



Original Article

การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงของการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในโรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์

Establishment of typical values for computed tomography simulation at Sawanpracharak Hospital

ศศิประภา เนียมสวรรค์¹ • ธัญรัตน์ บุคลิก^{2,3} • นันทิพร คุ่มสุวรรณ² • เนตรทราย เกตุบุตร² • สุพิชญา กัปปิยะ²
 สุมาลี ยับสันเทียะ^{2,3*}

¹หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ นครสวรรค์ 60000 ประเทศไทย

²ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร พิษณุโลก 65000 ประเทศไทย

³หน่วยวิจัยด้านสหวิทยาการสุขภาพและวิทยาศาสตร์ข้อมูล คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร พิษณุโลก 65000 ประเทศไทย

Sasiprapa Niamsawan¹ • Thunyarat Chusin^{2,3} • Nantiporn Kumsuwan² • Netsai Ketbut² • Supitchaya Kappina²
 Sumalee Yabsantia^{2,3*}

¹Department of Radiation Oncology, Sawanpracharak Hospital, Nakornsawan, 60000, Thailand

²Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok, 65000, Thailand

³Interdisciplinary Health and Data Sciences Research Unit, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok, 65000, Thailand

ผู้รับผิดชอบบทความ: สุมาลี ยับสันเทียะ | Corresponding author: Sumalee Yabsantia (sumaleey@nu.ac.th)

Received: 4 December 2025 | Revised: 17 December 2025 | Accepted: 18 December 2025

Thai J Rad Tech 2025;50(1):68-78

บทคัดย่อ

บทนำ: ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงเป็นเครื่องมือสำคัญสำหรับการเฝ้าระวังและเพิ่มประสิทธิภาพปริมาณรังสีในงานเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับหน่วยงาน ค่า typical values ซึ่งนิยามเป็นค่ามัธยฐานของการกระจายข้อมูลสามารถนำมาใช้เป็นเกณฑ์ในการกำหนดและทบทวนค่าปริมาณรังสีอ้างอิง **วัตถุประสงค์:** เพื่อกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในรูปแบบ typical values สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของโรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ **วิธีการศึกษา:** การศึกษานี้รวบรวมข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ Siemens รุ่น SOMATOM Confidence RT Pro รวม 292 ราย เก็บข้อมูลช่วงเดือนมกราคม-ธันวาคม 2567 เก็บข้อมูลผู้ป่วยและพารามิเตอร์การสร้างภาพ ค่าปริมาณรังสีในหนึ่งหน่วยปริมาตรของการสแกน (CTDI_{vol}) และค่าปริมาณรังสีตลอดช่วงความยาวในการสแกน (DLP) ใน 5 บริเวณ ได้แก่ สมอง ศีรษะ-ลำคอ ทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน ค่า typical values ถูกกำหนดจากค่ามัธยฐาน และหาความสัมพันธ์ระหว่างค่า DLP กับข้อมูลผู้ป่วยและพารามิเตอร์การสร้างภาพ **ผลการศึกษา:** ค่าปริมาณรังสีมีความแตกต่างตามบริเวณตรวจ โดยค่า typical values ของ CTDI_{vol} และ DLP ในสมองสูงสุด (68.83 mGy, 2173.05 mGy·cm) และต่ำสุดในศีรษะ-ลำคอ (7.24 mGy, 325.00 mGy·cm) ส่วนทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกรานมีค่าใกล้เคียงกัน นอกจากนี้ผลการวิเคราะห์พบว่า mAs และระยะสแกนมีความสัมพันธ์เชิงบวกในระดับสูงกับค่า DLP ทุกบริเวณ ($p < 0.001$) ขณะที่อายุไม่มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญ ส่วนค่า BMI มีความสัมพันธ์เฉพาะในบริเวณทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน นอกจากนี้ pitch มีความสัมพันธ์กับ DLP ในทุกบริเวณยกเว้นสมอง **สรุปผลการศึกษา:** ค่า typical values ที่ได้จากการศึกษานี้สามารถใช้เป็นข้อมูลตั้งต้นสำหรับการพัฒนา DRLs ในอนาคต สำหรับการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ซึ่งช่วยเสริมความปลอดภัยด้านรังสีในการวางแผนรังสีรักษาได้

