การลดปริมาณรังสีและเพิ่มอัตราส่วนความคมชัดต่อสัญญาณรบกวน โดยการใช้เทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง

*นิตยา สนิทวงศ์ ณ อยุธยา**

บทคัดย่อ

ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง มีความเป็นไปได้ที่การเปลี่ยนเทคนิคค่าความต่างศักย์หลอดมาตรฐาน 120 กิโลโวลต์ เป็นเทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำ 80 กิโลโวลต์ จะช่วยลดปริมาณรังสีในผู้ป่วยและเพิ่มคอนทราสต์ของภาพ โดยที่คุณภาพของภาพที่ได้ยังเป็นที่ยอมรับต่อการวินิจฉัย การศึกษาแบบกึ่งทดลองครั้งนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาเทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำที่จะช่วยลดปริมาณรังสี และเพิ่มอัตราส่วนความคมชัดต่อสัญญาณรบกวนหรือซีเอ็นอาร์ (contrast to noise ratio, CNR) ของภาพในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องช่วงหลอดเลือดแดง (arterial phase) ในผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัม ทำการศึกษาโดยใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ Philips Brilliance 64 แบ่งเป็น 2 ระยะ คือ การศึกษาในแฟนตอมร่างกาย และ การศึกษาในผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัมที่มาตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องช่วงหลอดเลือดแดง ณ โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ ระหว่างเดือนธันวาคม 2557 ถึง เดือนมกราคม 2558 จากการทดลองในแฟนตอมร่างกายพบว่าการใช้เทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำ 80 กิโลโวลต์ ปรับตัวกรองเสริม (enhancing filter) เป็น -1 และตั้งค่ากระแสหลอด-เวลา ตั้งแต่ 300-470 มิลลิแอมแปร์-วินาที สามารถจำกัดสัญญาณรบกวน (noise) ของภาพได้ไม่เกิน 20 หน่วยเฮาส์ฟิลด์ (Hounsfield Unit, HU) เมื่อนำเทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำ 80 กิโลโวลต์ ที่ได้ไปใช้ในผู้ป่วย จำนวน 20 ราย เปรียบเทียบกับภาพของผู้ป่วยที่สแกนด้วยเทคนิคเดิม 120 กิโลโวลต์ 20 ราย พบว่า เทคนิค 80 กิโลโวลต์ สามารถลดปริมาณรังสีในผู้ป่วยลงจากเทคนิคเดิมได้ร้อยละ 40.6 (9.97 มิลลิเกรย์ : 5.92 มิลลิเกรย์) และเพิ่มซีเอ็นอาร์ได้ร้อยละ 69.9 (13.24 : 22.50) ผลการศึกษาของเทคนิคทั้งสองแบบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.05$) ผลการประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์ พบว่าภาพที่ได้จากเทคนิค 80 กิโลโวลต์ ได้คะแนนเฉลี่ยเท่ากับ 4.6 จาก 5 คะแนนเต็ม โดยที่รังสีแพทย์ 2 ใน 3 ท่านประเมินคุณภาพของภาพในระดับดีเยี่ยม เนื่องจากช่วยให้เห็นหลอดเลือดแดงได้อย่างชัดเจน

คำสำคัญ : การลดปริมาณรังสีความคมชัดต่อสัญญาณรบกวน (ซีเอ็นอาร์) เทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำ การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง

* นักรังสีการแพทย์ งานรังสีวินิจฉัย กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ อุบลราชธานี

การลดปริมาณรังสีและเพิ่มอัตราส่วนความคมชัดต่อสัญญาณรบกวน ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง

นิตยา สนิทวงศ์ ณ อยุธยา

บทนำ

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิด Multi-Detector Computed Tomography (MDCT) เป็นเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย เนื่องจากลดเวลาในการสแกน แพทย์สามารถวินิจฉัยโรคได้รวดเร็วและถูกต้องมากขึ้น ช่วยบอกความรุนแรงของโรคและทำให้วางแผนการรักษาได้ทันท่วงที แต่สิ่งที่ตามมาคือ ผู้ป่วยได้รับรังสีมากขึ้น จากการสำรวจโดย The International Atomic Energy Agency (IAEA)[1] พบว่าในศูนย์การแพทย์ขนาดใหญ่มีการใช้เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ MDCT ในการตรวจมากขึ้น โดยคิดเป็นร้อยละ 25 ของการตรวจทั้งหมด และปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับเป็นร้อยละ 60-70 ของปริมาณรังสีทั้งหมดที่ได้รับจากการตรวจทางรังสีวินิจฉัย จึงมีการให้ความสำคัญในการหาวิธีการลดปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจลง แต่ยังคงคุณภาพของภาพเพียงพอแก่การวินิจฉัยโดยรังสีแพทย์ ทั้งนี้เพื่อเป็นการป้องกันอันตรายจากรังสีให้กับผู้ป่วยแต่ยังคงประโยชน์ต่อการดูแลรักษาผู้ป่วยให้มากที่สุด

โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ จังหวัดอุบลราชธานี เป็นโรงพยาบาลศูนย์ขนาดใหญ่ให้การดูแลประชาชนในเขตภาคตะวันออกเฉียงเหนือตอนล่าง รวมถึงประเทศเพื่อนบ้านทั้ง ลาว กัมพูชา และเวียดนาม ในปี พ.ศ. 2557 มีผู้ป่วยมาตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำนวนมากถึง 26,643 ครั้ง และเป็นการตรวจช่องท้อง (CT abdomen) จำนวน 3,808 ครั้ง ทำให้เกิดความกังวลเกี่ยวกับการใช้รังสีในผู้ป่วย โดยเฉพาะในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง ซึ่งอาจทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีมากถึง 7 มิลลิซีเวิร์ธ[2] และกรณีที่เป็นการตรวจแบบ multiphase study ผู้ป่วยจะยิ่งได้รับรังสีมากยิ่งขึ้นไปอีก ซึ่งที่โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ มีการส่งตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องแบบ multiphase ในปี 2557 จำนวน 638 ครั้ง จึงสมควรที่จะศึกษาหาเทคนิคนอกเหนือไปจากเทคนิคมาตรฐานที่ใช้ประจำวันเพื่อช่วยลดปริมาณรังสีต่อผู้ป่วย โดยไม่ทำให้คุณภาพของภาพลดลง และควรมีคุณภาพที่เหมาะสมช่วยให้รังสีแพทย์อ่านผลได้ง่ายขึ้นด้วย

วิธีการลดปริมาณรังสีในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในทางเทคนิคสามารถทำได้หลายวิธี เช่น การลดค่ากระแสไฟฟ้าของหลอด (mA) ซึ่งเป็นวิธีที่นิยมใช้กันโดยทั่วไป แต่จะเป็นการลดอัตราส่วนความคมชัดต่อสัญญาณรบกวนหรือซีเอ็นอาร์ (contrast to noise ratio, CNR) และอาจส่งผลต่อการวินิจฉัยภาพ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในการตรวจช่องท้องซึ่งเป็นบริเวณที่มีคอนทราสต์ต่ำ (low contrast detection) การสแกนโดยใช้เทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำ (low tube voltage technique) จะเป็นวิธีที่ช่วยลดปริมาณรังสีได้โดยไม่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพและยังช่วยเพิ่ม CNR ด้วย[3-4]

ในปัจจุบันการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องใช้เทคนิคที่ความต่างศักย์ 120 kV อย่างไรก็ตามมีงานวิจัยที่แสดงให้เห็นว่ามีความเป็นไปได้ที่จะลดพลังงานของหลอดเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการสแกนจาก 120 kV ลงมาที่ 80-90 kV[5] โดย

