



Original Article

การประเมินปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพรังสีช่องท้อง
ด้วยเครื่องเอกซเรย์ดิจิทัลแบบไม่ใช้ระบบตัดรังสีอัตโนมัติ
ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

The determination of the radiation dose and image quality
for abdominal radiography using a digital X-ray machine without
an automatic exposure control system at King Chulalongkorn
Memorial Hospital

เพชรสิริ สุวรรณประดิษฐ์¹ • ศุภกิตต์ ว่องวิทย์โอฬาร¹ • อรจิรา คงชนะ¹ • วรินทร์ กรประเสริฐ¹ • ฉวี ฤชาพันธ์¹
อธิชา อริยะชัยพาณิชย์² • เกียรติ อัจฉาณศิริ² • ลักณา อภิปัญญาโสภณ³*

¹สาขารังสีวิทยาวินิจฉัย ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย

²สาขารังสีวิทยาวินิจฉัย ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย 10330 ประเทศไทย

³ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย

Petcharleeya Suwanpradit¹ • Suppakit Wongvit-olan¹ • Onjira Kongthana¹ • Warinthorn Komprasert¹
Chawee Luechabhun¹ • Aticha Ariyachaipanich² • Kiat Arjhansiri² • Lukkana Apipunyasopon³*

¹Division of Diagnostic Radiology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Bangkok 10330, Thailand

²Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok, 10330, Thailand

³Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University, Bangkok 10330, Thailand

*ผู้รับผิดชอบบทความ: ลักณา อภิปัญญาโสภณ | Corresponding author: Lukkana Apipunyasopon (l.apipunyasopon@gmail.com)

Received: 6 January 2023 | Revised: 21 February 2023 | Accepted: 1 April 2023

Thai J Rad Tech 2023;48(1):52-59

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การถ่ายภาพรังสีแบบดิจิทัลร่วมกับระบบตัดรังสีอัตโนมัติ (Automatic exposure control; AEC) เป็นเทคนิคที่ช่วยควบคุมการให้รังสีขณะที่ได้ภาพเพื่อการวินิจฉัยที่มีคุณภาพเหมาะสม อย่างไรก็ตามการใช้ระบบตัดรังสีอัตโนมัติ ร่วมในการถ่ายภาพเพิ่มโอกาสให้ปริมาณรังสีในการถ่ายภาพสูงขึ้น **วัตถุประสงค์การศึกษา:** เพื่อประเมินปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพรังสีช่องท้องจากการถ่ายภาพหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์ร่วมกับการใช้ระบบตัดรังสีอัตโนมัติ ตามโปรโตคอลประจำและโปรโตคอลปรับค่าใหม่ ณ ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย **วัสดุและวิธีการ:** ถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์ ยี่ห้อ Kyoto Kagaku รุ่น PBU-60 ด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไประบบดิจิทัล ยี่ห้อ Philips รุ่น Digital Diagnost ร่วมกับอุปกรณ์รับภาพทำจากซีเซียมไอโอดด์เจือด้วยเทลเลียม (CsI:Ti) ทั้งแบบใช้และไม่ใช้ระบบตัดรังสีอัตโนมัติ ในทิศทางลำรังสีเข้าทางด้านหน้า (Anteroposterior projection) วัดปริมาณรังสีบริเวณผิวทางเข้า (Entrance surface air kerma; ESAK) ด้วยแผ่นวัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงแสง (Optically stimulated luminescence dosimeters; OSLDs) บันทึกค่าปริมาณ

รังสีต่อพื้นที่ (Kerma area product; KAP) และประเมินคุณภาพของภาพรังสีโดยรังสีแพทย์ที่มีประสบการณ์ จำนวน 2 คน ผลการศึกษา: ค่าปริมาณรังสี ESAK และ KAP มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกัน โดยค่า ESAK จากการถ่ายภาพรังสีด้วยโปรโตคอลปรับค่าใหม่และไม่ใช้ AEC ที่ 81 kVp และ 3.2 mAs ลดลง 90 เปอร์เซ็นต์ เมื่อเทียบกับการใช้โปรโตคอลประจำและใช้ AEC ที่ 85 kVp และ 32 mAs ขณะที่ภาพรังสียังคงได้คะแนนประเมินเชิงคุณภาพอยู่ในเกณฑ์ที่กำหนด **สรุปผล:** การถ่ายภาพรังสีระบบดิจิทัลของช่องท้องเมื่อไม่ใช้ระบบ AEC ช่วยลดปริมาณรังสีในการถ่ายภาพรังสี ขณะที่ยังคงได้ภาพถ่ายรังสีที่มีคุณภาพเหมาะสมเพื่อการวินิจฉัย

คำสำคัญ: ระบบตัดรังสีอัตโนมัติ, หุ่นจำลองร่างกายมนุษย์, ปริมาณรังสีที่ผิวทางเข้า, ปริมาณรังสีต่อพื้นที่

Abstract

Background: Radiographic procedures with automatic exposure control (AEC) system are the exposure technique to obtain the optimal diagnostic image quality. However, there is a higher dose under AEC compared with a lack of AEC.