คำสำคัญ: การจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, ค่าปริมาณรังสีในหนึ่งหน่วยปริมาตรของการสแกน, ค่าปริมาณรังสีตลอดช่วงความยาวในการสแกน, ระดับค่าปริมาณรังสีอ้างอิงวินิจฉัย

Abstract

Background: Diagnostic reference levels (DRLs) serve as essential tools for monitoring and optimizing radiation exposure in computed tomography (CT). At the institutional level, typical values defined as the median of the dose distribution can be used as benchmarks for establishing and reviewing DRLs. **Objective:** To establish institutional typical values for a CT simulator at Sawanpracharak Hospital. **Methods:** A total of 292 patients who underwent CT simulation using a Siemens SOMATOM Confidence RT Pro between January and December 2024 were included. Patient characteristics, scan parameters, and dose indices—volume CT dose index ($CTDI_{vol}$) and dose length product (DLP)—were collected across five anatomical regions: brain, head-neck, chest, abdomen, and pelvis. Typical values were defined as the median of the dose distributions, and correlations between DLP and patient factors as well as scan parameters were analyzed. **Results:** Dose levels varied by region, with the highest typical values of $CTDI_{vol}$ and DLP observed in the brain (68.83 mGy, 2173.05 mGy-cm) and the lowest in the head-neck region (7.24 mGy, 325.00 mGy-cm), while the chest, abdomen, and pelvis showed comparable levels. Strong positive correlations were found between DLP and both mAs and scan length across all regions ($p < 0.001$). Age showed no significant correlation, whereas BMI correlated only in the chest, abdomen, and pelvis. Pitch demonstrated significant associations in all regions except the brain. **Conclusion:** The derived typical values can serve as baseline data for the future development of DRLs for CT simulation, thereby enhancing radiation safety in radiotherapy treatment planning.

Keywords: Computed tomography simulator, Volume CT dose index ($CTDI_{vol}$), Dose length product (DLP), Diagnostic reference levels (DRLs)

บทนำ

การสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography; CT) มีบทบาทสำคัญในงานวินิจฉัยทางการแพทย์และมีแนวโน้มการใช้งานเพิ่มสูงขึ้นอย่างต่อเนื่อง อันเป็นผลมาจากพัฒนาการด้านเทคโนโลยีที่ทำให้ได้ภาพที่มีคุณภาพสูงและช่วยให้การวินิจฉัยโรคมีความแม่นยำมากขึ้น อย่างไรก็ตาม การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีในระดับที่สัมพันธ์โดยตรงกับความเสี่ยงที่จะเกิดผลกระทบทางรังสี จึงจำเป็นต้องควบคุมการใช้รังสีตามหลักการป้องกันอันตรายจากรังสี ได้แก่ ความสมเหตุสมผลในการใช้ (Justification) การปรับปริมาณรังสีอย่างเหมาะสม (Optimization) และการจำกัดปริมาณรังสี (Dose Limit) เพื่อให้เกิดความปลอดภัยสูงสุดต่อผู้ป่วย^[1]

ในงานด้านรังสีรักษา เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (Computed Tomography Simulator; CT Simulator) เป็นเครื่องมือสำคัญสำหรับการวางแผนการฉายรังสี โดยมีคุณลักษณะที่แตกต่างจากเครื่อง CT วินิจฉัย เช่น เติงแบบราบ อุโมงค์ขนาดใหญ่ ระบบเลเซอร์ภายนอก และ