คุณภาพของภาพที่ได้ยังเป็นที่ยอมรับต่อการวินิจฉัย ข้อดี คือ ช่วยลดปริมาณรังสีและช่วยเพิ่มคอนทราสต์ของภาพให้สูงขึ้น โดยเมื่อมีการฉีดสารทึบรังสีที่มีส่วนประกอบของธาตุที่มีเลขอะตอมสูงอย่างเช่นไอโอดีน (iodinated contrast media) เข้าไปในร่างกาย จะทำให้เห็นรอยโรคที่อวัยวะต่างๆ ได้ชัดเจนขึ้น ถึงแม้จะมีการลดปริมาณหรือลดอัตราเร็วของการฉีดสารทึบรังสีที่มีไอโอดีนลงก็ตาม

ที่ผ่านมา โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ใช้เทคนิคในการตรวจช่องท้อง ได้แก่ 120 kV 100-300 mAs (เครื่อง CT Philips Brillance 64) ปริมาณรังสี (CTDIvol) ในการตรวจช่องท้องส่วนบน (arterial phase) อยู่ในช่วง 8-20 mGy ขึ้นกับขนาดตัวของผู้ป่วย การลดปริมาณรังสีทำได้โดยลดค่าเทคนิคที่ใช้ซึ่งในการศึกษาครั้งนี้คือ การใช้เทคนิคความต่างศักย์ต่ำที่ 80 kV แต่ผลที่ตามมาคือ ระดับสัญญาณรบกวน(noise) ของภาพเพิ่มขึ้น[6] และอาจทำให้ภาพที่ได้ไม่มีคุณภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการปรับพารามิเตอร์ตัวอื่น เช่น ค่ากระแสไฟฟ้าและเวลา (mAs) และตัวกรองเสริม (enhancement) เพื่อให้ภาพยังคงมีคุณภาพเหมาะสมต่อการวินิจฉัยของรังสีแพทย์ รวมทั้งสามารถลดปริมาณรังสี และเพิ่ม CNR ซึ่งเป็นตัวชี้วัดคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในอวัยวะที่มีคอนทราสต์ต่ำด้วย

เนื่องจากขนาดของผู้ป่วยมีผลต่อการดูดกลืนรังสี[7] ปริมาณรังสีที่ใช้ในการสแกน และสัญญาณรบกวนของภาพ จากการทบทวนวรรณกรรม[8] พบว่าการใช้ความต่างศักย์ 80 kV เพื่อการลดปริมาณรังสีและเพิ่มคอนทราสต์โดยคุณภาพของภาพยังเหมาะสมต่อการวินิจฉัยจำเป็นที่จะต้องชดเชยโดยการเพิ่ม mAs ประมาณ 2-3 เท่า ผู้วิจัยได้ทบทวนข้อมูลเดิมของหน่วยงานพบว่า ในผู้ป่วยที่น้ำหนักมากกว่า 55 กิโลกรัม ถ้าจะปรับเทคนิคจาก 120 kV เป็น 80 kV ส่วนใหญ่แล้วจะต้องมีการชดเชย mAs สูงเกินกว่า 470 mAs ซึ่งเกินข้อจำกัดของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้อยู่ การศึกษาครั้งนี้จึงมุ่งดำเนินการวิจัยเฉพาะในผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัม โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาการลดปริมาณรังสีและการเพิ่มอัตราส่วนความคมชัดต่อสัญญาณรบกวนหรือซีเอ็นอาร์ โดยใช้เทคนิคความต่างศักย์หลอด 80 kV ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องในผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัม

นิยามศัพท์

การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง หมายถึง การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องตอนบนเพื่อการวินิจฉัยโรคต่างๆ โดยเฉพาะที่ส่วนของตับ เพื่อใช้ประกอบการวางแผนการรักษาที่เหมาะสม โดยทำการสแกนตั้งแต่ dome of diaphragm ถึง iliac crest แบ่งเป็น 3 phases คือ arterial phase, porto-venous phase และ delay phase โดย arterial phase จะเห็นความแตกต่างของหลอดเลือดกับอวัยวะใกล้เคียงมากที่สุด ซึ่งการศึกษานี้จะทำเฉพาะใน arterial phase โดยไม่มีการเปลี่ยนแปลงใดๆ ใน phase

อื่น

ความต่างศักย์หลอดต่ำ (low tube voltage) หมายถึง ความต่างศักย์หลอดที่น้อยกว่า 120 kV ในการศึกษานี้ใช้ค่า 80 kV ตามความสามารถของเครื่องที่ใช้ (CT Philips Brilliance 64) ซึ่งสามารถตั้งได้ 3 ค่า ได้แก่ 140 kV, 120 kV และ 80 kV

ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ หมายถึง ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการตรวจสแกนช่องท้องหนึ่งรอบของการตรวจ (phase) โดยการวัดค่า CTDIvol (Computed Tomography Dose Index volume) มีหน่วยเป็นมิลลิเกรย์ หรือ mGy

อัตราส่วนความคมชัดต่อสัญญาณรบกวนหรือซีเอ็นอาร์ (contrast to noise ratio, CNR)[9] หมายถึง อัตราส่วนระหว่างความแตกต่างของค่า CT number ของอวัยวะเป้าหมายและอวัยวะใกล้เคียง (background) ต่อสัญญาณรบกวนของอวัยวะใกล้เคียง เนื่องจากเป็นการศึกษาช่องท้องในช่วง arterial phase ดังนั้นส่วนที่เป็นเป้าหมายในการศึกษา คือ เส้นเลือดแดงเอออร์ตา (aorta) ส่วนอวัยวะใกล้เคียง คือ ตับ ที่อยู่ในชั้นตัดเดียวกันหลังการฉีดสารทึบรังสี 35 วินาที

วิธีการศึกษา

การวิจัยนี้ใช้ระเบียบวิธีวิจัยแบบกึ่งทดลอง (quasi-experimental research) แบ่งออกเป็น 2 ระยะ ได้แก่ 1) การศึกษาในแฟนตอมเพื่อหาเทคนิคที่เหมาะสมในการตั้งพารามิเตอร์ร่วมกับค่าความต่างศักย์ 80 kV ที่ให้ค่าสัญญาณรบกวน (noise) อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานเทียบเท่ากับเทคนิคที่ใช้งานปัจจุบันที่ค่าความต่างศักย์ 120 kV 2) การศึกษาในผู้ป่วยเพื่อศึกษาผลของการใช้เทคนิคที่ค่าความต่างศักย์ 80 kV ที่ได้จากการศึกษาในแฟนตอมในระยะที่ 1 เปรียบเทียบกับเทคนิคปัจจุบัน (120 kV) โดยใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ CT Philips Brilliance 64 ของกลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์

ประชากรและกลุ่มตัวอย่าง ประชากรเป็นผู้ป่วยอายุมากกว่า 18 ปี น้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัม ที่มารับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องแบบ liver 3 phases ตามคำสั่งของแพทย์ที่ดูแลและรังสีแพทย์เห็นสมควรส่งตรวจ โดยไม่จำกัดเพศ และผู้ป่วยลงชื่อยินยอมก่อนทำการตรวจ

จากการทบทวนข้อมูลย้อนหลังเพื่อดูจำนวนประชากรของผู้ป่วยที่มาตรวจ CT abdomen (triple phase) ในเดือนตุลาคม 2557 พบว่ามีผู้ป่วยทั้งหมด 62 ราย และเป็นผู้ป่วยที่น้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัม 28 ราย หรือคิดเป็นร้อยละ 45 ของผู้ป่วยทั้งหมด อย่างไรก็ตาม ในการวิจัยแบบกึ่งทดลองนั้น กลุ่มตัวอย่างควรมีอย่างน้อยที่สุด 20-30 ราย และถ้ามีการเปรียบเทียบระหว่างกลุ่มแต่ละกลุ่มไม่ควรต่ำกว่า 10 ราย[10-11] การศึกษานี้จึงทำในผู้ป่วยทั้งสิ้น 40 ราย ตั้งแต่เดือนธันวาคม 2557 ถึง เดือนกุมภาพันธ์ 2558 โดยแบ่งเป็นกลุ่มละ 20 ราย สุ่มตัวอย่างแบบตามความสะดวก (convenience sampling) โดยจะเก็บข้อมูลผู้ป่วยที่ใช้เทคนิคดั้งเดิม 120 kV ให้ครบ 20 ราย

