมินคุณภาพของภาพเชิงคุณภาพ (ตารางที่ 2) พบว่า SNR และ CNR ของอวัยวะส่วนใหญ่นั้นมีค่าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สอดคล้องกับผลของสัญญาณรบกวน โดยเฉพาะในผู้ป่วยขนาดเล็กมีไขมันน้อยจึงทำให้ความแตกต่างของเนื้อเยื่อ (subject contrast) มีค่าต่ำ ประกอบกับการใช้ความต่างศักย์ไฟฟ้าในระดับ 80 kV อาจส่งผลให้สัญญาณรบกวนในภาพมีค่าสูงขึ้น และทำให้ SNR และ CNR มีค่าต่ำลง และในผู้ป่วยขนาดใหญ่ อาจเป็นเพราะขนาดร่างกายของผู้ป่วยที่จะลดทอนปริมาณรังสีและส่งผลให้สัญญาณในภาพมีค่าสูงขึ้นเช่นกัน อย่างไรก็ตามในการประเมิน SNR และ CNR ในบางตำแหน่งของภาพของผู้ป่วยขนาดใหญ่ ก็พบว่าการใช้โปรโตคอลอ้างอิงและโปรโตคอลพัฒนาส่งผลที่ไม่ต่างกัน ผลการศึกษายังชี้ให้เห็นว่าการใช้การสร้างภาพแบบ HIR ช่วยให้การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องสามารถทำได้ด้วยค่ากระแสหลอดที่ต่ำลง (เนื่องจากการตั้งค่า NI ที่สูงขึ้น) และค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ต่ำลง จะช่วยให้การตรวจพบวัตถุที่มีคอนทราสต์ต่ำของภาพสูงขึ้น

ผลการประเมินคุณภาพของภาพจากรังสีแพทย์ (ตารางที่ 2) ซึ่งประเมินจากความชัดเจนในการมองเห็น

ลักษณะทางกายวิภาคศาสตร์ ซึ่งเมื่อใช้โปรโตคอลพัฒนาพบว่า ในกลุ่มผู้ป่วยขนาดกลาง และใหญ่มีคะแนนที่สูงกว่าโปรโตคอลอ้างอิง อาจเป็นเพราะการดูกลืนสารทึบรังสีที่มีความชัดเจนมากขึ้นในเมื่อใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าที่ต่ำลง แต่ในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็กแม้ว่าการใช้โปรโตคอลพัฒนาจะมีคุณภาพของภาพในเชิงปริมาณที่น้อยกว่า แต่เมื่อนำภาพไปประเมินโดยรังสีแพทย์แล้วก็พบว่า ส่วนใหญ่นั้นมีคะแนนที่ไม่แตกต่างกัน ยกเว้นการมองเห็นภาพในส่วน renal parenchyma กับ portal vein ที่โปรโตคอลพัฒนาดีกว่าโปรโตคอลอ้างอิง ทั้งนี้จากการสัมภาษณ์รังสีแพทย์เพิ่มเติม อาจสรุปได้ว่าภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากโปรโตคอลพัฒนาที่มีการใช้ค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าต่ำ ส่งผลให้ภาพมีลักษณะเป็นความเปรียบต่างของภาพมีมาก (high contrast) หรือมีความแตกต่างระหว่างหลอดเลือดกับเนื้อเยื่อใกล้เคียงสูงส่งผลต่อการอ่านภาพของรังสีแพทย์

ผลการศึกษานี้ยืนยันด้วยค่า AUC (ตารางที่ 3) โดยสรุปได้ว่าคุณภาพของภาพที่ได้จากโปรโตคอลที่พัฒนาขึ้นมีค่าเทียบเท่าโปรโตคอลอ้างอิงในกลุ่มผู้ป่วยขนาดเล็กโดยค่า AUC อยู่ที่ประมาณ 0.5 และมีคุณภาพของภาพที่ดีกว่าโปรโตคอลอ้างอิงในกลุ่มผู้ป่วยขนาดกลางและขนาดใหญ่ ซึ่งค่า AUC มากกว่า 0.5 อย่างไรก็ตามความเห็นของรังสีแพทย์มีความสอดคล้องกันในระดับปานกลางถึงน้อย อาจเป็นเพราะแบบประเมินในลักษณะที่เป็น Likert scale จะขึ้นอยู่กับมาตรฐานและประสบการณ์ของผู้ตอบด้วย