ความสามารถในการสร้างภาพสามมิติ ซึ่งช่วยให้สามารถกำหนดตำแหน่งก้อนมะเร็ง อวัยวะปกติ และอวัยวะเสี่ยง (Organs at Risk; OAR) ได้อย่างแม่นยำ^[2] ปริมาณรังสีที่รายงานจากเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา มักอยู่ในรูปของค่าปริมาณรังสีในหนึ่งหน่วยปริมาตรของการสแกน (Volume Computed Tomography Dose Index; $CTDI_{vol}$) และค่าปริมาณรังสีตลอดช่วงความยาวในการสแกน (Dose Length Product; DLP) ซึ่งสามารถใช้เป็นค่าปริมาณรังสีอ้างอิง (Diagnostic Reference Levels; DRLs) เพื่อใช้ประเมินระดับปริมาณรังสีตามหลักการ Optimization^[1]

แม้ว่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาจะน้อยกว่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการรักษามะเร็ง แต่ยังคงถือว่าอยู่ในระดับที่ควรได้รับการติดตามและประเมินความเหมาะสม

คณะกรรมการความปลอดภัยทางรังสีระหว่างประเทศ (ICRP) ได้กำหนดกรอบหลักการด้านการป้องกันรังสีไว้ 3 ประการ ได้แก่ การพิจารณาความจำเป็นของการใช้รังสีเพื่อให้มั่นใจว่าประโยชน์มีมากกว่าความเสี่ยง (Justification) การ

ควบคุมและปรับปรุงการป้องกันเพื่อลดปริมาณรังสีให้น้อยที่สุดโดยไม่ลดคุณภาพการตรวจวินิจฉัยหรือการรักษา (Optimization) และการกำหนดขีดจำกัดปริมาณรังสีที่สามารถยอมรับได้สำหรับบุคลากรและประชาชน (Dose Limits) หลักการทั้งสามนี้เป็นพื้นฐานสำคัญในการบริหารจัดการความปลอดภัยทางรังสีในงานด้านการแพทย์และการคุ้มครองผู้เกี่ยวข้องทุกกลุ่ม^[3] โดย ICRP Publication 135 ย้ำว่า DRLs เป็นองค์ประกอบสำคัญของการทำ Optimization ในผู้ป่วยแนะนำให้ทบทวนค่าปริมาณรังสีอ้างอิงทุก 3-5 ปี เพื่อใช้ในการควบคุมและปรับปรุงการใช้ปริมาณรังสี^[4,5]

ในประเทศไทย กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ได้ประกาศค่า DRLs สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางรังสีวินิจฉัยในปี พ.ศ.2564 ครอบคลุมการตรวจหลายบริเวณของร่างกาย^[5] อย่างไรก็ตามรายงานดังกล่าวยังไม่ครอบคลุมเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ที่ใช้ทางรังสีรักษา ซึ่งมีเทคนิคการสร้างภาพและพารามิเตอร์การสแกนที่แตกต่างจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางรังสีวินิจฉัย

งานวิจัยในประเทศก่อนหน้า เช่น ทินกร ดอนมูล และคณะพบว่า DRLs สำหรับการสร้างภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในบางบริเวณ เช่น อุ้งเชิงกราน มีค่าต่ำกว่างานวิจัยอื่น^[6] ส่วนงานวิจัยต่างประเทศ เช่น Zalokar N และคณะ รายงานค่า National DRLs สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของประเทศสโลวีเนียและพบว่ามีค่าต่ำเมื่อเทียบกับงานวิจัยก่อนหน้า^[7] สะท้อนให้เห็นถึงความแปรผันของค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในบริบทที่แตกต่างกันทั้งด้านเทคโนโลยี เครื่องมือ และลักษณะประชากร

แม้จะมีงานวิจัยที่กำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในหลายบริบททั้งในประเทศและต่างประเทศ แต่ยังไม่มีการรายงานค่า typical values หรือ DRLs สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของโรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ ซึ่งเป็นศูนย์รักษา มะเร็งระดับจังหวัดที่มีการใช้งานเครื่องดังกล่าวอย่างต่อเนื่องในกระบวนการวางแผนการฉายรังสี อีกทั้งรายงาน DRLs ระดับประเทศของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ยังมุ่งเน้นเฉพาะเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางรังสีวินิจฉัย ทำให้ไม่สามารถนำมาใช้แทนค่าปริมาณรังสีของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาได้โดยตรง

ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อสำรวจค่า CTDI_{vol} และ DLP สำหรับการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ของโรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ กำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในรูปแบบ typical values สำหรับบริเวณ

ต่าง ๆ ที่ทำการสร้างภาพ และหาความสัมพันธ์ของค่า DLP กับข้อมูลผู้ป่วยและพารามิเตอร์ในการสร้างภาพ

วิธีการศึกษา

การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงพรรณนาแบบย้อนหลัง โดยเก็บรวบรวมข้อมูลผู้ป่วยและข้อมูลปริมาณรังสีจากการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ของโรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ ตั้งแต่เดือนมกราคมถึงธันวาคม พ.ศ.2567 การศึกษาดำเนินการในหน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ โดยใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ Siemens รุ่น SOMATOM Confidence RT Pro (Siemens Healthineers, Erlangen, Germany) ขนาด 64 สไลซ์ จำนวน 1 เครื่อง ซึ่งเป็นระบบเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ Big Bore สำหรับการจำลองการรักษา

การศึกษานี้ได้รับการอนุมัติด้านจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์จากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัย โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ เลขที่อนุมัติ COE.No.36/2568 และจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร เลขที่อนุมัติ IRB No. P1-0059/2568

กลุ่มตัวอย่าง

ผู้ป่วยที่เข้ารับการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ถูกพิจารณาเข้าการศึกษาตามเกณฑ์คัดเลือก ได้แก่ น้ำหนักตัว 45-75 กิโลกรัมตามข้อแนะนำของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์^[5] และได้รับการสร้างภาพโดยไม่ใช้สารทึบรังสี รวมถึงมีข้อมูลพารามิเตอร์การสแกนครบถ้วน ผู้ป่วยที่ถูกตัดออกจากการศึกษา ได้แก่ ผู้ที่มีข้อมูลไม่สมบูรณ์หรือได้รับการตรวจด้วยเทคนิคพิเศษที่ไม่ใช่โปรโตคอลมาตรฐาน ผู้ป่วยที่เข้าเกณฑ์ทั้งหมดถูกจัดกลุ่มตามบริเวณที่ทำการสแกน ได้แก่ สมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน

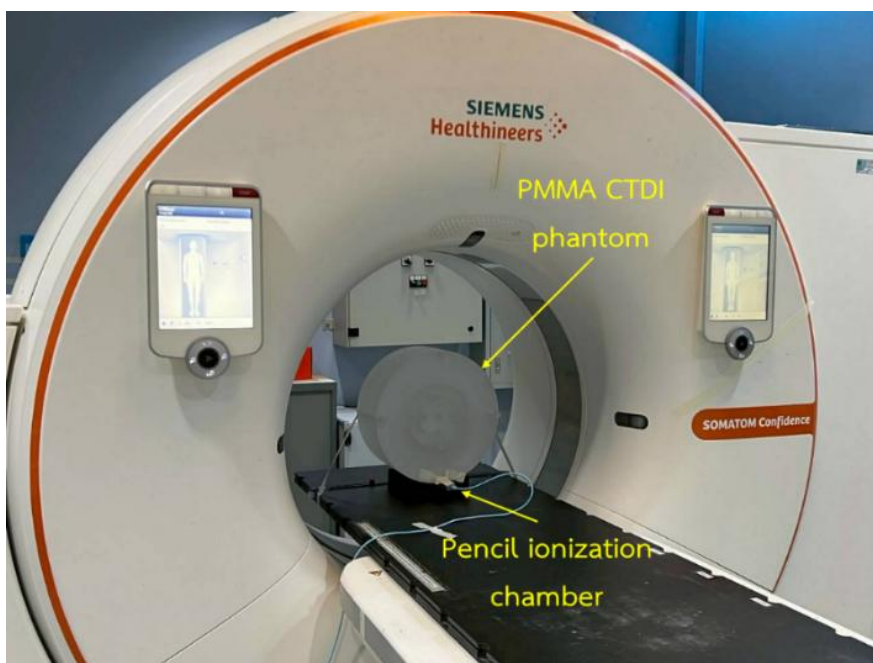
การรวบรวมข้อมูล

ข้อมูลย้อนหลังที่เก็บรวบรวมประกอบด้วย ข้อมูลลักษณะผู้ป่วย ได้แก่ เพศ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง และชนิดมะเร็ง ข้อมูลพารามิเตอร์การสแกน ได้แก่ ค่า kVp ค่า mAs ความยาวการสแกน ความหนาชิ้นภาพ (Slice thickness) และค่า pitch รวมถึงข้อมูลดัชนีปริมาณรังสี ได้แก่ ค่า CTDI_{vol} และค่า DLP ซึ่งดึงมาจากรายงานปริมาณรังสีของผู้ป่วยในแต่ละรายหลังการสแกน

การตรวจสอบความถูกต้องของค่า $CTDI_{vol}$

ก่อนทำการวิเคราะห์ข้อมูลผู้ป่วย ได้ทำการตรวจสอบความถูกต้องของค่า $CTDI_{vol}$ ที่เครื่องรายงานโดยใช้หุ่นจำลอง PMMA CTDI ขนาด 16 เซนติเมตร (ศีรษะ) และ 32 เซนติเมตร (ลำตัว) ร่วมกับหัววัด Pencil Ionization Chamber ยาว 100 มิลลิเมตร ยี่ห้อ Raysafe (Fluke Biomedical, Everett, WA, USA) โดยหัววัดถูกวางที่ตำแหน่งกึ่งกลางและตำแหน่งรอบนอก

ของหุ่นจำลอง (รูปที่ 1) จากนั้นทำการสแกนแบบ Axial ด้วยโปรโตคอลมาตรฐานของหน่วยงานและคำนวณค่า $CTDI_{100,c}$ และ $CTDI_{100,p}$ เพื่อนำไปคำนวณ $CTDI_w$ และ $CTDI_{vol}$ ตามสมการมาตรฐาน ผลลัพธ์ถูกนำมาเปรียบเทียบกับค่าที่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รายงาน โดยยอมรับความคลาดเคลื่อนไม่เกิน $\pm 20\%$ ตามตามเกณฑ์ของ IAEA Human Health Series No.19^[8]



รูปที่ 1 ตัวอย่างการจัดหุ่นจำลองและการใส่หัววัดสำหรับวัดค่า $CTDI_{100}$

การกำหนดค่า typical values

ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน (typical values) ถูกกำหนดจากค่ามัธยฐานของค่า $CTDI_{vol}$ และ DLP จำแนกตามบริเวณที่ทำการสแกน ได้แก่ สมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน โดยอ้างอิงตามแนวทาง ICRP Publication 135 และประกาศของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ พ.ศ. 2564^[4,5]

การเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีกับงานวิจัยอื่น

ค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการศึกษาถูกนำมาเปรียบเทียบกับค่า DRLs ระดับประเทศ วิจัยก่อนหน้านี้ในประเทศไทย^[6] และงานวิจัยต่างประเทศของ Zalokar N และคณะ^[7] เพื่อประเมินระดับความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการจำลองการรักษาของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

การวิเคราะห์สถิติ (Statistical Analysis)

ข้อมูลถูกวิเคราะห์ด้วยสถิติเชิงพรรณนา ได้แก่ ค่าเฉลี่ย ค่ามัธยฐาน และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน พร้อมทั้งวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสี DLP กับตัวแปรด้านผู้ป่วยและด้านเทคนิค ได้แก่ อายุ ดัชนีมวลกาย (BMI) ค่า kVp ค่า mAs ความยาวการสแกน slice thickness และค่า pitch ด้วยการวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation coefficient; r) ด้วยสถิติของเพียร์สัน ดำเนินการด้วยโปรแกรม JASP (Jeffreys's Amazing Statistics Program) เวอร์ชัน 0.19.3.0