ก่อน จึงทำการเก็บข้อมูลผู้ป่วยด้วยเทคนิค 80 kV อีก 20 ราย

การศึกษานี้ได้ผ่านการพิจารณาด้านจริยธรรมการวิจัยจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ อุบลราชธานี ก่อนทำการศึกษา

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย 1) เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 64 slices ยี่ห้อ Philips รุ่น BrillianceTM CT (Philips Medical Systems, Nederland B.V.) 2) Philips Phantom, Item: 455012201471 3) Nemoto A60, CT injector, NemotoKyorindo Co., Ltd. 4) โปรแกรม Extended BrillianceTM Workspace 5) โปรแกรม Infinitt PACS 6) แบบประเมินคุณภาพของภาพที่ได้จากการสแกน สำหรับรังสีแพทย์ ซึ่งแบ่งเป็น 5 ระดับ ได้แก่ ไม่ผ่าน (unacceptable) ต่ำกว่าเกณฑ์ (suboptimal) พอเพียงต่อการวินิจฉัย (adequate) ดี (good) และ ดีเยี่ยม (excellent)

ระยะของการศึกษา

ระยะที่ 1 การศึกษาในแฟนตอมของลำตัว เป็นการหาค่าสัญญาณรบกวนเปรียบเทียบกันระหว่างเทคนิคค่าความต่างศักย์ต่ำกับค่าความต่างศักย์ที่ใช้ปัจจุบันในการตรวจช่องท้องคือ 120 kVp และ 150-350 mAs ค่าสัญญาณรบกวนในช่วงที่ใช้งานไม่เกิน 20 HU และทำการตรวจสอบปริมาณรังสี ทั้งนี้เทคนิคใหม่จะต้องให้ปริมาณรังสีที่น้อยกว่า โดยมีรายละเอียด ดังนี้

1.1 ติดตั้งแฟนตอมลงบนเตียงเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จากนั้นสแกนแฟนตอมส่วนของลำตัวโดยใช้ protocol ของ abdomen ที่ใช้ในการตรวจประจำ ใช้ค่าความต่างศักย์ 120 kVp และ 80 kVp ในแต่ละค่าความต่างศักย์มีการเปลี่ยน mAs เป็น 100, 150, 200, 250, 300, 400 และ 470 ตามลำดับ ขณะที่พารามิเตอร์อื่นคงที่ (rotation time = 0.75 s, FOV = 322mm, filter: Standard B และ enhancement 0.0)

1.2 ทำการวัดค่าสัญญาณรบกวนบริเวณส่วนที่เป็นช่องน้ำ slice width 3 มิลลิเมตร โดยใช้ ROI (region of interest) ขนาดประมาณ 200 มิลลิเมตร 2 นำผลที่ได้มาสร้างแผนภูมิ พบว่า ค่าสัญญาณรบกวนที่ต่ำสุดของเทคนิค 80 kV ยังสูงกว่า 20 HU และยังไม่ใกล้เคียงกับเทคนิค 120 kV จึงได้ทำการปรับ enhancement ตามการศึกษาของกิตติพร ตรีรัตนพงษ์[10] ที่พบว่าสัญญาณรบกวนลดลงได้เมื่อปรับ algorithm และ enhancement เป็น smooth -1 แต่ผู้วิจัยปรับเพียง enhancement เป็น -1 แล้วทำการสแกนซ้ำ ซึ่งผลการศึกษาสัญญาณรบกวนในแฟนตอมแสดงในแผนภูมิที่ 1

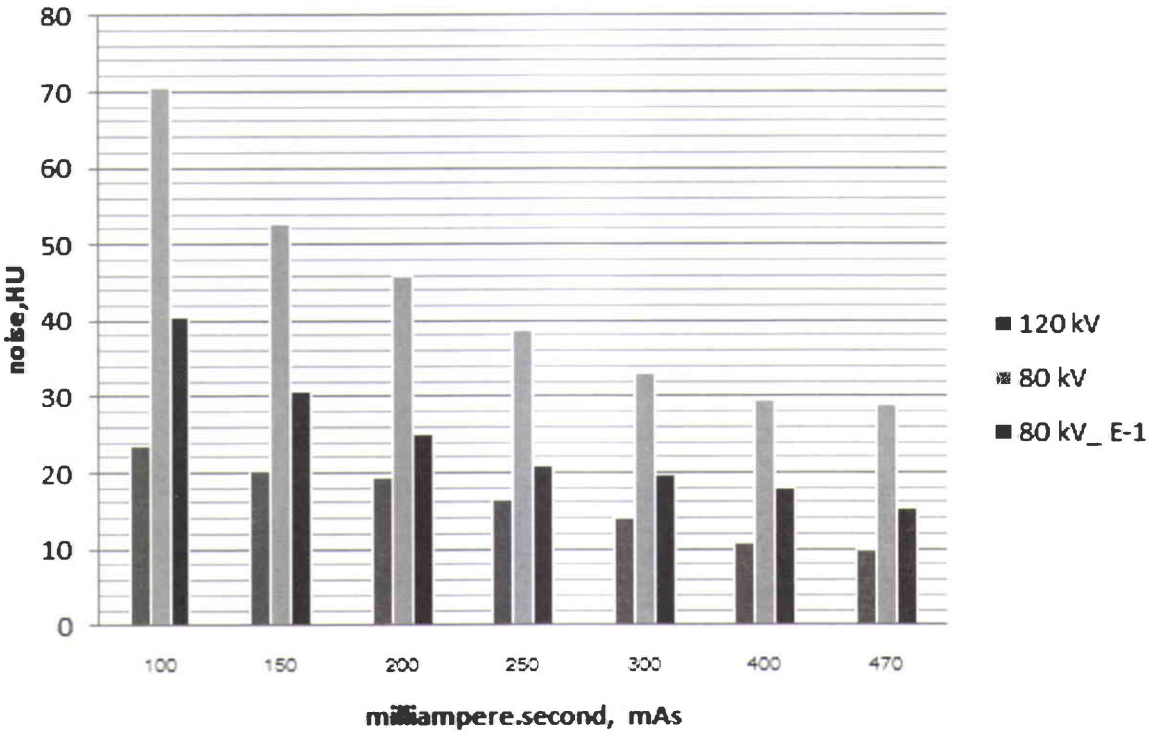
1.3 บันทึกค่าปริมาณรังสี CTDIvol ที่ได้จากการสแกนแฟนตอม นำมาสร้างแผนภูมิของแต่ละค่า kV ระหว่าง mAs กับ CTDIvol ตามแผนภูมิที่ 2 จะเห็นว่าที่ค่า mAs เท่ากัน ปริมาณรังสีจากเทคนิค 80 kV ต่ำกว่าเทคนิค 120 kV มากกว่า 2 เท่า