Objective: The aim of this study was to determine the radiation dose and image quality for abdominal digital radiography of human-like phantom using a routine clinical protocol with AEC and a modified protocol without AEC at King Chulalongkorn Memorial Hospital. **Methods:** A digital X-ray system (Digital Diagnost, Philips) with a CsI:Ti image receptor and the human-like phantom (PBU-60, Kyoto Kagaku) were used. The abdominal anteroposterior (AP) projections were performed with and without AEC systems. The entrance surface air kerma (ESAK) was measured on the phantom surface using optically stimulated luminescence dosimeters (OSLDs), while the kerma area product (KAP) was simultaneously recorded. The qualitative image quality was scored by two experienced radiologists. **Results:** We found that the ESAK and KAP values trended to the similar direction. The ESAK obtained from the modified parameter without AEC (81 kVp and 3.2 mAs) was lower by 90% compared to the routine clinical parameter with AEC (85 kVp and 32 mAs), while the optimal image quality was maintained in the acceptable level for diagnostic abdominal radiography. **Conclusion:** Applying the exposure parameter without AEC for abdominal digital radiography reduces the radiation while the image quality is optimal for diagnosis.

Keywords: Automatic exposure control, Anthropomorphic phantom, Entrance surface air kerma, Kerma area product

บทนำ

การถ่ายภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปให้ภาพเพื่อการวินิจฉัยทางการแพทย์ โดยส่งผ่านรังสีเอกซ์ตกกระทบบนผู้ป่วย เกิดเป็นภาพอวัยวะภายในร่างกายปรากฏบนอุปกรณ์รับภาพ (Image receptor) ในเฉดสีเทา (Gray scale) ที่มีความเข้มต่างกันตามการลดทอนรังสีที่ต่างกันในตัวกลางต่างชนิดและต่างความหนา ปัจจุบันอุปกรณ์รับภาพระบบดิจิทัลแบบ Flat panel digital receptor (FPDR) ถูกนำมาใช้อย่างกว้างขวาง เนื่องจากรังสีที่กระทบผ่านผู้ป่วยจะถูกแปลงเป็นแสงหรือสัญญาณไฟฟ้า และปรากฏเป็นภาพทันที สามารถนำภาพมาประมวลผลใหม่ภายหลังได้ และให้การตอบสนองต่อรังสีในช่วงกว้าง (wide dynamic range)^[1] ด้วยคุณสมบัติดังกล่าว จึงเป็นผลให้นักรังสีเทคนิคได้คำนึงถึงการกำหนดค่าพารามิเตอร์ในการถ่ายภาพแต่ละตำแหน่งอย่างเหมาะสม

การถ่ายภาพรังสีแบบดิจิทัล (Digital radiography) ร่วมกับการใช้ระบบตัดรังสีอัตโนมัติ (Automatic exposure control; AEC) เป็นหนึ่งในเทคนิคการถ่ายภาพรังสีที่นิยมใช้ และช่วยควบคุมการให้รังสีขณะที่ยังคงได้ภาพเพื่อการวินิจฉัยที่มีคุณภาพเพียงพอ^[2] อย่างไรก็ตามจากการศึกษาพบว่า การถ่ายภาพแบบดิจิทัลร่วมกับ AEC เพิ่มความเสี่ยงของการใช้ปริมาณรังสีสูงในการถ่ายภาพเพิ่มขึ้น ดังการศึกษาของ Choi SS. และคณะ ทำการถ่ายภาพรังสีด้วยอุปกรณ์รับภาพแบบดิจิทัลร่วมกับ AEC และไม่ใช้ AEC ในหุ่นจำลองทรวงอก ตั้งค่าศักย์ไฟฟ้าเท่ากับ 110, 115, 120 และ 125 กิโลโวลต์พีค (Kilovoltage peak; kVp) ที่ระยะโฟกัสถึงอุปกรณ์รับภาพ (Focus-to-image receptor distance; FID) 110, 140 และ 180 เซนติเมตร พบค่าปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพร่วมกับ AEC สูงขึ้น 11.98, 8.64 และ 6.74 เปอร์เซ็นต์ ตามลำดับ โดยคุณภาพของภาพพิจารณาจากค่า contrast to noise ratio (CNR) และ signal to noise ratio (SNR) ไม่แตกต่างกันอย่างมี

นัยสำคัญ^[3] นอกจากนั้น การถ่ายภาพแบบดิจิทัลร่วมกับ AEC ยังทำให้ผู้ป่วยที่ขนาดตัวใหญ่กว่าค่าปกติได้รับปริมาณรังสีที่สูงกว่า เนื่องจากเวลาในการให้รังสี (Exposure time) เพิ่มขึ้นตามความหนาแน่นร่างกายที่เพิ่มขึ้นในระบบ AEC เพื่อคงคุณภาพของภาพดั้งเดิม^[4]

