The Thai Journal of Radiological Technology

Journal homepage: https://he02.tci-thaijo.org/index.php/tjrt

TSRT THE THAI SOCIETY OF RADIOLOGICAL TECHNOLOGIST

Original ***Article***

การวิเคราะห์พื้นผิวโดยใช้เมทริกซ์การเกิดร่วมระดับสีเทาสำหรับการประเมินคุณภาพของภาพสมองระหว่างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สองรุ่น

Texture analysis using the grey-level co-occurrence matrix for image quality evaluation between two scanner models in computed tomography of brain

เสริมศักดิ์ แสงเพ็ชร[1] • สุกัญญา เมืองใจ[2] • ทัศนีย์ บุญมาลา[3] • สรัลยา ทองสว่าง[4] • รุจิกานต์ ชัยสนาม[5] • พิชาญ แก้วพุกัม[5*]

[1]แผนกรังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลสมิติเวช ศรีนครินทร์ เขตสวนหลวง กรุงเทพมหานคร 10250 ประเทศไทย

[2]แผนกรังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลพระรามเก้า เขตห้วยขวาง กรุงเทพมหานคร 10310 ประเทศไทย

[3]แผนกรังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลราชบุรี เมืองราชบุรี ราชบุรี 70000 ประเทศไทย

[4]แผนกรังสีวินิจฉัย โรงพยาบาลพระนครศรีอยุธยา เมืองพระนครศรีอยุธยา พระนครศรีอยุธยา 13000 ประเทศไทย

[5]สาขาวิชารังสีเทคนิค คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรามคำแหง กรุงเทพมหานคร 10240 ประเทศไทย

Sermsak Saengphet[1] • Sukanya Muangjai[2] • Thatsani Bunmala[3] • Saranya Thongsawang[4]

Rujikan Chaisanam[5] • Pichan Kaewpookum[5*]

[1]Radiology Department, Samitivej Srinakarin Hospital, Suan Luang, Bangkok, 10250, Thailand

[2]Radiology Department, Praram 9 Hospital, Huai Khwang, Bangkok, 10310, Thailand

[3]Radiology Department, Ratchaburi Hospital, Mueang Ratchaburi, Ratchaburi,70120, Thailand

[4]Radiology Department, Phra Nakhon Si Ayutthaya Hospital, Mueang Phra Nakhon Si Ayutthaya, Phra Nakhon Si Ayutthaya, 13000, Thailand

[5]Department of Radiological Technology, Faculty of Science Ramkhamhaeng University, Bangkok, 10240, Thailand

ผู้รับผิดชอบบทความ: พิชาญ แก้มพุกัม | Corresponding author: Pichan Kaewpookum (pichankaewpookum@rumail.ru.ac.th)

Received: 20 August 2025 | Revised: 1 November 2025 | Accepted: 16 November 2025

Thai J Rad Tech 2025;50(1):42-53

บทคัดย่อ

บทนำ: เทคนิคเมทริกซ์การเกิดร่วมระดับสีเทาเป็นวิธีการวิเคราะห์พื้นผิวที่ได้รับความนิยมอย่างมากในปัจจุบันในการใช้ประเมินคุณภาพภาพซีทีในเชิงตัวเลข **วัตถุประสงค์:** การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อประเมินคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบหลายหัววัดสองรุ่นจากผู้ผลิตที่แตกต่างกัน โดยใช้การวิเคราะห์พื้นผิวเชิงตัวเลขเพื่อกำหนดค่ากระแสไฟฟ้าหลอด (มิลลิแอมป์) ที่เหมาะสมที่สุดของเครื่องทดลองให้มีคุณภาพภาพเทียบเท่าเครื่องมาตรฐาน **วิธีการศึกษา:** เป็นการวิจัยเชิงวิเคราะห์โดยเก็บข้อมูลย้อนหลังของผู้ป่วยจำนวน 146 ราย เปรียบเทียบภาพที่ได้จากเครื่องมาตรฐาน (120 กิโลโวลต์, 300 มิลลิแอมป์, ไม่ใช้เทคนิคลดปริมาณรังสี) กับภาพจากเครื่องทดลอง (120 กิโลโวลต์, ปรับ มิลลิแอมป์ เป็น 280, 300, 310, และ 315, สร้างภาพด้วยเทคนิค IR-B) ทำการวิเคราะห์พื้นผิวด้วยเมทริกซ์การเกิดร่วมระดับสีเทา (GLCM) จากบริเวณที่สนใจ (ROI) ที่ฐานกะโหลกศีรษะ ก้านสมอง และสมองกลีบข้าง จากนั้นคำนวณหาค่าเฉลี่ย ค่าความเปรียบต่าง ค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน และค่าเอนโทรปี เพื่อเปรียบเทียบเชิงปริมาณ **ผลการศึกษา:** ค่าการวิเคราะห์พื้นผิวที่คำนวณได้ ได้แก่ ค่าระดับสีเทาเฉลี่ย (66.24–183.25), ค่าความเปรียบต่าง (53.17–93.25), ค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน (0.14–0.24), และค่าเอนโทรปี (4.24–6.48)

พบว่าภาพที่ได้จากเครื่องทดลองที่ตั้งค่า 120 กิโลโวลต์ และ 310 มิลลิแอมป์ ให้ค่าการวิเคราะห์พื้นผิวใกล้เคียงกับภาพมาตรฐานมากที่สุด **สรุปผลการศึกษา:** คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากเครื่องทดลองที่ปรับค่ากระแสไฟฟ้าหลอดเป็น 310 มิลลิแอมป์ โดยใช้เทคนิค IR-B) มีคุณภาพใกล้เคียงกับเครื่องมาตรฐาน (300 มิลลิแอมป์) โดยไม่ปรับค่ากิโลโวลต์ ผลการศึกษานี้ยืนยันการตั้งค่ากระแสหลอดเอกซเรย์ที่เหมาะสมที่สุดเพื่อคงไว้ซึ่งคุณภาพของภาพที่เทียบเท่ากัน ซึ่งสามารถนำไปใช้ในการกำหนดค่ากลางสำหรับมาตรฐานการประกันคุณภาพ ของภาพในเครือข่ายโรงพยาบาล

คำสำคัญ: เอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง, การวิเคราะห์พื้นผิว, ปริมาณรังสี, เมทริกซ์การเกิดร่วมระดับสีเทา, คุณภาพของภาพ

Abstract

Background: The grey-level co-occurrence matrix (GLCM) technique is a widely used texture analysis method for quantitatively assessing CT image quality. **Objective:** This study aimed to evaluate the image quality of brain computed tomography (CT) scans obtained from two different Multi-Detector CT scanner models from different manufacturers using quantitative texture analysis to determine the optimal tube current (mA) for the experimental scanner achieving image quality equivalent to the standard scanner. **Methods:** This retrospective analytical study involved 146 patients. Images from the standard scanner (120 kV, 300 mA) were compared with images from the experimental scanner (120 kV, mA adjusted to 280, 300, 310, and 315, IR-B reconstruction). Grey-level co-occurrence matrix (GLCM) texture analysis was performed on regions of interest (ROI) in the skull base, brainstem, and parietal lobe. Mean, Contrast, Homogeneity, and Entropy were calculated for quantitative comparison. **Results:** The calculated texture feature values ranged from Mean Gray Level (66.24–183.25), Contrast (53.17–93.25), Homogeneity (0.14–0.24), and Entropy (4.24–6.48). Images from the experimental scanner set at 120 kV and 310 mA provided texture analysis values most similar to the standard images. **Conclusion:** The image quality of the CT scans from the experimental scanner optimized at 310 mA (using IR-B) is comparable to that of the standard scanner (300 mA). These findings establish the optimal tube current setting to maintain equivalent image quality, which is beneficial for routine image Quality Assurance (QA) across the hospital network.