1.4 สรุปการศึกษาในแฟนตอมได้ว่าสามารถนำเทคนิคค่าความต่างศักย์ 80 kV, en-

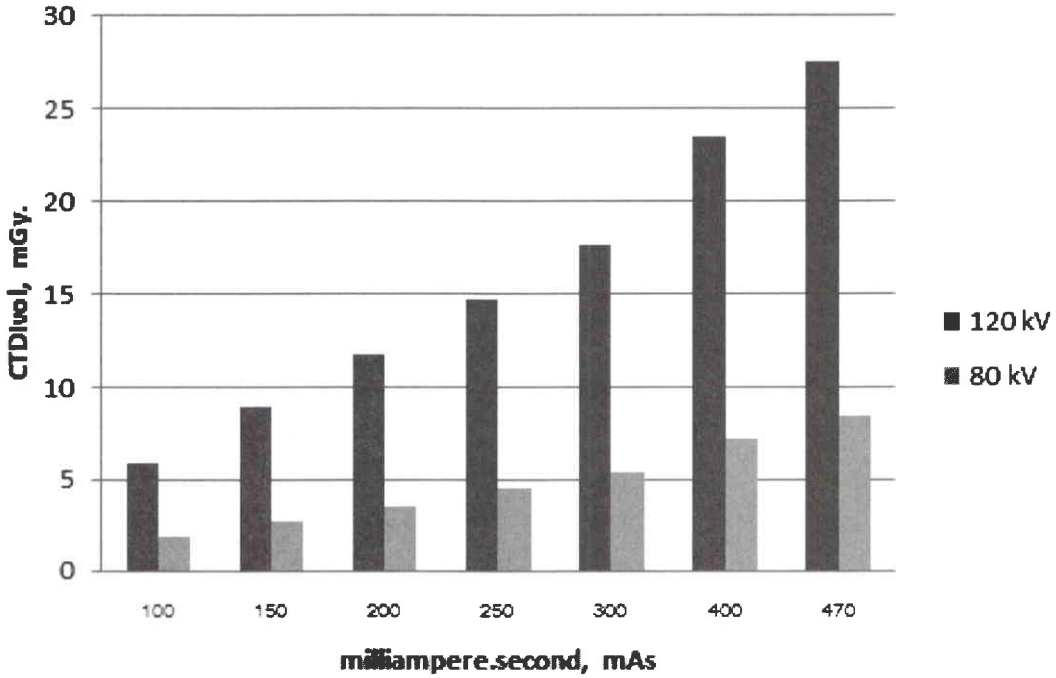
hancement –1 (80kV_E-1) ไปใช้ในการสแกน CT abdomen โดยต้องมีการปรับค่า mAs เพิ่มให้อยู่ในช่วง 300-470 จึงจะได้ภาพที่มีสัญญาณรบกวนที่อยู่ในเกณฑ์รับได้ และใกล้เคียงกับเทคนิคปัจจุบันที่ใช้ความต่างศักย์ 120 kV

1.5 การใช้เทคนิค 80 kV จะไม่ทำให้ผู้ป่วยได้รับรังสีเกินกว่าค่ามาตรฐานที่กำหนดไว้ ถึงแม้จะใช้ค่ากระแสและเวลาสูงสุด ซึ่งในที่นี้คือ 470 mAs และมีแนวโน้มว่าจะทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่น้อยลง

แผนภูมิที่ 1 ค่าสัญญาณรบกวน (noise) ของภาพแฟนตอมส่วนที่เป็นน้ำของเทคนิคที่ใช้ค่าความต่างศักย์ 120 kV, 80 kV และ 80 kV_E-1 (80 kV/enhancement -1) โดยมีการแปรค่า mAs ตามค่าพื้นฐานของเครื่อง



แผนภูมิที่ 2 ค่าปริมาณรังสี CTDIvol จากการสแกนแฟนตอมโดยใช้เทคนิค 120 kV และ 80 kV ที่ค่า mAs ต่างๆ



ระยะที่ 2 การศึกษาในผู้ป่วย โดยการนำเทคนิค 80 kV จากการศึกษาในแฟนตอมมาใช้ในการตรวจ CT abdomen ผู้ป่วยที่น้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัม ซึ่งแพทย์มีคำสั่งให้ตรวจตับแบบ multi-phase (dual phase หรือ triple phase) รายละเอียดเป็นดังนี้

2.1 ทำการตรวจผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัม ด้วยเทคนิคมาตรฐานดั้งเดิม 120 kV collimation 64x0.625 mm, scan time/rotation = 0.75 s, pitch = 0.797, FOV = 350 mm, filter: Standard B และ mAs ตามกำหนดโดยเครื่อง ทำการเก็บข้อมูลตามกำหนดในผู้ป่วยจำนวน 20 ราย

2.2 กำหนดโปรโตคอลเพื่อการตรวจผู้ป่วยเฉพาะใน arterial phase โดยใช้เทคนิค 80 kV, collimation 64x0.625 mm, scan time/rotation = 0.75 s, pitch = 0.797, FOV = 350 mm, filter: Standard B และ enhancement -1.0 กรณีผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 45 กิโลกรัมตั้งค่า mAs =300-400 ส่วนผู้ป่วยน้ำหนัก 46-55 กิโลกรัม ตั้งค่า mAs = 470 อย่างไรก็ตามยังมีการเปิดการทำงานของ Z-DOM (Z-Axis Dose Modulation) จึงทำให้มีการปรับค่า mAs โดยเครื่อง CT เพื่อให้ทุก slices ในแนวแกน Z มีสัญญาณรบกวนขนาดเดียวกัน สร้างภาพ slice width/increment เท่ากับ 3/3 mm. window

width/level เท่ากับ 400/70 ในส่วนของ venous phase และ delay phase ยังคงใช้เทคนิคมาตรฐาน 120 kV เหมือนเดิมที่เคยใช้งานประจำ

2.3 การฉีดสารทึบรังสีเป็นไปตามการตรวจมาตรฐานของหน่วยงาน โดยการฉีด Iopromide 370 mgI/ml เข้าหลอดเลือดดำ ในปริมาณ 1.2 มล.ต่อน้ำหนักผู้ป่วย 1 กิโลกรัม ใช้เครื่องฉีดสารทึบรังสีอัตโนมัติ Nemoto A60, CT injector อัตราเร็วในการฉีด 1.5-2.0 ml/sec. เริ่มสแกนหลังฉีดสารทึบรังสี 35 วินาที โดยใช้โปรแกรม SAS (Spiral Auto Start) ตั้งแต่ dome of diaphragm ถึงขอบบนของ iliac crest

2.4 ทำการตรวจผู้ป่วย 1 ราย ด้วยเทคนิคความต่างศักย์ต่ำ 80 kV ตามโปรโตคอลที่ระบุในข้อ 2.2 จากนั้นให้รังสีแพทย์ตรวจสอบคุณภาพของภาพว่าเหมาะสมต่อการวินิจฉัย จึงเริ่มดำเนินงานต่อไปในผู้ป่วยรายอื่น

2.5 รังสีแพทย์ 3 ท่าน ทำการประเมินคุณภาพของภาพ โดยใช้ คะแนน 5 ระดับ คือ 1) ไม่ผ่าน 2) ต่ำกว่าเกณฑ์ 3) พอเพียงต่อการวินิจฉัย 4) ดี 5) ดีเยี่ยม โดยที่คะแนนต่ำสุดของแต่ละรายจะต้องไม่ต่ำกว่าระดับ 3 จึงจะถือว่าผ่าน

2.6 การวัดปริมาณรังสี บันทึกค่า CTDIvol ที่อ้างอิงใน Dose Info. เฉพาะส่วนของ arterial phase

2.7 การวัดค่า CNR ทำได้โดยการวัด CT number (HU) ของ descending aorta (a) CT number ของ liver (b) และ ค่า noise ของ liver (SD_b) ใช้ ROI ประมาณ 100±10 mm2 เลือกวัดที่ชั้นตัดระดับกึ่งกลางของตับ โดยค่า CNR เท่ากับ (a-b)/SD_b

การวิเคราะห์ข้อมูล ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยได้แก่ เพศ อายุ น้ำหนัก แสดงเป็น ร้อยละและค่าเฉลี่ย ปริมาณสารทึบรังสี ปริมาณรังสี ค่า CT number และ CNR แสดงเป็นค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน การเปรียบเทียบปริมาณรังสีและ CNR ระหว่างเทคนิคใช้สถิติ Independent-Samples T-Test มีนัยสำคัญทางสถิติที่ p-value<0.05

ผลการศึกษา

จากการทดลองระยะที่ 1 การศึกษาในแฟนตอมพบว่า สามารถนำเทคนิคค่าความต่างศักย์ 80 kV enhancement –1 (80 kV_E-1) มาใช้ในการสแกน CT abdomen โดยต้องมีการปรับค่า mAs เพิ่มให้อยู่ในช่วง 300-470 จึงจะได้ภาพที่มีสัญญาณรบกวนที่อยู่ในเกณฑ์รับได้ และใกล้เคียงกับเทคนิคปัจจุบันที่ใช้ความต่างศักย์ 120 kV (ไม่เกิน 20 HU) ผลการทดลองแสดงในตารางที่ 1 ซึ่งเทคนิค 80 kV_E-1 จะไม่ทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเกินกว่าค่าที่ได้ในเทคนิคมาตรฐาน[12] ถึงแม้จะใช้ค่ากระแสและเวลาสูงสุดซึ่งในที่นี้คือ 470 mAs ค่า CTDIvol ที่ได้เท่ากับ 8.44 mGy/cm