ภาพเอกซเรย์อวัยวะภายในร่างกายจะปรากฏขึ้นเมื่อให้รังสีเอกซ์ ดังนั้นการกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่ถูกต้องซึ่งสามารถประเมินได้จากค่าดัชนีชี้วัดปริมาณรังสีที่อุปกรณ์รับภาพได้รับ (Detector dose indices; DDI หรือ Exposure indicator; EI) สามารถนำมาใช้ติดตามการปรับค่าพารามิเตอร์ในการถ่ายภาพเปรียบเทียบกับการตั้งค่าเทคนิคถ่ายภาพรังสีระหว่างสถาบัน หรือประเมินคุณภาพของภาพโดยพิจารณาจากระดับสัญญาณรบกวน เป็นต้น^[1] อย่างไรก็ตามค่า DDI หรือ EI ไม่ใช่ค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ โดยค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับสามารถประเมินได้จากปริมาณรังสีดูดกลืนที่ผิว (Entrance skin dose; ESD) หรือปริมาณรังสียังผล (Effective dose)^[1] จากการศึกษาของ Siranyapong S. และคณะ เพื่อหาค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องด้วยเครื่องเอกซเรย์เคลื่อนที่ระบบดิจิทัล ยี่ห้อ GE รุ่น Optima XR220amx ในหุ่นจำลองที่มีความหนาช่องท้อง 21 เซนติเมตร โดยประเมินปริมาณรังสีจากค่า EI และปริมาณรังสีที่ผิว (Entrance skin air kerma; ESAK) รวมถึงคุณภาพของภาพเอกซเรย์ ผลการศึกษาพบว่าค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองดังกล่าว คือ 80 kVp 6.3 mAs โดยมีค่า EI เท่ากับ 381 และค่า ESAK ลดลงเทียบกับการตั้งพารามิเตอร์ตามโปรโตคอลประจำ 77 เปอร์เซ็นต์ โดยยังคงให้ภาพที่มีคุณภาพเฉลี่ยจากผู้ประเมิน 3 คน เท่ากับ 5.67 คะแนนซึ่งดีพอต่อการวินิจฉัยโรค^[5]

จากข้อมูลทางสถิติเมื่อปี พ.ศ.2563 มีผู้เข้ารับบริการถ่ายภาพรังสีช่องท้อง ณ ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย จำนวนมากกว่า 10,000 คนต่อปี ในท่านอนหงายและให้ทิศทางลำรังสีเข้าทางด้านหน้า (Anteroposterior projection; AP projection) ดังนั้นการเลือกถ่ายภาพรังสีด้วยค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมทั้งเชิงคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีที่ใช้จึงเป็นสิ่งสำคัญ คณะผู้วิจัยจึงมีความสนใจประเมินปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพรังสีช่องท้องในหุ่นจำลองผู้ใหญ่ด้วยเครื่องเอกซเรย์ระบบดิจิทัลร่วมกับการใช้ AEC ตามโปรโตคอลที่ใช้ประจำ และไม่ใช่ AEC ตามโปรโตคอลที่ใช้ประจำและปรับค่าพารามิเตอร์ใหม่ ที่ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาล

จุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย เพื่อเป็นแนวทางกำหนดโปรโตคอลในการถ่ายภาพรังสีบริเวณช่องท้องที่เหมาะสมทั้งด้านปริมาณรังสีที่ให้และคุณภาพของภาพถ่ายรังสีที่เกิดขึ้น

วิธีดำเนินการศึกษา

การศึกษานี้ทำการถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองเสมือนร่างกายมนุษย์ ยี่ห้อ Kyoto Kagaku รุ่น PBU-60 ประเทศญี่ปุ่นที่มีส่วนประกอบและคุณสมบัติในการดูดกลืนรังสีเทียบเท่าเนื้อเยื่อมนุษย์ มีความสูง 165 เซนติเมตร น้ำหนัก 50 กิโลกรัม^[6] วัดความหนาช่องท้องตามแนวหน้าหลังที่ตำแหน่ง Iliac crest ได้เท่ากับ 21 เซนติเมตร ด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไประบบดิจิทัล ยี่ห้อ Philips รุ่น Digital Diagnost TH ร่วมกับอุปกรณ์รับภาพยี่ห้อ Trixell รุ่น Pixium5500 ซึ่งเป็นแผ่นรับรังสีเอกซ์ชนิดสารเรืองแสง (Scintillator) ทำจากซีเซียมไอโอไดด์เจือด้วยเทลเลียม (CsI:TI) ถ่ายภาพรังสีร่วมกับระบบ AEC และที่ไม่ใช้ระบบ AEC ด้วยโปรโตคอลประจำที่ใช้ถ่ายภาพรังสีช่องท้องในท่านอนหงายและให้ทิศทางลำรังสีเข้าทางด้านหน้า (Anteroposterior projection; AP projection) โดยไม่มีการใส่วัสดุกรองรังสีเพิ่ม (Added filtration) ณ ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ดังตารางที่ 1