Keywords: CT Brain, Texture Analysis, Radiation Dose, Grey-level co-occurrence matrix, Image quality

บทนำ

การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมอง (Computed Tomography: CT Brain) นับเป็นกระบวนการวินิจฉัยทางรังสีวิทยาที่มีความสำคัญและใช้กันอย่างแพร่หลาย เนื่องจากให้ภาพที่มีความละเอียดสูงและสามารถตรวจได้อย่างรวดเร็ว[1] อย่างไรก็ตามการได้รับปริมาณรังสีไอออไนซ์ที่มากเกินความจำเป็นจากการตรวจ CT ถือเป็นข้อจำกัดหลักที่ต้องได้รับการควบคุมดูแลอย่างเข้มงวดโดยวิทยาลัยรังสีแพทย์สหรัฐอเมริกา (American College of Radiology: ACR) ได้กำหนดมาตรฐานการอ้างอิงปริมาณรังสี (Diagnostic Reference Levels) เพื่อควบคุมความปลอดภัยของผู้ป่วย[2]

ในหน่วยงานที่มีเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ต่างรุ่นกัน เช่น โรงพยาบาลสมิติเวช ศรีนครินทร์[3] ซึ่งมีเครื่อง Philips Ingenuity 64 และ GE Optima 64 ความท้าทายที่สำคัญคือการรักษาคุณภาพของภาพเพื่อการวินิจฉัยให้มีความใกล้เคียงระหว่างเครื่องสแกนแม้จะมีการปรับโปรโตคอลการตรวจเพื่อลดปริมาณรังสีลงแล้วก็ตาม[4,5] ในการประเมินเบื้องต้นเชิงคุณภาพของทีมรังสีแพทย์พบข้อสังเกตว่าภาพส่วนสมองที่ได้จากเครื่อง Philips Ingenuity 64 มีคุณภาพภาพที่ดีกว่าเมื่อเทียบกับภาพจากเครื่อง GE Optima 64 ในการตั้งค่าพารามิเตอร์เริ่มต้นที่เท่ากัน ปัญหาความแตกต่างดังกล่าวนี้จึงเป็นแรงผลักดันหลักที่นำไปสู่ความจำเป็นในการประเมินและกำหนดค่าพารามิเตอร์ที่แม่นยำทางเทคนิคเพื่อให้เกิดมาตรฐานการประกันคุณภาพของภาพที่ชัดเจนแม้ใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ต่างรุ่นต่างยี่ห้อ

เทคโนโลยีการสร้างภาพซ้ำเพื่อลดปริมาณรังสี (Iterative Reconstruction Technologies for Dose Reduction)

เพื่อให้การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นไปตามหลักการ ALARA (As Low As Reasonably Achievable) เทคโนโลยีการสร้างภาพได้พัฒนาจากวิธีการดั้งเดิมแบบ Filtered Back

Projection (FBP) ซึ่งมีข้อจำกัดด้านสัญญาณรบกวน (Noise) เมื่อลดปริมาณรังสี ไปสู่เทคนิค Iterative Reconstruction (IR)

เทคนิค IR ทำงานโดยการนำข้อมูลที่วัดได้จริง (Raw Data) เข้าสู่กระบวนการคำนวณแบบวนซ้ำ (Iterative Process) ร่วมกับการใช้แบบจำลองทางสถิติ (Statistical Modeling) หรือแบบจำลองทางฟิสิกส์ (Physical Modeling) เพื่อระบุ ประเมิน และขจัดสัญญาณรบกวน ที่เพิ่มขึ้นอันเนื่องมาจากการลดค่ากระแสหลอดเอกซเรย์ (มิลลิแอมป์-วินาที: mAs) อย่างมีประสิทธิภาพ[7] เทคโนโลยี IR จึงเป็นกลไกสำคัญที่ช่วยให้นักรังสีเทคนิคสามารถลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับได้อย่างปลอดภัย โดยยังคงรักษาหรือปรับปรุงคุณภาพของภาพเพื่อการวินิจฉัยให้เทียบเท่ากับภาพที่ถ่ายด้วยปริมาณรังสีสูงจากเทคนิค FBP

เครื่องสแกนทั้งสองรุ่นที่ใช้ในงานวิจัยนี้ ต่างใช้เทคนิค IR ที่มีชื่อเฉพาะต่างกันตามผู้ผลิต ซึ่งได้แก่:

1. iDose4: เทคนิค Statistical Iterative Reconstruction (SIR) เป็นเทคนิคซึ่งเน้นการปรับปรุงคุณภาพของภาพโดยการจัดการกับสัญญาณรบกวนในปริภูมิข้อมูล (Data Domain) และปริภูมิภาพ (Image Domain) อัลกอริทึม iDose4 ช่วยให้ภาพมีความคมชัดและลดสัญญาณรบกวนได้อย่างมีประสิทธิภาพ ทำให้สามารถลดปริมาณรังสีลงได้โดยไม่กระทบต่อความสามารถในการวินิจฉัย[6]

2. ASiR (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction): เทคนิค Model-Based/Statistical Iterative Reconstruction เป็นเทคนิคที่มีความซับซ้อน ทำงานโดยการนำแบบจำลองทางสถิติมาใช้ในการคำนวณข้อมูลที่ขาดหายหรือมีสัญญาณรบกวนสูง (Low-Dose Data) ทำให้การลดสัญญาณรบกวนมีความสม่ำเสมอและปรับตัวได้ตามปริมาณรังสีที่ลดลง ซึ่งมีงานวิจัยยืนยันถึงความสามารถในการลดปริมาณรังสีได้อย่างมีนัยสำคัญ [7]

การวิเคราะห์พื้นผิวเชิงปริมาณ (Quantitative Texture Analysis)

เนื่องจากคุณภาพของภาพที่ได้จากเทคนิค IR ขึ้นอยู่กับอัลกอริทึมของผู้ผลิตแต่ละราย การประเมินคุณภาพของภาพด้วยสายตา (Subjective Evaluation) เพียงอย่างเดียวจึงไม่เพียงพอ การวิจัยสมัยใหม่จึงหันมาใช้เครื่องมือเชิงปริมาณเพื่อการประเมินที่เที่ยงตรงมากขึ้น[8-12]