ตารางที่ 1 สัญญาณรบกวน (noise) และปริมาณรังสีที่วัดได้จากการทดลองในแฟนตอมด้วยเทคนิค 120 kV และ เทคนิค 80 kV (enhancement-1) ที่ค่ากระแสหลอด-เวลา (mAs) ต่างๆ

เทคนิค \ mAs	Noise (HU) ที่ระดับ mAs ต่างๆ						
	100	150	200	250	300	400	470
120 kV	23.7	20.4	19.5	16.4	14.0	10.7	9.9
80 kV_E-1	40.4	30.7	25.1	20.9	19.6	17.8	15.1
	ปริมาณรังสี CTDIvol (mGy) ที่ระดับ mAs ต่างๆ						
120 kV	5.88	8.92	11.76	14.70	17.58	23.46	27.53
80 kV_E-1	1.81	2.70	3.64	4.50	5.38	7.18	8.44

ดังนั้นเทคนิคค่าความต่างศักย์ต่ำ ดังนั้นเทคนิคค่าความต่างศักย์ต่ำที่จะนำไปใช้ในการศึกษาผู้ป่วย CT abdomen (liver arterial phase) ได้แก่ เทคนิค 80 kV, collimation 64 x 0.625 mm, scan time/rotation = 0.75 s, pitch = 0.797, FOV = 350 mm, filter: Standard B และ enhancement -1.0 ในกรณีผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 45 กิโลกรัมตั้งค่า mAs (preset) = 300-400 และ ผู้ป่วยน้ำหนัก 46-55 กิโลกรัม ตั้งค่า mAs = 470 อย่างไรก็ตามยังมีการเปิดการทำงานของ Z-DOM (Z-Axis Dose Modulation) เพื่อให้มีการปรับค่า mAsโดยเครื่อง CT ทำให้ทุก slices ในแนวแกน Z มีสัญญาณรบกวนขนาดเดียวกัน

ในการศึกษาระยะที่ 2 ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยที่รับการตรวจ CT abdomen (liver arterial phase) น้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัม จำนวนทั้งหมด 40 คน พบว่าเป็นหญิง 17 คน ชาย 23 คน อายุระหว่าง 28-81 ปี เฉลี่ย 60.9 ปี (SD=11.9) มีน้ำหนักตัวระหว่าง 32 -55 กิโลกรัม เฉลี่ย 48.1 กิโลกรัม (SD=5.5) ผู้ป่วยส่วนใหญ่ (ร้อยละ 37.5) ถูกส่งมาตรวจเนื่องจาก liver mass/RUQ mass

รายละเอียดของข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยและการฉีดสารทึบรังสีซึ่งแสดงตามเทคนิคที่ใช้ คือ 1) เทคนิคมาตรฐานดั้งเดิม 120 kV (120 kV, collimation 64 x 0.625 mm, scan time/rotation = 0.75 s, pitch = 0.797, FOV = 350 mm, filter: Standard B และ enhancement 0.0 และ 2) เทคนิค 80 kV (80 kV, collimation 64x0.625 mm, scan time/rotation = 0.75 s, pitch = 0.797, FOV = 350 mm, filter: Standard B และ enhancement -1.0 แสดงในตารางที่ 2 ตัวอย่างของภาพ CT แสดงในภาพที่ 1

ตารางที่ 2 ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยที่ศึกษา

ข้อมูลทั่วไป	120 kV (n =20)	80 kV (n =20)
ชาย (ราย, ร้อยละ)	14 (70)	9 (55)
หญิง (ราย, ร้อยละ)	6 (30)	11 (45)
อายุเฉลี่ย (ปี, SD)	61.6 (11.2)	60.2 (12.8)
น้ำหนัก (กก., SD)	49.9 (3.3)	46.3 (6.6)
การฉีดสารทึบรังสี		
- ค่าเฉลี่ยสารทึบรังสีต่อคน (มล., SD)	61.2 (4.8)	55.9 (7.6)
- ค่าเฉลี่ยปริมาณไอโอดีนต่อน้ำหนักตัว (มก.ไอโอดีน/กก., SD)	454.2 (22.8)	447.1 (4.8)
- ค่าเฉลี่ยอัตราเร็วของการฉีดสารทึบรังสี (มล./วินาที, SD)	1.78 (0.14)	1.78 (0.16)
เหตุผลในการส่งตรวจ (ราย, ร้อยละ)		
- cholangiocarcinoma	3 (15)	4 (20)
- liver, RUQ mass	9 (45)	6 (30)
- hepatocellular carcinoma	4 (20)	4 (20)
- CBD obstruction, mass	2 (10)	3 (15)
- อื่นๆ	2 (10)	3 (15)

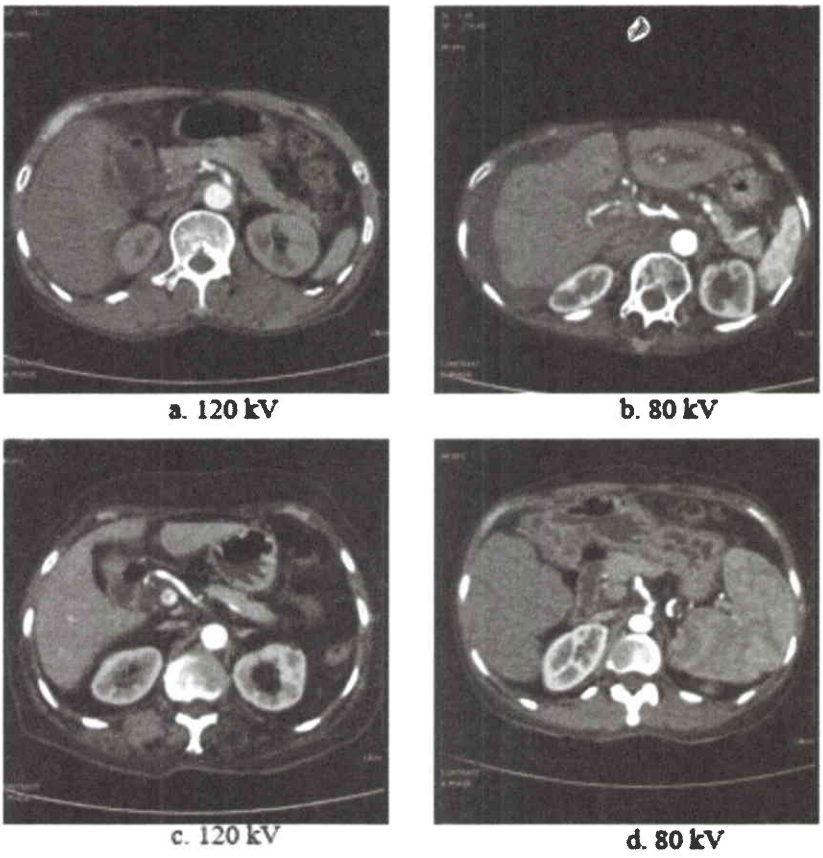
ในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้อง CT abdomen (liver arterial phase) ด้วยเครื่อง CT Philips Brilliance 64 พบว่า เมื่อใช้เทคนิคความต่างศักย์ต่ำ 80 kV จะต้องมีการปรับค่า mAs ตั้งแต่ 212-406 โดยเฉลี่ยเพิ่มขึ้นร้อยละ 94.1 หรือเกือบ 2 เท่าของเทคนิค 120 kV แต่ค่าปริมาณรังสี CTDIvol ของเทคนิค 80 kV อยู่ในช่วง 3.81-7.30 mGy ซึ่งจะลดลงจากเทคนิคความต่างศักย์ 120 kV โดยเฉลี่ยร้อยละ 40.6 แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 3)

ตารางที่ 3 ปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจ CT abdomen (liver arterial phase)