ผลการศึกษา

ความถูกต้องของค่า CTDI_{vol}

ผลการตรวจสอบความถูกต้องของค่า CTDI_{vol} พบว่าค่าที่วัดได้มีความคลาดเคลื่อนเมื่อเทียบกับค่าที่แสดงบนหน้าจอคอมพิวเตอร์อยู่ในเกณฑ์ยอมรับ $\pm 20\%$ ตามข้อแนะนำของ IAEA Human Health Series No.19^[6] โดยหุ่นศีรษะแสดงร้อยละความแตกต่าง -8.58% และหุ่นลำตัวมีร้อยละความแตกต่าง -5.43% แสดงว่าเครื่อง CT Simulator ให้ข้อมูลปริมาณที่มีความถูกต้องเพียงพอต่อการนำไปใช้วิเคราะห์ค่าปริมาณรังสีผู้ป่วยในช่วงที่เก็บข้อมูล

ข้อมูลผู้ป่วย

จากการศึกษาพบว่าผู้ป่วยรวมทั้งสิ้น 292 ราย ที่เข้ารับการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

ในบริเวณต่าง ๆ ได้แก่ สมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน โดยข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วยประกอบด้วยเพศ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง และชนิดมะเร็งที่พบมากที่สุดในแต่ละบริเวณ ข้อมูลในภาพรวมพบว่าผู้ป่วยเพศหญิงมีจำนวนมากกว่าเพศชาย (192 รายต่อ 100 ราย) อายุกลุ่มตัวอย่างมีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วง 55-64 ปี ตามบริเวณตรวจ น้ำหนักและส่วนสูงเฉลี่ยอยู่ในช่วงมาตรฐานของผู้ใหญ่ชาวไทย โดยน้ำหนักเฉลี่ยอยู่ในช่วง 54-59 กิโลกรัม และส่วนสูงเฉลี่ยอยู่ระหว่าง 155-163 เซนติเมตร ชนิดมะเร็งที่พบบ่อยแตกต่างกันไปตามบริเวณที่ตรวจ เช่น brain metastasis ในบริเวณสมอง มะเร็งกล่องเสียงในศีรษะและลำคอ มะเร็งเต้านมในทรวงอก มะเร็งต่อมลูกหมากในช่องท้องและอุ้งเชิงกราน ซึ่งสอดคล้องกับรูปแบบผู้ป่วยที่มาใช้บริการในหน่วยรังสีรักษา โดยมีรายละเอียดดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงข้อมูลผู้ป่วยที่มารับการสร้างภาพในบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน

บริเวณ	จำนวนผู้ป่วย (ราย)	เพศ (ราย)		อายุ* (ปี)	น้ำหนัก* (กิโลกรัม)	ส่วนสูง* (เซนติเมตร)	ชนิดมะเร็งที่พบบ่อย
		ชาย	หญิง				
สมอง	32	15	17	55.6 $\pm$ 13.3	54.5 $\pm$ 6.8	161.7 $\pm$ 8.3	Brain metastasis (n=14) (อื่น ๆ =18)
ศีรษะและลำคอ	28	20	8	61.8 $\pm$ 13.1	54.6 $\pm$ 7.4	162.7 $\pm$ 6.9	Larynx malignant neoplasm (n=3) (อื่น ๆ =25)
ทรวงอก	116	4	112	57.5 $\pm$ 11.3	59.1 $\pm$ 7.6	155.9 $\pm$ 6.7	Breast malignant neoplasm (n=100) (อื่น ๆ =16)
ช่องท้อง	61	27	34	63.6 $\pm$ 10.7	56.0 $\pm$ 7.8	159.4 $\pm$ 8.3	Prostate malignant neoplasm (n=17) (อื่น ๆ =44)
อุ้งเชิงกราน	55	34	21	63.6 $\pm$ 12.5	58.8 $\pm$ 8.2	161.4 $\pm$ 7.8	Prostate malignant neoplasm (n=15) (อื่น ๆ =40)
รวม	292	100	192				