การวิเคราะห์พื้นผิว (Texture Analysis) เป็นวิธีการเชิงปริมาณที่ใช้ในการประเมินคุณสมบัติความแตกต่างของพิกเซลที่อยู่ใกล้เคียงกัน ซึ่งสามารถตรวจจับความเปลี่ยนแปลงของสัญญาณรบกวนและความไม่สม่ำเสมอในเนื้อเยื่อของภาพที่ไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยตาเปล่า[8-12] งานวิจัยหลายชิ้นได้ชี้ให้เห็นว่าพารามิเตอร์การรับภาพและการสร้างภาพ เช่น ค่ามิลลิแอมป์ กิโลโวลต์ เทคนิค IR ประเภทและยี่ห้อของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ มีผลกระทบโดยตรงต่อคุณสมบัติพื้นผิวที่วัดได้รวมถึงการลดปริมาณรังสี[8-18] ดังนั้นการใช้เทคนิคเมทริกซ์การเกิดร่วมระดับสีเทา (Grey-level co-occurrence matrix: GLCM) ซึ่งเป็นวิธีการวิเคราะห์พื้นผิวที่ได้รับความนิยมอย่างกว้างขวาง จึงเหมาะสมอย่างยิ่งในการใช้ประเมินคุณภาพภาพซีทีในเชิงตัวเลข

ดังนั้นการวิจัยนี้จึงมีวัตถุประสงค์หลักเพื่อประยุกต์ใช้ GLCM ในการวิเคราะห์พื้นผิวของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมอง เพื่อกำหนดค่ากระแสไฟฟ้าหลอด (มิลลิแอมป์) ที่เหมาะสมที่สุดของเครื่อง GE Optima 64 (ASiR) ที่ทำให้คุณภาพของภาพเทียบเท่ากับภาพมาตรฐานจากเครื่อง Philips Ingenuity 64 ในการตั้งค่ากิโลโวลต์เดียวกัน (fixed kVp technique) ทั้งนี้เพื่อเป็นข้อมูลพื้นฐานในการกำหนดมาตรฐานการประกันคุณภาพของภาพในทางคลินิก

วิธีการศึกษา

การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงวิเคราะห์โดยเก็บข้อมูลย้อนหลัง รวบรวมภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองของผู้ป่วยอายุ 18 ปีขึ้นไปที่เข้ารับบริการ ณ โรงพยาบาลสมิติเวช ศรีนครินทร์ ระหว่างเดือนกรกฎาคม – ธันวาคม 2564 จำนวนทั้งสิ้น 146 ราย [ใบรับรองจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์หมายเลข RU-HRE 65/0043]

นำข้อมูลภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองที่ถูกรวบรวมมาแบ่งกลุ่มเป็นกลุ่ม A เป็นกลุ่มควบคุม ใช้ภาพมาตรฐานจากเครื่อง Ingenuity 64 ถูกตั้งค่าพารามิเตอร์คงที่ที่ 120 กิโลโวลต์ และ 300 มิลลิแอมป์ และกลุ่มทดสอบเป็นภาพจากเครื่อง Optima 64 ได้แก่กลุ่ม B, B1-B3 ซึ่งถูกถ่ายภาพโดยใช้ค่าความต่างศักย์คงที่ที่ 120 กิโลโวลต์ และปรับค่ากระแสหลอดเอกซเรย์ (มิลลิแอมป์) เป็น 280, 300, 310 และ 315 และสร้างภาพใหม่ด้วยเทคนิค ASiR[7] ตามลำดับ มีรายละเอียดดังตารางที่ 1 ภาพที่ได้จะถูกนำมาวิเคราะห์พื้นผิวภาพ (Texture Analysis) โดยนำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองทั้ง 5 เทคนิค เข้าสู่การประมวลผลด้วยโปรแกรม MATLAB เวอร์ชัน R2021b โดยใช้ภาพตัดขวางที่มีความหนา 3 มิลลิเมตร (JPEG file) ที่มีการตั้งค่า Window Level (WL) = 40 และ Window Width (WW) = 80 แสดงในรูปที่ 2 ทำการเลือกบริเวณที่ต้องการวิเคราะห์ (Region of Interest: ROI) ขนาด 20x20

มิลลิเมตร ใน 3 บริเวณ ได้แก่ ฐานกะโหลกศีรษะ (Base of skull), ก้านสมอง (Brain stem), และ สมองกลีบข้าง (Parietal lobe) ในแต่ละ ROI จะทำการวัดค่าซ้ำ 3 ครั้งเพื่อหาค่าเฉลี่ยของพื้นผิว ดังรูปที่ 5 และ 6 การวิเคราะห์พื้นผิวใช้เมทริกซ์การเกิดร่วมระดับสีเทา ผ่านชุดคำสั่งในโปรแกรม MATLAB รูปที่ 3 และ 4 ซึ่งเป็นวิธีการเชิงสถิติที่ประเมินความสัมพันธ์ของค่าระดับสีเทาของคู่พิกเซลที่อยู่ใกล้เคียงกันจะมีลักษณะเป็นตาราง และค่าที่ใส่ตารางนั้นคือ ค่าความแตกต่างระหว่างพิกเซล (Pixel) โดยวัดด้วยความสว่างในระดับสีเทา (Gray Level) ที่เกิดขึ้นในรูปภาพ Gray Level ในกรณีภาพที่มีระดับสีเทา 0-255 เมทริกซ์การเกิดร่วมระดับสีเทา สามารถแบ่งได้ 4 ระดับ ได้แก่

ระดับ 1 ช่วง pixel intensity 0–63 อยู่ในระดับที่ 0 (สีดำ)

ระดับ 2 ช่วง pixel intensity 64–127 อยู่ในระดับที่ 1 (สีเทาเข้ม)

ระดับ 3 ช่วง pixel intensity 128–191 อยู่ในระดับที่ 2 (สีเทาอ่อน)