	เทคนิค		Mean	p-value*
	120 kV	80 kV	difference	
ค่ากระแส-หลอด (mAs)				
- range	88-250	212-409		
- ค่าเฉลี่ย (SD)	169.45 (42.90)	328.85 (54.75)	159.40 (94.1%)	< 0.05
ปริมาณรังสี (mGy)				
- range	5.19-14.7	3.81-7.30		
- CTDIvol (SD)	9.97 (2.51)	5.92 (0.97)	-4.05 (-40.6%)	< 0.05

* Independent samples T-test

ภาพที่ 1 ภาพ CT abdomen (arterial phase) ด้วยเทคนิค 120 kV (a และ c) และเทคนิค 80 kV (b และ d) ซึ่งให้รายละเอียดของภาพไม่แตกต่างกัน



จากภาพ CT abdomen (liver arterial phase) ที่ได้จากการสแกน ได้ทำการวัดค่า CT number และ noise ที่ชั้นตัดบริเวณกึ่งกลางของตับที่ตำแหน่งของ descending aorta และ liver พบว่าเมื่อใช้เทคนิคความต่างศักย์ต่ำ 80 kV ค่า CT number ของเอออร์ตาและตับจะสูงกว่าค่า CT number ที่ได้จากเทคนิค 120 kV ในขณะที่ค่า noise หรือสัญญาณรบกวนไม่แตกต่างกันมากนัก และเมื่อนำไปคำนวณค่าอัตราส่วนความคมชัดต่อสัญญาณรบกวนหรือซีเอ็นอาร์พบว่าเพิ่มขึ้นจากเทคนิค 120 kV ร้อยละ 69.9 ซึ่งแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 4)

ตารางที่ 4 ค่า CT number และอัตราส่วนความคมชัดต่อสัญญาณรบกวน (CNR)

	เทคนิค		mean	p-value*
	120 kV	80 kV	difference	
CT number (mean HU, SD)				
- aorta	218.98 (33.28)	346.88 (48.98)	127.90	< 0.05
- noise (aorta)	14.15 (2.10)	14.41 (3.28)	0.26	0.76
- liver	66.21 (7.67)	82.17 (11.58)	15.96	< 0.05
- noise (liver)	11.79 (1.73)	12.13 (2.10)	0.34	0.58
CNR	13.24 (3.42)	22.50 (6.61)	9.26 (69.9%)	< 0.05

* Independent samples T-test

ผลการประเมินคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้จากการใช้เทคนิค 80 kV โดยรังสีแพทย์กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลสรรพสิทธิประสงค์ จำนวน 3 ท่าน (ตารางที่ 5) ในภาพรวมทั้งหมดของระยะที่ 1 ผลการประเมินคุณภาพของภาพที่มีประโยชน์ต่อการวินิจฉัยได้คะแนนเฉลี่ยเท่ากับ 4.57 (จาก 5 คะแนน) พบว่าได้คะแนนตั้งแต่ระดับ 3 (พอเพียงต่อการวินิจฉัย) ถึงระดับ 5 (ดีเยี่ยม)

สำหรับการประเมินในระยะที่ 2 ซึ่งแยกหัวข้อเป็นส่วนของคอนทราสต์ของหลอดเลือดแดง และส่วนของรายละเอียดของภาพที่ให้ความชัดเจนสามารถที่จะแยกรอยโรคแบบ hypervascular lesions ที่อยู่ในตับ และของอวัยวะภายในต่างๆ เช่น ตับ ถุงน้ำดี ตับอ่อน ม้าม กระเพาะอาหาร หรือลำไส้ (ขึ้นอยู่ว่าจะปรากฏอยู่ในพื้นที่ที่ทำการสแกน หรือผู้ป่วยจะมีรอยโรคบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หรือไม่) ผลของการประเมินอยู่ในเกณฑ์ดีถึงดีเยี่ยม (ตารางที่ 5)

ตารางที่ 5 การประเมินคุณภาพของภาพ CT abdomen ที่ได้จากการใช้เทคนิค 80 kV จำนวน 20 ราย

หัวข้อประเมิน	คะแนนเฉลี่ยของรังสีแพทย์			ค่าเฉลี่ย
	รังสีแพทย์ 1	รังสีแพทย์ 2	รังสีแพทย์ 3	รวม
ระยะที่ 1 คุณภาพของภาพโดยรวมตามวัตถุประสงค์ของการตรวจ	5.0	5.0	3.7	4.57
ระยะที่ 2				
1.คอนทราสต์ของหลอดเลือดแดง	5.0	5.0	4.8	4.93
2.ความชัดเจนรายละเอียด การแยกรอยโรคของอวัยวะต่างๆ	4.0	4.0	4.4	4.13

วิจารณ์

จากการศึกษากึ่งทดลองเพื่อหาเทคนิคการตรวจ CT abdomen (liver arterial phase) เพื่อลดปริมาณรังสีในผู้ป่วยและเพิ่ม CNR ซึ่งเป็นตัวชี้วัดคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ พบว่าเทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำ 80 kV, enhancement -1 สามารถใช้ในการตรวจผู้ป่วยได้ เมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคดั้งเดิม 120 kV โดยมีการปรับค่ากระแสหลอด-เวลา (mAs) เพิ่มขึ้นร้อยละ 94 ช่วยลดปริมาณรังสีในผู้ป่วยได้ ร้อยละ 40.6 และเพิ่ม CNR ได้ร้อยละ 69.9 เมื่อเปรียบเทียบระหว่างเทคนิคทั้ง 2 แบบจะเห็นได้ว่ามีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

เนื่องจากการลดความต่างศักย์หลอดลงจะทำให้ image noise เพิ่มขึ้น คุณภาพของภาพจะลดลง ดังนั้นการทดลองในแฟนตอมเพื่อหาค่า mAs ที่เหมาะสมที่จะนำมาใช้ร่วมกับความต่างศักย์หลอด 80 kV ซึ่ง Sigal-CinqualbreAB และคณะ[5] เสนอว่าภาพที่ได้ไม่ควรมีค่า noise เกิน 20 HU จึงจะอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ แต่ผู้วิจัยพบว่าถึงแม้จะใช้ค่า mAs สูงสุด (80 kV, 470 mAs) ค่า noise จากการสแกนแฟนตอมก็ยังคงมากกว่า 20 HU ดังนั้นจึงได้ทำการปรับการ enhancement ตามงานวิจัยของ กิตติพร ตรีรัตนพงษ์[10] โดยเปลี่ยนจาก 0 เป็น -1 ซึ่งช่วยทำให้ค่า noise ลดลง เนื่องมีการกรองสัญญาณภาพจาก enhancing filter ในระดับสูงสุดพบว่าค่า mAs ที่ทำให้ได้ noise ต่ำกว่า 20 HU มีค่าตั้งแต่ 300 mAs ขึ้นไป หากเทียบกันแล้วเมื่อเปลี่ยนเทคนิคจาก 120 kV เป็น 80 kV จะต้องเพิ่ม mAs ขึ้นประมาณ 2 เท่า ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Sigal-Cinqualbre AB และคณะ ที่เพิ่ม mAs เป็น 2 เท่า (90 : 180) สำหรับ CT chest เมื่อปรับจาก 120 kV เป็น 80 kV ในผู้ป่วยที่มีน้ำหนัก 60-75 กิโลกรัม และให้ข้อแนะนำว่าการตั้งเทคนิคควรปรับตามน้ำหนักผู้ป่วยด้วย แต่การศึกษาครั้งนี้เป็นการศึกษาในช่องท้องที่มีการดูดกลืนรังสีมากกว่าช่องอก จึงได้จำกัดขนาดตัวของผู้ป่วยลงมาไม่เกิน 55 กิโลกรัม[7] ส่วนหนึ่งเนื่องจากข้อจำกัดของเครื่อง CT แต่สาเหตุหลักคือ เมื่อขนาดของผู้ป่วยเพิ่มขึ้นจำเป็นต้องเพิ่ม mAs เพื่อให้ค่า noise ลดลง หากยังทำการศึกษาในผู้ป่วยขนาดตัวใหญ่อาจมีความเสี่ยงที่ภาพออกมาแล้วคุณภาพไม่เพียงพอต่อการวินิจฉัย ซึ่งจะไม่เป็นผลดีต่อผู้ป่วย