ทำการวัดค่าปริมาณรังสีบริเวณผิวทางเข้า (Entrance surface air kerma; ESAK) ที่กึ่งกลางลำรังสีขณะถ่ายภาพรังสีช่องท้องของหุ่นจำลองด้วยแผ่นวัดรังสีชนิดสารเรืองแสงกระตุ้นด้วยแสงขนาดเล็ก (nanoDot Optically stimulated luminescence dosimeters; nanodot OSDLs) ยี่ห้อ Landauer ประเทศสหรัฐอเมริกา พร้อมทั้งบันทึกค่าปริมาณรังสีต่อพื้นที่ (Kerma area product; KAP) และภาพรังสีช่องท้องของหุ่นจำลอง จากนั้นปรับโปรโตคอลการถ่ายภาพโดยคงค่า kVp ไว้ที่ 85 kVp และลดค่า mAs ลงจากค่าตั้งต้นที่ 10-50 เปอร์เซ็นต์ โดยการปรับลดค่า kVp ลง และเพิ่มค่า mAs ขึ้นจากเดิมดังตารางที่ 2 ขณะที่ตัวแปรอื่นตามตารางที่ 1 คงเดิม วัดค่า ESAK และบันทึกค่า KAP และภาพรังสีช่องท้องของหุ่นจำลอง

ตารางที่ 1 โพรโตคอลประจำที่ใช้ถ่ายภาพรังสีช่องท้องในท่านอนหงายและให้ทิศทางลำรังสีเข้าทางด้านหน้า (AP projection) ณ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

Condition	Exposure technical parameters					
	kVp	mAs	SID (inch)	FOV (cm ²)	Focal spot	Grid
AEC	85	32	40	35×43	Large	Yes
Manual	85	3.80	40	35×43	Large	Yes

ตารางที่ 2 โพรโตคอลถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์ที่ใช้ในการศึกษา

Exposure technical parameters				
kVp	% Decreased mAs	% Increased mAs	Calculated mAs	Real mAs
85	10	-	3.42	3.40
	20	-	3.04	3.10
	30	-	2.66	2.70
	40	-	2.28	2.20
	50	-	1.90	1.80
81	-	0	3.80	3.80
	-	~ 20	4.56	4.50
	-	~ 30	4.94	5.00
	-	~ 60	6.08	6.00

การประเมินปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพรังสีช่องท้อง

ปริมาณรังสีที่วัด ณ ตำแหน่งกึ่งกลางพื้นที่รังสีที่ระดับ Iliac crest ที่ผิวหุ่นจำลองด้านหน้าของลำรังสีด้วยแผ่น OSLDs ชนิด nanoDot ทำจากผลึกอลูมิเนียมออกไซด์ (Aluminum oxide doped with carbon; Al₂O₃:C) ที่มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 5 มิลลิเมตร ความหนา 0.3 มิลลิเมตร ความหนาแน่นเชิงมวลเท่ากับ 1.03 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร^[7] จำนวน 40 ตัว ซึ่งผ่านการสอบเทียบการวัดรังสีเอกซ์พลังงาน 80 กิโลโวลต์ (Kilovoltage; kV) วัดปริมาณรังสีที่ผิวโพรโตคอลละ 3 ครั้ง นำแผ่น OSLDs ที่ได้รับรังสีมาอ่านค่าสัญญาณและค่า ESAK ด้วยเครื่องอ่านสัญญาณ (OSL reader) ยี่ห้อ Landauer รุ่น InLight Loader Microstar บันทึกและหาค่าเฉลี่ย ESAK ในหน่วยมิลลิเกรย์ (Milligray; mGy)

ทำการอ่านและบันทึกค่าปริมาณรังสีต่อพื้นที่ (Kerma area product; KAP) จากอุปกรณ์ KAP meter ที่ติดตั้งบริเวณทางออกของชุดควบคุมลำรังสี (Beam collimator) ในแต่ละโพรโตคอลของการถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองร่างกาย

มนุษย์ จำนวน 3 ครั้ง บันทึกและหาค่าเฉลี่ย KAP ในหน่วยไมโครเกรย์ตารางเมตร (μGy.m²)

การประเมินคุณภาพของภาพรังสีช่องท้อง

ภาพรังสีช่องท้องทุกภาพถูกจัดเรียงแบบสุ่มและได้รับการประเมินคุณภาพของภาพจากภาพต้นฉบับและไม่มีมีการปรับภาพภายหลังด้วยโปรแกรมเพิ่มเติมบนจอแสดงผลทางการแพทย์ ยี่ห้อ Barco ที่ความละเอียดของจอภาพ 3 เมกะพิกเซล โดยรังสีแพทย์ด้านรังสีวินิจฉัยที่มีประสบการณ์ทำงานอย่างน้อย 5 ปี จำนวน 2 คน เนื่องด้วย เกณฑ์พิจารณาเชิงคุณภาพที่นำเสนอโดย European commission ตาม European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images (EUR16260)^[8] มีเพียงเกณฑ์สำหรับอุ้งเชิงกราน (Pelvis) ไม่มีเกณฑ์จำเพาะสำหรับช่องท้อง คณะผู้วิจัยจึงดัดแปลงจากเกณฑ์ที่นำเสนอใน EUR16260 ให้ครอบคลุมพื้นที่ลำรังสีในการถ่ายภาพรังสีช่องท้อง การมองเห็นขอบแนวของไตและอวัยวะที่เกี่ยวข้อง การมองเห็นขอบแนวกระดูก เป็นต้น ดังตารางที่ 3