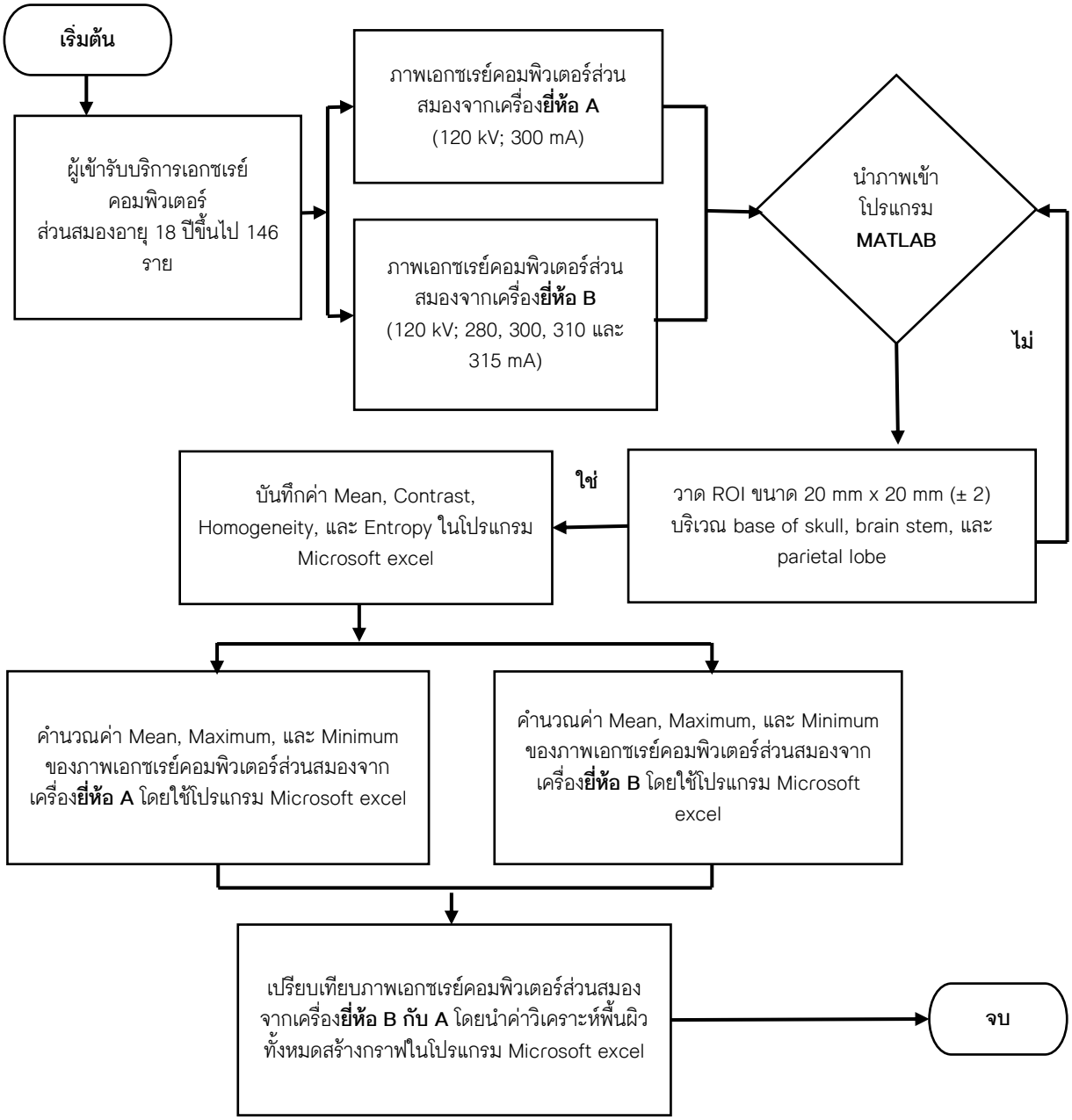
ระดับ 4 ช่วง pixel intensity 192–255 อยู่ในระดับที่ 3 (สีขาว)

ทั้งนี้การแบ่งช่วงสีสามารถทำได้มากกว่า 4 ระดับ ตามความละเอียดของลวดลาย คุณสมบัติพื้นผิวที่คำนวณประกอบด้วย: ค่าเฉลี่ย (Mean): ค่าระดับสีเทาเฉลี่ย (Mean Gray Level Value) ภายใน ROI ค่าความเปรียบต่าง (Contrast): วัดความแตกต่างของค่าระดับสีเทาของคู่พิกเซล ซึ่งบ่งชี้ถึงความหยาบของพื้นผิว ค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneity): วัดความสม่ำเสมอของค่าระดับสีเทา หากมีค่ามากแสดงว่าภาพมีพื้นผิวที่เรียบ ค่าเอนโทรปี (Entropy): วัดความสุ่มหรือความซับซ้อนของการกระจายตัวของค่าระดับสีเทาในภาพ มีรายละเอียดแสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 1 แสดงการแบ่งกลุ่มค่าพารามิเตอร์ของภาพเอกซเรย์สมองของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองรุ่น Ingenuity และรุ่น Optima 64

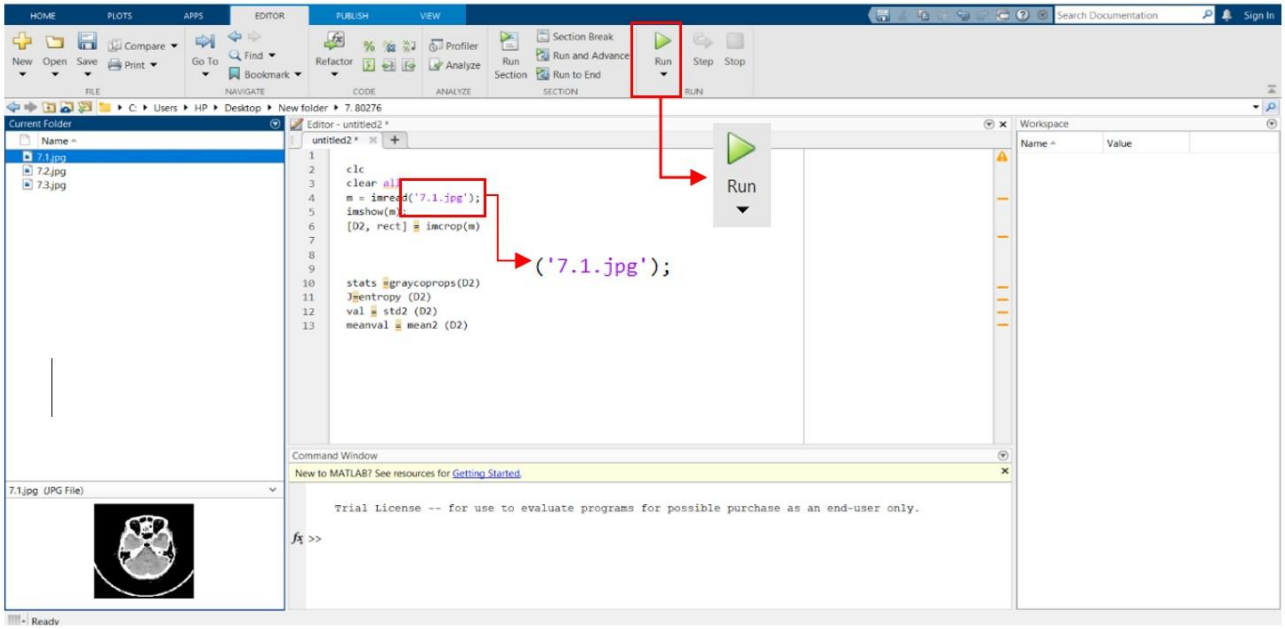
กลุ่มตัวอย่าง	กลุ่ม	kV	mA	% Dose Reduction*	จำนวน (ราย)
1. ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมอง รุ่น Ingenuity 64	A	120	300	-	50
2. ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองก่อนปรับพารามิเตอร์รุ่น Optima 64 (B)	B	120	300	30%	36
3. ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองหลังปรับพารามิเตอร์ครั้งที่ 1 รุ่น Optima 64 (B1)	B1	120	280	30%	10
4. ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองหลังปรับพารามิเตอร์ครั้งที่ 2 รุ่น Optima 64 (B2)	B2	120	310	30%	30
5. ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองหลังปรับพารามิเตอร์ครั้งที่ 3 รุ่น Optima 64 (B3)	B3	120	315	30%	20

*% Dose reduction คือการใช้ iterative reconstruction สร้างภาพด้วยปริมาณรังสีที่ลดลงเมื่อเทียบกับ Filtered back projection