ในส่วนของข้อมูลพื้นฐานทั่วไปของการศึกษาในผู้ป่วย ส่วนใหญ่ไม่แตกต่างกัน ยกเว้นน้ำหนักและค่าเฉลี่ยของปริมาณสารทึบรังสีของกลุ่มที่ใช้เทคนิคความต่างศักย์ 120 kV มีมากกว่ากลุ่มที่ใช้เทคนิค 80 kV เล็กน้อย โดยไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ แต่ค่า noise ของเทคนิค 120 kV ก็ยังต่ำกว่า ดังนั้นปัจจัยเหล่านี้จึงไม่ก่อให้เกิดความแตกต่างในผลการศึกษา

เทคนิคความต่างศักย์ต่ำ 80 kV ที่ใช้ในการศึกษานี้สามารถลดปริมาณรังสีได้ใกล้เคียงกับงานวิจัยของ Tang K และคณะ[13] ที่ศึกษา Abdominal MDCT ในแฟนตอมเปรียบเทียบกันระหว่างการใช้เทคนิค 120 kV และ 80 kV ที่ระดับ mAs ต่างๆ ซึ่งที่ระดับ mAs ที่ใกล้เคียงกับค่าเฉลี่ย

mAs ของผลการศึกษานี้ (120 kV, 150 mAs VS. 80 kV, 350 mAs) พบว่า ค่า CTDIvol ลดลงร้อยละ 36.3 โดยพวกเขาได้สรุปไว้ว่าการใช้ความต่างศักย์หลอด 80 kV ในการตรวจ CT abdomen สามารถทำได้โดยไม่สูญเสียความถูกต้องในการวินิจฉัย และช่วยให้ลดปริมาณรังสีได้ร้อยละ 32-42 ในขณะที่ค่า CNR เพิ่มขึ้นเพียงร้อยละ 12 ซึ่งน้อยกว่าการศึกษาครั้งนี้มาก เนื่องจาก Tang K และคณะ ทำการทดลองในแฟนตอม Catphan 500 ซึ่งไม่มีการดูดกลืนรังสีโดยสารไอโอดีนที่อยู่ในสารทึบรังสีมาเกี่ยวข้องด้วย

อย่างไรก็ตาม เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Schindera ST และคณะ[8] ซึ่งเป็นการศึกษาในแฟนตอมของตับ (liver phantom) ที่ใส่หลอดบรรจุสารทึบรังสี (iodinated contrast media) ความเข้มข้นต่างๆ (4.8-5.4 mg/mL) เข้าไปเพื่อจำลองลักษณะของ hypervascular lesions ได้ศึกษาค่า CNR เมื่อใช้เทคนิคค่าความต่างศักย์หลอดต่างๆ ได้แก่ 140, 120, 100, และ 80 kV พบว่าค่า CNR ที่ 80 kV เพิ่มขึ้นจาก 120 kV ตั้งแต่ร้อยละ 95-158 ซึ่งมากกว่าค่า CNR ที่เปลี่ยนแปลงในการศึกษาครั้งนี้ สาเหตุอาจเป็นเพราะว่าทำการศึกษาในแฟนตอมไม่ใช่ในผู้ป่วยจริง (in vitro study) ซึ่งความเข้มข้นของสารละลายไอโอดีนที่ใช้อาจต่างไปจากการศึกษานี้ที่เป็นการประมาณค่าความเข้มข้นของไอโอดีนตามน้ำหนักตัวผู้ป่วย นอกจากนั้น Schindera ST และคณะ ยังเพิ่มค่า mAs สูงมากถึง 675 mAs ในเทคนิค 80 kV เพื่อควบคุมค่า noise ให้ต่ำ (10.9 HU) ทำให้อัตราส่วน CNR สูงกว่า เพราะตัวหารลดลง พวกเขายังพบว่าเทคนิค 80 kV ลดปริมาณรังสีจากเทคนิค 120 kV ได้ร้อยละ 35 และสรุปว่าเทคนิค low tube voltage CT ที่ 80 kV ร่วมกับ ค่า mAs สูงสามารถใช้ได้ในการตรวจหา hypervascular liver tumor ในช่วง late arterial phase แต่ก็ยังไม่แน่ใจว่าจะให้ผลเช่นเดียวกันในผู้ป่วยจริง (in vivo)

ดังนั้นการศึกษานี้ซึ่งเป็น in vivo study ในผู้ป่วยน้ำหนักตัวไม่เกิน 55 กิโลกรัม จึงสอดคล้องและช่วยยืนยันงานวิจัยข้างต้นว่า เทคนิค low tube voltage CT ที่ 80 kV ร่วมกับ ค่า mAs ที่สูงขึ้น สามารถใช้ในการตรวจ CT abdomen arterial phase ในผู้ป่วยจริงได้ โดยมีข้อได้เปรียบ 2 ประการ คือ ช่วยลดปริมาณรังสีลง ซึ่งจะเป็นผลดีต่อผู้ป่วยที่ต้องมาตรวจติดตามหลายครั้ง หรือต้องตรวจหลาย phase และช่วยเสริมคอนทราสต์ของหลอดเลือดแดงจากการฉีดสารทึบรังสีแบบ iodinated contrast media ในรอยโรคที่เป็น hypervascular lesions เนื่องจากการดูดกลืนรังสีของไอโอดีนที่มีเลขอะตอมสูง (Z=53) จะเพิ่มขึ้นเมื่อลดพลังงานของรังสีเอกซ์ลง[5] ซึ่งจะนำไปสู่การลดปริมาณสารทึบรังสีที่ใช้ในผู้ป่วยได้ในอนาคต

จากผลการประเมินคุณภาพของภาพ CT ที่ได้จากการใช้เทคนิค 80 kV โดยรังสีแพทย์ 3 ท่าน ซึ่งการให้คะแนนขึ้นอยู่กับผู้ประเมินหรือตามรูปแบบการอ่านฟิล์มในการทำงานจริง ในระยะที่ 1 พบว่ามีรังสีแพทย์ 2 ท่าน ให้คะแนนเต็ม 5 ในภาพของผู้ป่วยทุกราย โดยให้เหตุผลว่าเห็นหลอดเลือดแดงได้ชัดเจนดีมาก ซึ่งเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของ

ภาพ arterial phase ที่ต้องการข้อมูลของ arterial vascular system[14] ขณะที่รังสีแพทย์อีกท่านหนึ่งให้คะแนนเฉลี่ย 3.7 โดยรังสีแพทย์ท่านนี้ให้ความสนใจต่อข้อมูลภาพรวมโดยเฉพาะส่วนของตับ ซึ่งผู้วิจัยพบว่าค่าเฉลี่ย signal to noise ratio (SNR) ที่ตับของภาพที่ได้คะแนน 3 (พอเพียงต่อการวินิจฉัย) ต่ำกว่า SNR ของภาพที่ได้คะแนน 4 (SNR = 6.17:7.24) ซึ่งอาจเป็นเหตุผลที่ภาพกลุ่มนี้มีคุณภาพต่ำกว่าในความคิดเห็นของรังสีแพทย์ท่านที่ 3