ตารางที่ 3 เกณฑ์การประเมินคุณภาพของภาพรังสีช่องท้องที่ดัดแปลงจาก EUR16260^[8]

ลำดับข้อ	คำถาม	คะแนน
1	มองเห็นกระดูกซี่โครงส่วนล่างได้อย่างชัดเจน	
2	มองเห็นขอบล่างของตับ ม้าม และไตได้อย่างชัดเจน	
3	มองเห็นม้าม และขอบเขตของม้ามได้อย่างชัดเจน	
4	มองเห็นไต และขอบเขตของไตทั้ง 2 ข้างได้อย่างชัดเจน	
5	มองเห็นกระเพาะอาหาร และ Loop ของลำไส้ได้อย่างชัดเจน	
6	มองเห็น Transverse process ของกระดูกสันหลังระดับเอวได้อย่างชัดเจน	

โดยกำหนดเกณฑ์การให้คะแนน 3 ระดับ ดังนี้ 1 คะแนน หมายถึงผู้ประเมินสามารถมองเห็นได้ในทุกส่วน 0.5 คะแนน หมายถึงสามารถมองเห็นได้บางส่วน และ 0 คะแนน หมายถึงไม่สามารถมองเห็นได้ จากนั้นนำผลรวมของผู้ประเมินแต่ละคนมาทำการประเมินค่าความเชื่อมั่นระหว่างผู้ประเมิน (Inter-Rater Reliability; IRR) ที่มีความเป็นอิสระต่อกัน เพื่อวัดความคงเส้นคงวาและความสอดคล้องกันของความเห็นจากผู้ประเมินด้วยค่าสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปา (Cohen's Kappa Coefficient) ด้วยโปรแกรม IBM SPSS เวอร์ชัน 26.0 ตามสมการที่ 1

$$K_c = \frac{P_o - P_e}{1 - P_e} \quad (1)$$

เมื่อ P_o และ P_e หมายถึง ความน่าจะเป็นของความสอดคล้องของค่าสังเกต และค่าคาดหมาย ตามลำดับ ค่าสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปาที่คำนวณได้จากสมการที่ 1 แปลความหมายดังตารางที่ 4 โดยความเป็นไปได้ของค่าสถิติ K_c มีค่าระหว่าง -1.0 ถึง 1.0 หากค่าที่ได้เป็นลบแสดงถึงความเห็นระหว่างผู้ประเมินไม่สอดคล้องกัน^[9]

ตารางที่ 4 ระดับความสอดคล้องของค่าสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปาตาม Landis and Koch^[10]

ค่าสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปา	ความสอดคล้องระหว่างผู้ประเมิน
0.00 – 0.20	น้อย
0.21 – 0.40	พอใช้
0.41 – 0.60	ปานกลาง
0.61 – 0.80	ดี
0.81 – 1.00	มาก

ผลการศึกษา

ค่า ESAK ที่ได้จากการวัดด้วยแผ่น OSLDs และค่า KAP ที่แสดงบนระบบถ่ายภาพรังสีแบบดิจิทัล ในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองเสมือนร่างกายมนุษย์ตามโปรโตคอลประจำเมื่อใช้และไม่ใช้ AEC และโปรโตคอลปรับใหม่เมื่อไม่ใช้ AEC ดังแสดงในตารางที่ 5 พบว่าค่า ESAK จากการถ่ายภาพรังสีร่วมกับ AEC (85 kVp 32 mAs) และไม่ใช้ AEC (85 kVp 3.80 mAs) ในโปรโตคอลประจำเท่ากับ 4.46 ± 0.03 และ 0.55 ± 0.01 mGy ตามลำดับ ค่า KAP จากการถ่ายภาพรังสีร่วมกับ AEC และไม่