รูปที่1 แผนผังการวิจัย

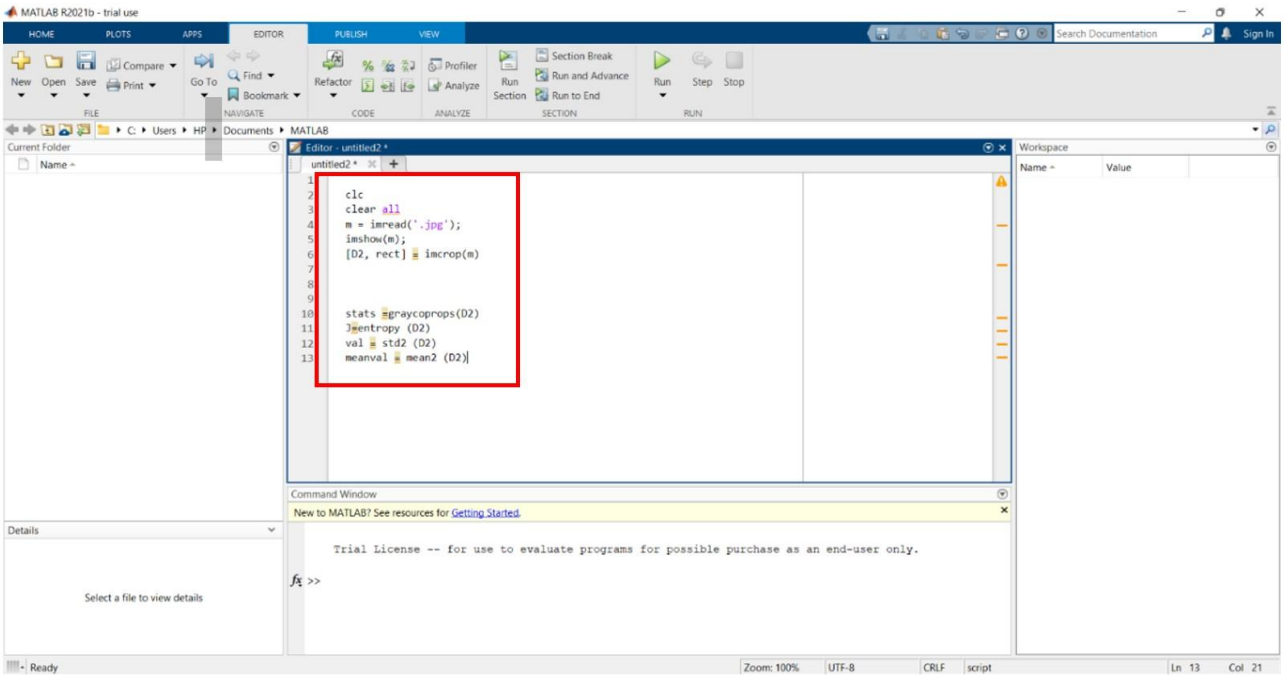
รูปที่ 2 ค่า Ingenuity 64 120 kV 300 mA (A) Optima 64 120 kV 310mA (B), Optima 64 120 kV 300 mA (C)



รูปที่ 3 ภาพโปรแกรม MATLAB

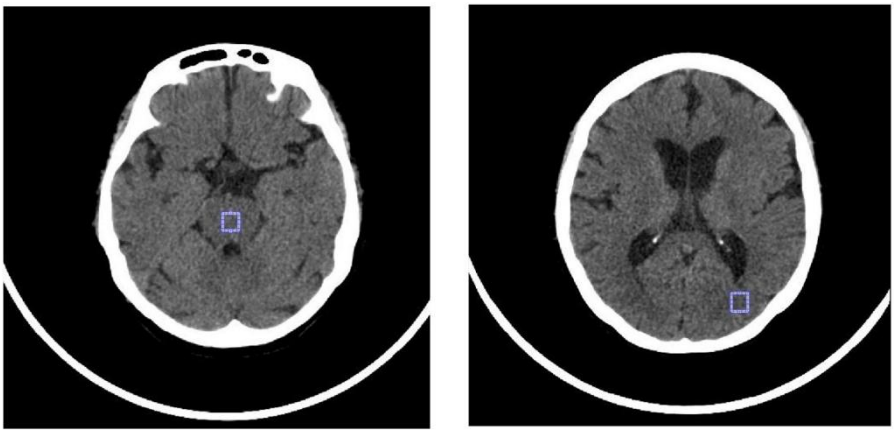
ตารางที่ 2 แสดงชุดคำสั่งและคำอธิบายชุดคำสั่งสำหรับโปรแกรม MATLAB

โค้ด	คำอธิบาย
m = imread('.jpg')	คำสั่งอ่านภาพ
imshow(m);	คำสั่งแสดงภาพ
[D2, rect] = imcrop(m)	กำหนด Region of Interest ขนาด 20x20
stats =graycoprops(D2)	ใช้คำสั่ง the Grey-level co-occurrence matrix เพื่อวิเคราะห์หาพื้นผิวในเมทริกซ์



รูปที่ 4 ชุดคำสั่งที่เขียนในหน้าจอโปรแกรม MATLAB

รูปที่ 5 แสดง ROI ในตำแหน่ง Base of skull



(A) (B)

รูปที่ 6 (A) แสดง ROI บริเวณ Brian stem และ (B) แสดง ROI บริเวณ Parietal lobe

ตารางที่ 3 แสดงคุณสมบัติต่างๆ ของการวิเคราะห์พื้นผิว

คุณสมบัติ	คำอธิบาย	วิธีคำนวณ	การบ่งชี้
ค่าเฉลี่ยระดับสีเทา (Mean Gray Level Value)	ค่าระดับสีเทาเฉลี่ยภายในขอบเขต ROI (ไม่ขึ้นกับ GLCM)	$\text{Mean} = \sum_{i,j=0}^{n-1} P_{i,j}\, i$	บ่งชี้ ความสว่างโดยรวมของพื้นที่ที่สนใจ เช่น ค่า Hounsfield Unit (HU) เฉลี่ย
ค่าความเปรียบต่าง (Contrast)	วัดความแตกต่างของค่าระดับสีเทาของคู่พิกเซลที่อยู่ใกล้กัน (บ่งชี้ ความหยาบของพื้นผิว)	$\text{Contrast} = \sum_{i,j=0}^{n-1} P_{i,j}(i-j)^2$	ค่าสูง: พื้นผิว หยาบ มาก, ความแตกต่างของระดับสีสูง เช่น มีขอบ/สัญญาณรบกวนมาก
ค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน (Homogeneity)	วัดความสม่ำเสมอของค่าระดับสีเทา (บ่งชี้ ความเรียบ ของพื้นผิว)	$\text{Contrast} = \sum_{i,j=0}^{n-1} P_{i,j}(i-j)^2$	ค่าสูง (ใกล้ 1): พื้นผิว เรียบ มาก, ความแตกต่างของระดับสีน้อย
ค่าเอนโทรปี (Entropy)	วัดความสุ่มหรือความซับซ้อนของการกระจายตัวของระดับสีเทา (บ่งชี้ ความไม่เป็นระเบียบ)	$\text{Entropy} = \sum_{i,j=0}^{N-1} P_{i,j}(-\ln P_{i,j})$	ค่าสูง: พื้นผิว สุ่มและซับซ้อน มาก ไม่เป็นระเบียบ การกระจายของค่าสีเทาหลากหลาย