สำหรับการประเมินคุณภาพแยกหัวข้อในระยะที่ 2 โดยรังสีแพทย์เดิมทั้ง 3 ท่าน พบว่ารังสีแพทย์สองท่านได้ให้คะแนนเต็ม 5 สำหรับคอนทราสต์ของหลอดเลือดแดง ขณะที่อีกท่านหนึ่งให้คะแนนเฉลี่ย 4.8 มีเพียงผู้ป่วย 4 รายที่ได้คะแนน 4 แสดงให้เห็นว่าการใช้เทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำเป็นเทคนิคที่เหมาะสมที่จะใช้ในการตรวจโรคที่ต้องการเน้นคอนทราสต์ของหลอดเลือดแดง อย่างไรก็ตาม เมื่อทำการให้คะแนนในส่วนของรายละเอียดของภาพที่ให้ความชัดเจน ความสามารถที่จะแยกรอยโรค และอวัยวะภายในต่างๆ เช่น ตับ ถุงน้ำดี ตับอ่อน ม้าม กระเพาะอาหารหรือลำไส้ คะแนนเฉลี่ยที่ได้คือ 4.13 ซึ่งผู้วิจัยได้ทำการสอบถามความคิดเห็นในประเด็นนี้เพิ่มเติมรังสีแพทย์ 2 ใน 3 ท่าน ได้ให้เหตุผลว่า การตรวจ CT liver arterial phase ในผู้ป่วยส่วนใหญ่นั้นเวลาที่ทำการสแกนเป็นช่วงเวลาที่สารทึบรังสียังอยู่ในหลอดเลือดแดงหลัก ยังไม่ได้เข้าถึงเซลส่วนใหญ่ของเนื้อเยื่ออวัยวะต่างๆ จึงไม่สามารถแยกรอยโรคออกจากเนื้อเยื่อปกติได้ เว้นแต่รอยโรคนั้นจะเป็นแบบ hypervascular lesions ดังนั้นจึงไม่ใช่ปัญหาของเทคนิคที่ใช้ แต่เป็นเพราะช่วงเวลาของ phase นี้เร็วเกินไปที่จะดูรอยโรคในเนื้อเยื่อทั่วๆ ไป ภาพที่ได้ในส่วนของเนื้อเยื่อจึงคล้ายกับภาพก่อนฉีดสารทึบรังสี

ในการศึกษาครั้งนี้ใช้เกณฑ์น้ำหนักผู้ป่วยไม่เกิน 55 กิโลกรัม เพื่อลดโอกาสที่ image noise จะสูงมากเกินไป แต่ในความเป็นจริงแล้ว มีผู้ป่วย liver diseases ที่น้ำหนักตัวไม่มากแต่มีอาการ ascites ร่วมด้วย ทำให้ส่วนของช่องท้องโตมากกว่าปรกติ การทำ CT abdomen อาจได้ image noise เทียบเท่ากับผู้ป่วยน้ำหนักมาก ทำให้คุณภาพของภาพไม่ดีนัก ดังนั้นจึงควรพิจารณาปัจจัยอื่น เช่น เส้นรอบตัวของบริเวณที่จะสแกนร่วมด้วยจะช่วยลดปัญหานี้ได้

สรุปผลการศึกษา

การใช้เทคนิคความต่างศักย์หลอดต่ำ 80 kV ร่วมกับการปรับ enhancement (-1) สามารถใช้ในการตรวจ CT abdomen (liver arterial phase) ในผู้ป่วยน้ำหนักไม่เกิน 55 กิโลกรัมได้ และเมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคดั้งเดิม 120 kV โดยมีการปรับค่ากระแสหลอด-เวลา (mAs) เพิ่มขึ้นร้อยละ 94 จะช่วยลดปริมาณรังสีในผู้ป่วยได้ร้อยละ 40.6 และเพิ่ม CNR ได้ร้อยละ 69.9 เมื่อเปรียบเทียบกันเทคนิคทั้ง 2 แบบ จะพบได้ว่าปริมาณรังสีในผู้ป่วยและ CNR แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ขณะที่รังสีแพทย์ 2 ใน 3 ท่าน

ประเมินคุณภาพของภาพในระดับดีเยี่ยม เนื่องจากช่วยให้เห็นหลอดเลือดแดงได้อย่างชัดเจน

เอกสารอ้างอิง

1. International Atomib Energy Agency. Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: A Feasibility/Demonstration Study. [Online] September 2009. http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_1621_web.pdf. ISBN 978-92-0-108009-7.
2. International Commission on Radiation Protection. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). [Online] December 2006. [Cited: January 9, 2015.] http://www.icrp.org/docs/ICRP-MDCT-for_web_cons_32_219_06.pdf.
3. Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. 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: 145-153.
4. Singh S, Kalra MK, Thrall JH,et al. CT Radiation Dose Reduction by Modifying Primary Factors. J Am Coll Radiol. 2011; 8: 369-72.
5. Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, et al. Low-Kilovoltage Multi–Detector Row Chest CT in Adults: Feasibility and Effect on Image Quality and Iodine Dose. Radiology. 2004; 231: 169-174.
6. Guimarães LS, Fletcher JG, Harmsen WS, et al. Appropriate Patient Selection at Abdominal Dual-Energy CT Using 80 kV: Relationship between Patient Size, Image Noise, and Image Quality. Radiology. 2010; 257: 732-742.
7. Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique Factors and Image Quality as Functions of Patient Weight at Abdominal CT. Radiology. 2000; 217: 430-435.
8. Schindera ST, Nelson RC, Mukundan, Jr. S, et al. Hypervascular Liver Tumors: Low Tube Voltage, High Tube Current Multi–Detector Row CT for Enhanced Detection—Phantom Study. Radiology. 2008; 246: 125-132.
9. Jantawong, H.Optimization of abdomen Multiplanar Reformation (MPR) with isotropic data sets aquired for 16-Detector CT scanner. [Thesis] s.l.:

Chulalongkorn University, 2008.

10. Treerattanapong, K. Exposure dose decrement in brain CT for 0-3 year-old baby. Sanpasitthiprasong Med J. 2013; 33: 45-57.

11. Polit DF, Hungler BP. Nursing research: Principles and Methods. Philadelphia: Lippincott, 1983. p 426-427.

12. The American Association of Physicists in Medicine. Adult Routine Abdomen/ Pelvis CT Protocols Version 1.0. [Online] October 2012. https://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/documents/AdultAbdomenPelvisCT.pdf.

13. Tang K, Wang L, Li R, et al. Effect of Low Tube Voltage on Image Quality, Radiation Dose, and Low-Contrast Detectability atAbdominalMultidetector CT: PhantomStudy. J Biomed Biotechnol. 2012; 130-169.

14. Hammerstingl RM, Vogl TJ. Abdominal MDCT:protocol and contrast considerations. Eur Radiol. 2005; 15: E78-90.

สรรพสิทธิเวชสาร
ประจำเดือนกันยายน - ธันวาคม 2558
ปีที่ 36 ฉบับที่ 3

Dose reduction and increase in contrast to noise ratio by low kV technique in computerized tomography of abdomen

*Nitaya Snitwongse na Ayudhya**

Abstract

In computerized tomography of the abdomen, it is possible to change the technical standard tube voltage of 120 kV to low kV technique of 80 kV to reduce dose in patients and increase the contrast of the image, as well the image quality is acceptable to diagnose. This quasi-experimental study aimed to find a low-voltage potential technique that would reduce radiation dose and increase contrast to noise ratio (CNR) in arterial phase of CT abdomen in patients weighing not more than 55 kg. Using CT scanner; Philips Brilliance 64, the study was divided into two episodes, first the experiment in body phantom and second the implement to patients weighing no more than 55 kg., who underwent arterial phase of CT abdomen at Sanpasitthiprasong Hospital between December 2014 and January 2015. From the experiments in the body phantom, it was found that the use of 80 kV technique, adjusting the enhancing filter to -1 and set mA-sec between 300-470, the noise could be limited within 20 Hounsfield Unit (HU). When applying this 80 kV technique to scan 20 patients in comparing with patients who were scanned with 120 kV, it was found that the 80 kV technique reduced the patient's radiation dose from conventional techniques by 40.6 percent (9.97 milligrams : 5.92 milligrams), and increased CNR by 69.9 percent (13.24 : 22.50). The results of the two techniques were statistically different ($p<0.05$). The evaluation of image quality by radiologists indicated that the CT images obtained by the 80 kV technique were 4.6 (out of 5 points). The 2 out of 3 radiologists assessed the image quality as excellent because it clearly demonstrated the artery.

Key words : dose reduction, contrast to noise ratio, low kV technique, computerized tomography of abdomen

* Radiological Technologist. Diagnostic Radiology Division, Department of Radiology, Sanpasitthiprasong Hospital, Ubon Ratchatani.