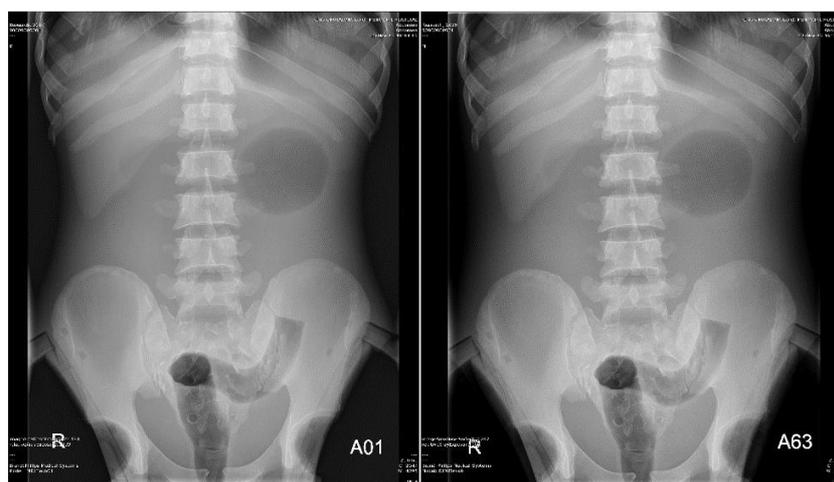
ใช้ AEC ในโปรโตคอลประจำเท่ากับ 257.97 ± 3.26 และ 31.70 ± 0.00 $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ ตามลำดับ โดยค่า ESAK และ KAP มีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันและมีค่าลดลง เมื่อค่า mAs ที่ใช้ในการถ่ายภาพลดลง โดยการถ่ายภาพร่วมกับ AEC ซึ่งกำหนดค่า mAs สูง ให้ค่าปริมาณรังสีทั้ง ESAK และ KAP สูงสุด ขณะที่การปรับค่า kVp ลงเหลือ 81 kVp โดยคงค่า mAs เท่าเดิมที่ 3.80 ช่วยลดค่าปริมาณรังสี ESAK และ KAP ลดลงจากเดิม 0.06 mGy และ 3.77 $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2$ ตามลำดับ

ตารางที่ 5 ปริมาณรังสี ESAK และ KAP จากการถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์ในแต่ละโปรโตคอล

Condition	Exposure technical parameters		ESAK (mGy)	KAP ($\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$)	
	kVp	mAs	Mean \pm SD	Mean \pm SD	
AEC	85	32	4.46 \pm 0.03	257.97 \pm 3.26	
Manual	85	3.80	0.55 \pm 0.01	31.70 \pm 0.00	
		3.40	0.50 \pm 0.01	28.32 \pm 0.00	
		3.10	0.46 \pm 0.00	26.04 \pm 0.00	
		2.70	0.40 \pm 0.00	22.67 \pm 0.00	
		2.20	0.33 \pm 0.00	17.97 \pm 0.08	
		1.80	0.26 \pm 0.00	14.99 \pm 0.00	
		81	3.20	0.40 \pm 0.00	23.15 \pm 0.00
		3.80	0.49 \pm 0.01	27.93 \pm 0.00	
		4.50	0.57 \pm 0.01	32.07 \pm 0.00	
		5.00	0.66 \pm 0.02	37.35 \pm 0.00	
		6.00	0.78 \pm 0.02	44.69 \pm 0.65	

ภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองเสมือนร่างกายมนุษย์ในโปรโตคอลประจำร่วมกับการใช้ AEC และไม่ใช้ AEC แสดงดังรูปที่ 1 คุณภาพของภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์ประเมินตามเกณฑ์ EUR16260 โดยรังสีแพทย์ในแต่ละโปรโตคอลที่ทำการศึกษา แสดงดังตารางที่ 6 พบว่าโปรโตคอลประจำที่ไม่ใช้ AEC ร่วมในการถ่ายภาพ ให้ผลรวมคะแนนประเมินคุณภาพเฉลี่ยจากผู้ประเมินทั้งสองคนสูงสุดและมีค่า

เบี่ยงเบนมาตรฐานต่ำสุดเท่ากับ 4.50 ± 0.71 ซึ่งสูงกว่าการถ่ายภาพร่วมกับการใช้ AEC และเมื่อปรับค่า kVp ลงจากเดิมพบว่า คะแนนประเมินคุณภาพเฉลี่ยมีค่าสูงกว่า 4.00 ในทุกโปรโตคอลของการถ่ายภาพ โดยความเห็นของผู้ประเมินทั้งสองคนเมื่อพิจารณาจากค่าที่คำนวณได้จากสมการที่ (1) มีความสอดคล้องกันระดับปานกลางที่ค่าสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปาเท่ากับ 0.511



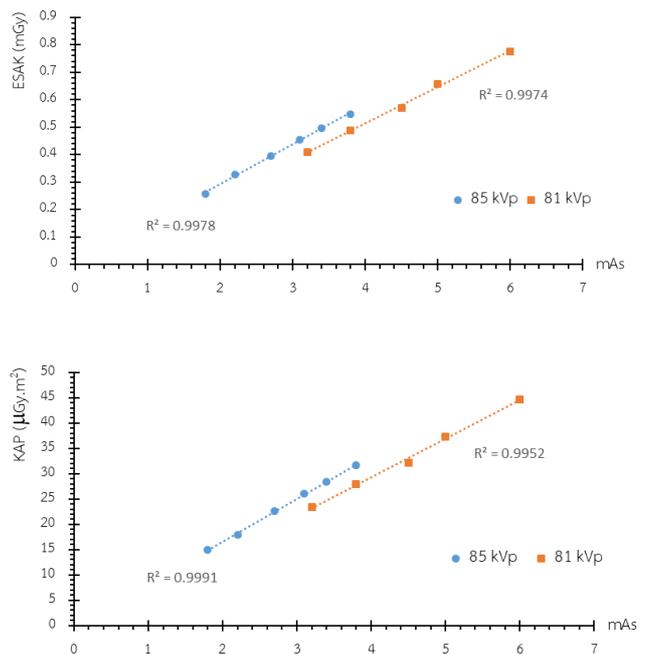
รูปที่ 1 ภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์จากการถ่ายภาพด้วยโปรโตคอล (ซ้าย) 85 kVp 32 mAs ร่วมกับ AEC และ (ขวา) 85 kVp 3.8 mAs ไม่ใช้ AEC