หมายเหตุ: i คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลอ้างอิง), j คือ ระดับสีเทา ตั้งแต่ 0 ถึง 255 (พิกเซลใกล้เคียง), N คือ จำนวนของระดับสีเทาบนวัตถุที่สนใจ, P คือ ความน่าจะเป็นของพิกเซลตำแหน่งแถวที่ i หลักที่ j

การวิเคราะห์ข้อมูล

นำค่าเฉลี่ยระดับสีเทา ค่าความเปรียบต่าง ค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน และค่าเอนโทรปี จากการวิเคราะห์พื้นผิวด้วยโปรแกรม MATLAB ทั้งหมด ทั้งจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมองในกลุ่ม A และ B มาคำนวณและสร้างกราฟโดยใช้โปรแกรม Microsoft excel

ผลการศึกษา

ผู้วิจัยได้ทำการศึกษาการเปลี่ยนแปลงของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองสำหรับผู้ป่วยอายุ 18 ปีขึ้นไป ที่เข้ารับบริการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมอง ณ โรงพยาบาลสมิติเวชศรีนครินทร์ซึ่งได้จากการตั้งค่าความต่างศักย์ในหลอดเอกซเรย์คงที่ และปรับค่ากระแสหลอด เพื่อวิเคราะห์พื้นผิวของภาพด้วยวิธีการ Grey-level co-occurrence matrix โดยใช้โปรแกรม MATLAB เพื่อหาค่าเฉลี่ย ค่าความเปรียบต่าง ค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน และค่าเอนโทรปี ของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนสมอง จึงได้ค่าของความแตกต่างระหว่างพิกเซลคือค่า Mean อยู่ในช่วง 66.24 ถึง 183.25 ค่า Contrast อยู่ในช่วง 53.17 ถึง 93.25 ค่า Homogeneity อยู่ในช่วง 0.14 ถึง 0.24 และค่า Entropy อยู่ในช่วง 4.24 ถึง 6.48 และทำการหาค่าในเครื่องรุ่น Optima 64 ให้ได้ค่าใกล้เคียงกับภาพในเครื่องรุ่น Ingenuity 64 (A) มากที่สุดจึงพบว่า

การศึกษาค่าเฉลี่ย (Mean) พบว่าถ้ามีค่าน้อยแสดงว่าภาพมีสีดำเป็นส่วนประกอบมากกว่าสีขาว ซึ่งผลการวิจัยที่ได้จากตารางที่ 3, 4 และ5 พบว่าค่าเฉลี่ยของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าน้อยที่สุด เนื่องจากค่ากระแสหลอดที่ใช้ คือ 315 mA ซึ่งสูงกว่าภาพที่ได้จากพารามิเตอร์อื่น

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Base of skull จะเห็นได้ว่าค่าเฉลี่ย (Mean) ของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 97.53 และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 120.60 และ 120.70 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพIngenuity 64 (A)

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Brain stem จะเห็นได้ว่าค่าเฉลี่ย (Mean) ของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 84.83 และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องจากภาพมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 93.70 และ 97.48 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพIngenuity 64 (A)

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Parietal lobe จะเห็นได้ว่าค่าเฉลี่ย (Mean) ของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 97.53 และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 104.72 และ 107.82 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพ Ingenuity 64 (A)

การศึกษาค่าความเปรียบต่าง ถ้าค่าความเปรียบต่างมีค่าน้อย แสดงว่าภาพมีสีดำเป็นส่วนประกอบของภาพมาก ซึ่งผลการวิจัยที่ได้จากตารางที่ 3, 4, 5 พบว่าค่าเฉลี่ยของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าน้อยที่สุด เนื่องจากค่ากระแสหลอดที่ใช้ คือ 315 mA ซึ่งสูงกว่าพารามิเตอร์อื่น จึงอาจสรุปได้ว่าค่ากระแสหลอดแปรผกผันกับค่าความเปรียบต่าง เมื่อ mA สูงจะทำให้ภาพมีสีดำเป็นส่วนประกอบของภาพมาก

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Base of skull จะเห็นได้ว่าค่าความเปรียบต่างของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 58.26 และ ภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 66.71และ67.46 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ B2 มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับ Ingenuity 64 (A)

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Brain stem จะเห็นได้ว่าค่าความเปรียบต่างของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 56.98 และ ภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 66.78 และ 66.35 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ B2 มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับ Ingenuity 64 (A)

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Parietal lobe จะเห็นได้ว่าค่าความเปรียบต่างของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 57.32 และ ภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 67.32และ 68.57 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ B2 มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับ Ingenuity 64 (A)

การศึกษาค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน พบว่าถ้าข้อมูลภาพมีค่าระดับสีเทาที่สม่ำเสมอตลอดทั้งภาพ ค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน ที่ได้จะมีค่ามาก ซึ่งผลการวิจัยที่ได้จากตาราง 3,4 และ 5 พบว่าค่าเฉลี่ยของภาพ B3 มีค่ามากที่สุด เนื่องจากค่ากระแสหลอดที่ใช้ คือ 315 mA ซึ่งสูงกว่าพารามิเตอร์อื่น จึงอาจสรุปได้ว่าค่ากระแสหลอด (mA) แปรผันตรงกับค่าความเป็นเนื้อเดียวกัน

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Base of skull จะเห็นได้ว่าค่าความเป็นเนื้อเดียวกันของ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 0.23 และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 0.22 และ 0.22

ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพ Ingenuity 64 (A)

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Brain stem จะเห็นได้ว่าค่าความเป็นเนื้อเดียวกันของ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 0.23และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 0.22 และ0.22 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพ Ingenuity 64 (A)

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Parietal lobe จะเห็นได้ว่าค่าความเป็นเนื้อเดียวกันของ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 0.24และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 0.22 และ0.22 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพ Ingenuity 64 (A)

การศึกษาค่าเอนโทรปี ถ้าค่าเอนโทรปีมีค่าน้อย แสดงว่าข้อมูลภาพมีค่าระดับสีเทาที่ซ้ำๆ กัน ซึ่งผลการวิจัยที่ได้จากตารางที่ 4, 5 และ 6 พบว่าค่าเฉลี่ยของภาพ Optima 64 (B3) มีค่าน้อยที่สุด เนื่องจากค่ากระแสหลอดที่ใช้ คือ 315 mA ซึ่งสูงกว่าพารามิเตอร์อื่น จึงอาจสรุปได้ว่าค่ากระแสหลอดแปรผกผันกับค่าเอนโทรปี

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Base of skull จะเห็นได้ว่าค่าเอนโทรปีของ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 4.81 และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 5.44 และ5.50 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพ Ingenuity 64 (A) ดังแสดงในรูปที่ 7

- ตำแหน่งภาพบริเวณ Brain stem จะเห็นได้ว่าค่าเอนโทรปีของ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 4.88 และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 5.51 และ 5.45 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพ Ingenuity 64 (A)