การศึกษานี้มีข้อจำกัด คือ เป็นการวิจัยในผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รุ่นเดียว และบริษัทผู้ผลิตรายเดียวเท่านั้น ดังนั้นผลการศึกษานี้จึงไม่สามารถใช้อ้างอิงในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดอื่น ๆ หรือผู้ผลิตรายอื่น ๆ ได้

จากข้อมูลที่ได้ในครั้งนี้เป็นองค์ความรู้ที่สามารถนำใช้เทคโนโลยีทันสมัยที่มีอยู่มาประยุกต์ใช้ในเกิดประโยชน์ต่อผู้ป่วย ผู้รับบริการทางคลินิก โดยนักรังสี-

การแพทย์ ซึ่งเป็นผู้ทำหน้าที่ควบคุมการทำงานเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ต้องมีความรู้ความเข้าใจในเครื่องมือที่ใช้งาน เพื่อสร้างภาพที่มีคุณภาพและช่วยลดปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจเท่าที่จะทำได้ และนำอาจนำองค์ความรู้ที่ได้ไปใช้ต่อยอดในการตรวจวินิจฉัยชนิดอื่น ๆ ได้ต่อไป

เอกสารอ้างอิง

1. Martin CJ, Barnard M. How much should we be concerned about cumulative effective doses in medical imaging? J Radiol Prot 2022;42(1).
2. Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. N Engl J Med 2007;357(22):2277-84.
3. Huda W, Mettler FA. Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: what good are they? Radiology 2011;258(1):236-42.
4. Durand DJ, Mahesh M. Understanding CT dose display. J Am Coll Radiol 2012;9(9):669-71.
5. Brooks RA, Di Chiro G. Statistical limitations in x-ray reconstructive tomography. Med Phys 1976;3(4):237-40.
6. McNitt-Gray MF, Cagnon CH, Solberg TD, Chetty I. Radiation dose in spiral CT: the relative effects of collimation and pitch. Med Phys 1999;26(3):409-14.
7. Zarb F, Rainford L, McEntee MF. Image quality assessment tools for optimization of CT images. Radiography 2010;16(2):147-53.
8. Willemink MJ, Noël PB. The evolution of image reconstruction for CT—from filtered back projection to artificial intelligence. Eur Radiol 2019;29(5):2185-95.
9. Singh S, Kalra MK, Hsieh J, Licato PE, Do S, Pien HH, et al. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. Radiology 2010;257(2):373-83.

10. Seeliger E, Sendeski M, Rihal CS, Persson PB. Contrast-induced kidney injury: mechanisms, risk factors, and prevention. *Eur Heart J* 2012;33(16):2007-15.
11. Raju R, Thompson AG, Lee K, Precious B, Yang TH, Berger A, et al. Reduced iodine load with CT coronary angiography using dual-energy imaging: a prospective randomized trial compared with standard coronary CT angiography. *J Cardiovasc Comput Tomogr* 2014;8(4):282-8.
12. Carrascosa P, Capunay C, Rodriguez-Granillo GA, Deviggiano A, Vallejos J, Leipsic JA. Substantial iodine volume load reduction in CT angiography with dual-energy imaging: insights from a pilot randomized study. *Int J Cardiovasc Imaging* 2014;30(8):1613-20.
13. Nakaura T, Awai K, Maruyama N, Takata N, Yoshinaka I, Harada K, et al. Abdominal dynamic CT in patients with renal dysfunction: contrast agent dose reduction with low tube voltage and high tube current-time product settings at 256-detector row CT. *Radiology* 2011;261(2):467-76.
14. Gruberg L, Mintz GS, Mehran R, Gangas G, Lansky AJ, Kent KM, et al. The prognostic implications of further renal function deterioration within 48 h of interventional coronary procedures in patients with pre-existent chronic renal insufficiency. *J Am Coll Cardiol* 2000;36(5):1542-8.
15. McCullough PA, Adam A, Becker CR, Davidson C, Lameire N, Stacul F, et al. Epidemiology and prognostic implications of contrast-induced nephropathy. *Am J Cardiol* 2006;98(6a):5k-13k.
16. Mohammed NM, Mahfouz A, Achkar K, Rafie IM, Hajar R. Contrast-induced nephropathy. *Heart Views* 2013;14(3):106-16.
17. Marin D, Nelson RC, Schindera ST, Richard S, Youngblood RS, Yoshizumi TT, Samei E. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm - initial clinical experience. *Radiology* 2010;254(1):145-53.
18. Seyal AR, Arslanoglu A, Abboud SF, Sahin A, Horowitz JM, Yaghmai V. CT of the abdomen with reduced tube voltage in adults: a practical approach. *RadioGraphics* 2015;35(7):1922-39.
19. Sookpeng S, Martin CJ, Krisanachinda A. Design and use of a phantom for testing and comparing the performance of computed tomography automatic tube current modulation systems. *J Radiol Prot* 2020;40(3):753-73.
20. Sookpeng S, Martin CJ. A phantom evaluation of the use of CT automatic tube current modulation with low tube potentials for iodinated contrast studies. *Radiat Prot Dosimetry* 2022;198(3):188-95.
21. AAPM. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. AAPM Report 204. Alexandria, Virginia: AAPM Publication, 2011.
22. European Commission. European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography EUR 16262 EN. Luxemburg: Luxemburg Office for Official Publications of the European Communities, 1999.
23. Koo TK, Li MY. A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *J Chiropr Med* 2016;15(2):155-63.
24. Båth M, Månsson LG. Visual grading characteristics (VGC) analysis: a non-parametric rank-invariant statistical method for image quality evaluation. *Br J Radiol* 2007;80(951):169-76.
25. Nakaura T, Nakamura S, Maruyama N, Funama Y, Awai K, Harada K, et al. Low contrast agent and radiation dose protocol for hepatic dynamic CT of thin adults at 256-detector row CT: effect of low tube voltage and hybrid iterative reconstruction algorithm on image quality.