ตารางที่ 6 ผลรวมคะแนนประเมินคุณภาพของภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์จากรังสีแพทย์ในแต่ละโปรโตคอล

Condition	Exposure technical parameters		Image quality		
	kVp	mAs	Observer 1	Observer 2	Mean±SD
AEC	85	32.00	4.50	4.00	4.25±0.35
Manual	85	3.80	5.00	4.00	4.50±0.71
		3.40	3.50	3.50	3.50±0.00
		3.10	4.00	3.50	3.75±0.35
		2.70	3.50	3.50	3.50±0.00
		2.20	3.50	3.50	3.50±0.00
	81	1.80	4.00	3.50	3.75±0.35
		3.20	5.50	3.50	4.50±1.41
		3.80	4.50	4.00	4.25±0.35
		4.50	5.50	3.50	4.50±1.41
		5.00	4.50	3.50	4.00±0.71
	6.00	4.50	4.00	4.25±0.35	

วิจารณ์ผลการศึกษา

การประเมินปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองเสมือนร่างกายมนุษย์ด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไปและอุปกรณ์รับภาพระบบดิจิทัลดังกล่าวที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ตามพารามิเตอร์ที่กำหนดในการศึกษาซึ่งให้ค่าปริมาณรังสี ESAK และ KAP น้อยที่สุดคือ 85 kVp 1.8 mAs โดยไม่ใช้ AEC ขณะที่ค่าพารามิเตอร์ในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องที่ให้ค่าปริมาณรังสี ESAK และ KAP สูงที่สุดคือ 85 kVp 32 mAs ร่วมกับการใช้ AEC ดังตารางที่ 5 ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่า เมื่อกำหนดค่า kVp คงที่ โดยปรับลดค่า mAs ในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลอง กรณีไม่ใช้ AEC พบว่าค่าปริมาณรังสี ESAK และ KAP ที่นับวัดและบันทึกได้มีค่าลดลงเป็นเชิงเส้นตรง โดยปริมาณรังสี ESAK และ KAP ลดลง 53.22 และ 52.71 เปอร์เซ็นต์ เมื่อค่า mAs ที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีลดลงครึ่งหนึ่ง ตามลำดับ ดังนั้นการลดค่า mAs ในการถ่ายภาพเป็นหนึ่งในปัจจัยที่ช่วยลดปริมาณรังสีในการถ่ายภาพรังสีลงได้ นอกจากนั้นการปรับลดค่า kVp ลงจากเดิม 4 kVp โดยคงค่า mAs เท่าเดิมที่ 3.8 พบสัดส่วนการลดลงของค่าปริมาณรังสี ESAK และ KAP ใกล้เคียงกัน ดังรูปที่ 2 โดยค่า ESAK และ KAP ลดลงจากเดิม 11 และ 12 เปอร์เซ็นต์ตามลำดับ ดังนั้นการลดค่า kVp ในการถ่ายภาพเป็นอีกปัจจัยที่ช่วยลดปริมาณรังสีในการถ่ายภาพลงได้



รูปที่ 2 ความสัมพันธ์ของค่าปริมาณรังสี ESAK และ KAP กับค่า mAs และค่า kVp ที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองกรณีไม่ใช้ AEC

การประเมินคุณภาพของภาพรังสีช่องท้องหุ่นจำลองร่างกายมนุษย์โดยรังสีแพทย์ จำนวน 2 ท่าน พบว่าการถ่ายภาพรังสีที่ 85 kVp ได้คะแนนประเมินคุณภาพของภาพส่วนมากต่ำกว่า 4.00 เนื่องจากมองเห็นรายละเอียดของกระดูกสันหลังและ

ขอบเขตของม้ามได้ไม่ดี โดยโปรโตคอลที่ได้คะแนนประเมินคุณภาพของภาพรังสีสูงเท่ากับ 4.50 ทั้งสิ้น 3 โปรโตคอลคือ 85 kVp 3.8 mAs, 81 kVp 3.2 mAs และ 81 kVp 4.5 mAs ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่า เมื่อลดค่า kVp ในการถ่ายภาพรังสีลง แม้ว่าคุณภาพของภาพเอกซเรย์ยังคงเดิม แต่ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากคะแนนประเมินคุณภาพของภาพจะสูงขึ้น อาจเนื่องจากความคุ้นชินหรือประสบการณ์ในการอ่านผลภาพรังสีหุ่นจำลองซึ่งแตกต่างจากภาพรังสีของผู้ป่วยจริง เห็นได้จากค่าสัมประสิทธิ์โคเฮนแคปปาจากผู้ประเมินทั้งสองคนที่มีความสอดคล้องกันปานกลาง