- ภาพ Parietal lobe จะเห็นได้ว่าค่าเอนโทรปี (Entropy) ของ Optima 64 (B3) มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด คือ 4.89 และภาพ Optima 64 (B2) กับภาพ Ingenuity 64 (A) เนื่องภาพจากมีค่าเฉลี่ยใกล้เคียงกัน ได้แก่ 5.50 และ5.45 ตามลำดับ จึงอนุมานได้ว่า ภาพของ Optima 64 (B2) มีคุณภาพของภาพใกล้เคียงกับภาพ Ingenuity 64 (A)

ตารางที่ 4 แสดงค่าเฉลี่ยการวิเคราะห์พื้นผิวบริเวณ Base of skull

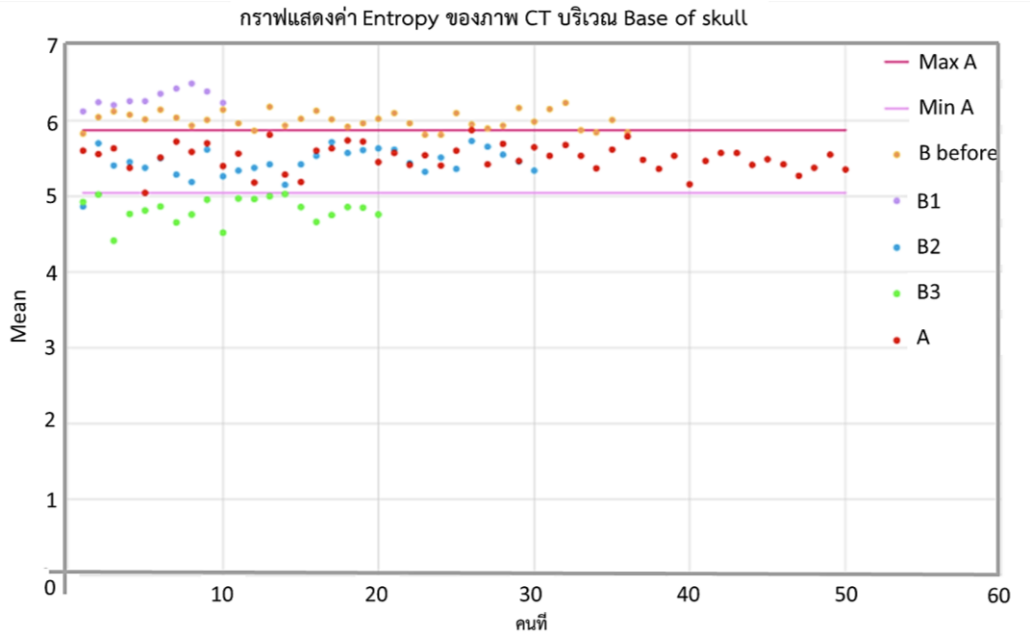
Technique	Contrast	Mean	Homogeneity	Entropy
Ingenuity 64(A) 120kV 300mA	67.46	120.70	0.22	5.50
Optima 64 (B) 120kV 280 mA	75.92	140.87	0.21	6.00
Optima 64 (B1) 120kV 300 mA	90.46	170.50	0.18	6.29
Optima 64 (B2) 120kV 310 mA	66.71	120.60	0.22	5.44
Optima 64 (B3) 120kV 315 mA	58.26	98.07	0.23	4.81

ตารางที่ 5 แสดงค่าเฉลี่ยการวิเคราะห์พื้นผิวบริเวณ Brain stem

Technique	Contrast	Mean	Homogeneity	Entropy
Ingenuity 64(A) 120 kV 300 mA	66.35	97.48	0.22	5.45
Optima 64 (B) 120 kV 280 mA	76.29	89.44	0.21	5.7
Optima 64 (B1) 120 kV 300 mA	88.82	116.16	0.16	6.12
Optima 64 (B2) 120 kV 310 mA	66.78	93.7	0.22	5.51
Optima 64 (B3) 120 kV 315 mA	56.98	84.83	0.23	4.88

ตารางที่ 6 แสดงค่าเฉลี่ยการวิเคราะห์พื้นผิวบริเวณ Parietal lobe

Technique	Contrast	Mean	Homogeneity	Entropy
Ingenuity 64(A) 120 kV 300 mA	68.57	107.82	0.22	5.45
Optima 64 (B) 120 kV 280 mA	75.92	121.99	0.21	5.88
Optima 64 (B1) 120 kV 300 mA	90.46	160.45	0.16	6.25
Optima 64 (B2) 120 kV 310 mA	67.32	104.82	0.22	5.4
Optima 64 (B3) 120 kV 315 mA	57.32	97.53	0.24	4.89



รูปที่ 7 กราฟแสดงค่า Entropy บริเวณ Base of skull

อภิปรายผลการศึกษา

การศึกษานี้มุ่งประเมินความเทียบเท่าของคุณภาพภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สมองจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ต่างรุ่นภายใต้การปรับลดปริมาณรังสี โดยใช้การวิเคราะห์พื้นผิวเชิงปริมาณด้วยเมทริกซ์การเกิดร่วมระดับสีเทา (Grey-level co-occurrence matrix: GLCM) ซึ่งสอดคล้องกับแนวทางของ American College of Radiology ที่เน้นการใช้หลักการ ALARA ควบคู่กับการคงไว้ซึ่งคุณภาพของภาพเพื่อการวินิจฉัย อย่างไรก็ตาม แนวทางดังกล่าวยังขาดวิธีการเชิงปริมาณที่ชัดเจนสำหรับการยืนยันความเพียงพอของคุณภาพภาพระหว่างเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ต่างระบบ [2]

ผลการวิเคราะห์พบว่า ภาพจากเครื่อง GE Optima 64 ที่ตั้งค่าพารามิเตอร์ 120 กิโลโวลต์ และ 310 มิลลิแอมป์ (กลุ่ม B2) ให้ค่าคุณสมบัติพื้นผิวใกล้เคียงกับภาพมาตรฐานจากเครื่อง Philips Ingenuity 64 มากที่สุดในทุกบริเวณที่ทำการศึกษา โดยเฉพาะค่า Homogeneity ที่อยู่ในระดับสูงและค่า Entropy ที่ต่ำ ซึ่งบ่งชี้ถึงความสม่ำเสมอของค่าระดับสีเทาและระดับความซับซ้อนของภาพที่ใกล้เคียงกัน สะท้อนถึงคุณภาพของภาพที่มีความเทียบเท่ากันในเชิงปริมาณ ผลลัพธ์นี้สนับสนุนแนวคิดว่าการวิเคราะห์พื้นผิวสามารถใช้เป็นตัวแทนเชิงปริมาณในการประเมินคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ได้อย่างมีประสิทธิภาพ [8-10]