- Radiology 2012;264(2):445-54.
26. Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, Silva AC, Paden RG, Wu Q. Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. AJR Am J Roentgenol 2010;195(3):713-9.
27. Yu MH, Lee JM, Yoon JH, Baek JH, Han JK, Choi BI, et al. Low tube voltage intermediate tube current liver MDCT: sinogramaffirmed iterative reconstruction algorithm for detection of hypervascular hepatocellular carcinoma. AJR Am J Roentgenol 2013;201(1):23-32.
28. Hur BY, Lee JM, Joo I, Yu MH, Yoon JH, Han JK, et al. Liver computed tomography with low tube voltage and model-based iterative reconstruction algorithm for hepatic vessel evaluation in living liver donor candidates. J Comput Assist Tomogr 2014; 38(3):367-75.

Efficiency of Low-tube Voltage Protocols Combined with Iodine Contrast Reduction and Hybrid Iterative Reconstruction Techniques for Abdominal Computed Tomography: a Study in Patients

Jongkolnee Poosub, B.S. (Radiological Technology)*

Diagnostic Radiology, Department of Radiology, Buddhachinaraj Hospital, Phitsanulok, Thailand

Journal of Health Science of Thailand 2024;33(3):549-59.

Corresponding author: Jongkolnee Poosub, Email: jeep2510@gmail.com

Abstract: This research aimed to evaluate the effectiveness of a newly developed protocol, incorporating low-tube voltage and iodine contrast reduction, along with hybrid iterative reconstruction, for abdominal computed tomography (CT) in Thai patients of small, medium, and large body sizes. A total of 105 patients underwent imaging using a GE Revolution CT scanner with dual-energy capabilities, employing tube voltages of 80 kV, 100 kV, and 120 kV for small, medium, and large body sizes, respectively. These were compared to a reference protocol using 120 kV, with a reduction in contrast agent volume by a percentage of 15.03%, 8.55% and 5.15%, respectively. The research revealed that the developed protocol significantly reduced the CTDIvol by 55.14%, 39.43%, and 28.16% in the small, medium, and large patient groups, respectively. While quantitative image quality metrics were lower than the reference protocol in the small patient group, qualitative assessments of image clarity by three radiologists, generating Visual Grading Characteristics (VGC), showed that the developed protocol provided comparable image quality in the small and large patient groups (AUC=0.5) and superior image quality in the medium patient group (AUC >0.5). Thus, the developed protocol demonstrates suitability for clinical application.

Keywords: iodine contrast agent; abdominal computed tomography (CT); low-tube voltage; iterative reconstruction