การถ่ายภาพรังสีในทางปฏิบัติกรณีไม่ใช้ระบบ AEC ร่วมในการถ่ายภาพ การกำหนดค่าพารามิเตอร์ตามบริษัทผู้ผลิตหรือตามโปรโตคอลประจำอาจให้ปริมาณรังสีเกินจำเป็น โดยคุณภาพของภาพถ่ายรังสีคงเดิม ดังนั้นการประเมินปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพรังสีที่ได้ เพื่อปรับเปลี่ยนโปรโตคอลในการถ่ายภาพให้เหมาะสมทั้งปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพถ่ายรังสี ควรคำนึงถึงเครื่องเอกซเรย์ที่ใช้ ส่วนประกอบภายในเครื่องเอกซเรย์ อุปกรณ์ประกอบในการถ่ายภาพ ชนิดอุปกรณ์รับภาพ ค่าพารามิเตอร์ที่กำหนด ทำท่างในการถ่ายภาพ ความหนาและพยาธิสภาพของผู้ป่วยจึงเป็นสิ่งสำคัญ^[11-13]

สรุปผลการศึกษา

เมื่อพิจารณาปริมาณรังสีและคุณภาพของภาพรังสีของห้องหุ่นจำลองร่วมกันพบว่า การถ่ายภาพรังสีที่ 81 kVp 3.2 mAs โดยไม่ใช้ระบบ AEC ให้ค่าปริมาณรังสี ESAK น้อยกว่าการถ่ายภาพด้วยการใช้ AEC ที่ 85 kVp 32 mAs ประมาณ 90 เปอร์เซ็นต์ แต่ยังคงได้คะแนนประเมินคุณภาพตามเกณฑ์ที่กำหนด ขณะที่การถ่ายภาพรังสีที่ 81 kVp 4.5 mAs และ 85 kVp 3.8 mAs ได้ค่าปริมาณรังสี ESAK และ KAP เท่ากับ 0.5 mGy และ 32 $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ ตามลำดับ โดยได้คะแนนประเมินคุณภาพใกล้เคียงกันที่ 4.5 ดังนั้นการถ่ายภาพรังสีระบบดิจิทัลของห้องเมื่อไม่ใช้ระบบ AEC สามารถช่วยลดปริมาณรังสีในการถ่ายภาพรังสี ขณะที่ยังคงได้ภาพถ่ายรังสีที่มีคุณภาพเหมาะสมเพื่อการวินิจฉัย

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณ ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ที่อำนวยความสะดวก รวมถึงสนับสนุนเครื่องมือทางรังสีวิทยาและข้อมูลในการดำเนินงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

- [1] International Atomic Energy Agency. Avoidance of unnecessary dose to patients while transitioning from analogue to digital radiography. Vienna, IAEA-TECDOC-1667. 2011.
- [2] Grewal RK, Young N, Colins L, Karunnaratne N, Sabharwal N. Digital chest radiography image quality assessment with dose reduction. Australas Phys Eng Sci Med. 2012; 35: 71-80.
- [3] Choi SS, Lim CH, Jeoung SH. Automatic exposure control in chest radiography. J Econ Lit. 2019; 19(1): DOI: 10.5958/0974-1283.2019.00125.7.
- [4] Kim H, Park M, Park S, Jeong H, Kim J, Kim Y. Estimation of absorbed organ doses and effective dose based on body mass index in digital radiography. Radiat Prot Dosimetry. 2013; 153: 92-9.
- [5] Suwan-o-pas S, Suwanpradit P, Arjhansiri K, Khamwan K. Optimization of radiation dose and image quality in abdominal radiography using digital mobile x-ray system. Thai J Rad Tech. 2018; 43(1): 13-20.
- [6] Kyoto Kagaku, Available from: https://www.kyotokagaku.com/en/products_data/ph-2b/
- [7] Microstar user guide version 5.0. Laudauer; 2015.
- [8] European commission. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images. Luxembourg, EUR 16260 EN. 1996.
- [9] Hallgren KA. Computing inter-rater reliability for observational data: an overview and tutorial. Tutor Quant Methods Psychol. 2012; 8(1): 23-34.
- [10] Landis JR, Koch GG. The measurement of observe agreement for categorical data. Biometrics. 1977; 33(1): 159-74.
- [11] Jang JS, Koo HJ, Yang HJ, Park JH, Cho YC, Do KH. Effective dose in abdominal digital radiography: patient factors. J Korean Soc Radiol. 2017; 77(2): 89-96.
- [12] Jang JS, Yang HJ, Koo HJ, Kim SH, Park CR, Yoon SH, Shin SY, Do KH. Image quality assessment with dose reduction using high kVp and additional filtration for abdominal digital radiography. Phys Med. 2018; 50: 46-51.
- [13] Almaziad GA, Shahrani AA, Singh OG, Ayaz AA, Abudiyab FI, Baligun SO. Modification of the projection from anterior-posterior to posterior-anterior for abdominal radiographic examinations. Biosc Biotech Res Comm. 2021; 14(5): 258-64.