ผลลัพธ์ดังกล่าวสอดคล้องกับงานวิจัยก่อนหน้าที่รายงานถึงประสิทธิภาพของการวิเคราะห์พื้นผิวในการอธิบายลักษณะของภาพทางการแพทย์[8, 9] รวมถึงงานของ Ali และคณะ ที่แสดงศักยภาพของการใช้ GLCM ในการวิเคราะห์คุณลักษณะของเนื้อเยื่อสมอง[10] และงานของ Saengphet และ Pintavirooj[3] ที่รายงานว่าคุณสมบัติพื้นผิวจาก GLCM มีความไวต่อการเปลี่ยนแปลงของเนื้อสมองในภาวะขาดเลือด[3] การศึกษาปัจจุบันจึงเป็นการขยายแนวคิดจากการประเมินลักษณะทางพยาธิสภาพไปสู่การประเมินคุณภาพของภาพภายใต้บริบทของการปรับลดปริมาณรังสี[19-23] และสนับสนุนบทบาทของการวิเคราะห์พื้นผิวในฐานะเครื่องมือเชิงปริมาณสำหรับการประกันคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในทางคลินิก

สรุปผลการศึกษา

คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากเครื่อง Optima 64 ที่ปรับค่ากระแสไฟฟ้าหลอดเป็น 310 มิลลิแอมป์ โดยใช้เทคนิค ASiR มีคุณภาพใกล้เคียงกับเครื่องมาตรฐาน Ingenuity 64 (300 มิลลิแอมป์) ผลการศึกษานี้ยืนยันการตั้งค่ากระแสหลอดเอกซเรย์ที่เหมาะสมที่สุดพร้อมปรับลดปริมาณรังสีด้วยเทคนิคการสร้างภาพ เพื่อคงไว้ซึ่งคุณภาพของภาพที่เทียบเท่ากัน ซึ่งวิธีวิเคราะห์พื้นผิวสามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลส่วนหนึ่งเพื่อประกอบการประกันคุณภาพของภาพในเครือข่ายโรงพยาบาลที่มีการใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ต่างรุ่น ต่างยี่ห้อได้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณแผนกรังสีวิทยาโรงพยาบาลสมิติเวชศรีนครินทร์ และสาขาวิชารังสีเทคนิค คณะวิทยาศาสตร์ มหาวิทยาลัยรามคำแหงที่คอยช่วยเหลือ เอื้ออำนวยในหลายๆ ด้านที่เป็นประโยชน์อย่างยิ่งสำหรับงานวิจัย สนับสนุน และให้กำลังใจมาโดยตลอด ขอขอบพระคุณครอบครัวที่คอยให้การสนับสนุนและให้กำลังใจตลอดมา ผู้วิจัยหวังเป็นอย่างยิ่งว่าผลการวิจัยนี้จะเป็นประโยชน์แก่บุคลากรทางการศึกษาและผู้สนใจทั่วไป ตลอดจนจะเป็นประโยชน์ในการสร้างมาตรฐานให้กับวิชาชีพต่อไป

เอกสารอ้างอิง

[1] Dieckmeyer M, Sollmann N, Kupfer K, et al. Computed tomography of the head. Radiology. 2023;308(1):e221687. doi:10.1148/radiol.221687.

[2] American College of Radiology. Radiation dose from X-ray and CT exams [Internet]. RadiologyInfo.org; 2018 Aug 3 [cited 2025 Aug 20]. Available from: RadiologyInfo.org

[3] Saengphet S, Pintavirooj C. Screening of ischemic stroke in CT brain using image segmentation and texture analysis. In: Proceedings of the 7th International Conference on Engineering, Applied Sciences and Technology (ICEAST); 2021 Apr 1–3; Pattaya, Thailand.

[4] Singh S, Kalra MK, Gilman MD, et al. Innovations in CT dose reduction strategy: application of adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. AJR Am J Roentgenol. 2011;197(5):W833–W839.

[5] Baskan O, Alagoz E, Gunes C, et al. Effect of radiation dose reduction on image quality in adult head CT. J Appl Clin Med Phys. 2015;16(3):287–299.

[6] Philips Healthcare. Ingenuity CT family: iDose4 and O-MAR technologies [Internet]. Philips Healthcare; 2017.

[7] GE HealthCare. Optima CT660: ASiR inside—A leap ahead in dose management [Internet]. GE HealthCare.

[8] Castellano G, Bonilha L, Li LM, Cendes F. Texture analysis of medical images. Clin Radiol. 2004;59(12):1061–1069.

[9] Skogen K, Ganeshan B, Good C, Critchley G, Miles K. Measurements of heterogeneity in gliomas on computed tomography: relationship to tumor grade. J Neurooncol. 2013;111(2):213–219.

[10] Ali R, Menaka R. Ischemic stroke lesion detection, characterization and classification in CT images with optimal feature selection. Biomed Eng Lett. 2020;10(3):333–344. doi:10.1007/s13534-020-00163-1.

[11] Lambin P, Leijenaar RTH, Deist TM, et al. CT texture analysis challenges: influence of acquisition and reconstruction parameters. Diagnostics (Basel). 2020;10(5):258.

[12] Lubner MG, El-Haddad G, El-Haddad M, et al. Quantitative assessment of variation in CT parameters on texture features. AJNR Am J Neuroradiol. 2017;38(5):981–986.

[13] Varini M, Carbone SF, Ropolo M, et al. Physical image quality of different scanners for head CT imaging: a phantom study. Phys Med. 2021;79:15–28.

[14] Yang Y, Liu W, Kim K, et al. Fully automated image quality evaluation on patient CT: multi-vendor and multi-reconstruction study. PLoS One. 2022;17(7):e0271724.

[15] Iamsuk T, Meekingthong C, Prasertsilpakul W, Sodkokkruad P, Asavaphatiboon S. Comparison between conventional pre-contrast and virtual non-contrast images from IQon spectral CT. Thai J Rad Tech. 2022;47(1):83–92.

[16] Pimsorn P. Factors affecting size-specific dose estimates in computed tomography using automatic tube current modulation. Thai J Rad Tech. 2022;47(1):43–54.

[17] Chokchai B. Assessment of radiation dose from abdominal computed tomography at Maharat Nakhon Ratchasima Hospital. Thai J Rad Tech. 2023;48(1):110–118.

[18] Wattanasriroj Y, Punthaisiri P, Kingkaew S, Wisetrinthong M, Oonsiri S. The effect of tube voltage and current on the CT number and relative electron density in computed tomography simulator. Thai J Rad Tech. 2023;48(1):18–28.

[19] Admontree S, Asavaphatiboon S. Management of appropriate radiation dose in pediatric patients from computed tomography scans using diagnostic reference levels (DRLs). Thai J Rad Tech. 2024;49(1):129-41.

[20] Singh S, Kalra MK, Gilman MD, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for radiation dose reduction in CT: a systematic review. Radiology. 2020;295(3):671–684. doi:10.1148/radiol.2020192258.

[21] Bodelle B, Fischbach F, Klotz E, et al. Low-dose cerebral CT using iterative reconstruction: image quality and diagnostic confidence. Eur Radiol. 2020;30(6):3307–3316. doi:10.1007/s00330-020-06707-8.
Eur Radiol. 2020;30(6):3307-3316. doi:10.1007/s00330-020-06707-8

[22] Mackin D, Fave X, Zhang L, et al. Measuring computed tomography scanner variability of radiomics features. Invest Radiol. 2020;55(12):747–754. doi:10.1097/RLI.0000000000000699.

[23] American College of Radiology. ACR–SPR practice parameter for diagnostic reference levels and achievable doses in medical X-ray imaging [Internet]. Revised 2021.