*แสดงเป็น ค่าเฉลี่ย $\pm$ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

พารามิเตอร์ในการสร้างภาพ

จากการทบทวนพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาพบว่า โปรโตคอลของหน่วยงานมีความคงที่ในหลายองค์ประกอบหลัก โดยทุกบริเวณใช้ค่า kVp เดียวกัน และกำหนด slice thickness คงที่ ในขณะที่ค่า pitch มีความแตกต่างตามลักษณะกายวิภาคของบริเวณตรวจ ระบบควบคุมปริมาณรังสีแบบอัตโนมัติ (Tube current modulation: TCM) ส่งผลให้ค่า mAs ปรับตามความ

หนาและความหนาแน่นของอวัยวะ ซึ่งทำให้บริเวณสมองมีค่าเฉลี่ยของ mAs สูงที่สุดเมื่อเทียบกับบริเวณอื่น ส่วนความยาวการสแกนมีความหลากหลายตามขอบเขตของอวัยวะและตำแหน่งที่ต้องการจำลองภาพ ข้อมูลทั้งหมดสะท้อนว่าโปรโตคอลการสแกนถูกตั้งค่าให้สอดคล้องกับความต้องการด้านคุณภาพภาพและลักษณะทางกายวิภาคเฉพาะของแต่ละบริเวณตรวจ ซึ่งรายละเอียดเชิงตัวเลขจะแสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 แสดงข้อมูลพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพในบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน

บริเวณ	Reference mAs	mAs	Rotation time (วินาที)	Slice thickness (มิลลิเมตร)	Pitch	Scan length (มิลลิเมตร)	Reconstruction kernel
สมอง							
Mean±SD	410	368.78±37.14	1.0	3	0.58±0.12	315.00±4.09	Hf38.s3n
(Range)		(278-449)			(0.55-1.20)	(243.65-435.62)	
ศีรษะและลำคอ							
Mean±SD	260	85.39±20.80	1.0	3	0.80	450.36±8.74	Br38.s3n
(Range)		(57-127)				(301.62-657.13)	
ทรวงอก							
Mean±SD	140	134.04±28.44	0.5	3	1.11±0.15	426.56±5.85	Br38.f3n
(Range)		(76-209)			(0.55-1.30)	(143.48-826.84)	
ช่องท้อง							
Mean±SD	250	143.39±38.24	0.5	3	0.60	530.88±10.06	Br38.f3n
(Range)		(78-228)				(349.43-831.94)	
อุ้งเชิงกราน							
Mean±SD	270	137.84±39.83	0.5	3	0.78±0.06	494.70±8.69	Br38.f3n
(Range)		(81-258)			0.50-0.80	(150.05-777.47)	

การสแกนทั้งหมดดำเนินการในโหมด helical โดยกำหนดค่าความต่างศักย์หลอดเอกซเรย์ 120 kVp และเปิดใช้งานระบบปรับกระแสหลอดเอกซเรย์อัตโนมัติ CARE Dose4D พร้อมกำหนดค่า collimation เท่ากับ 20 × 0.6 mm

ข้อมูลปริมาณรังสี

ผลการศึกษาพบว่าค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน (typical values) ที่ได้จากการสร้างภาพด้วย CT Simulator มีความแตกต่างตามบริเวณที่ทำการตรวจ (ตารางที่ 3) โดยบริเวณสมองให้ค่าปริมาณรังสีสูงสุด มีค่า CTDI_{vol} และ DLP เท่ากับ 68.83 mGy และ 2173.05 mGy·cm ตามลำดับ ขณะที่บริเวณศีรษะและลำคามีค่าต่ำที่สุด (CTDI_{vol} 7.24 mGy, DLP

325.00 mGy·cm) ส่วนบริเวณทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกรานมีค่าปริมาณรังสีอยู่ในระดับใกล้เคียงกัน โดย CTDI_{vol} อยู่ในช่วง 11.47–12.10 mGy และ DLP อยู่ในช่วง 499.20–644.80 mGy·cm โดยรวมสะท้อนว่าโปรโตคอลการสแกนมีการใช้ปริมาณรังสีแตกต่างตามความต้องการคุณภาพภาพเฉพาะของแต่ละบริเวณตรวจ

ตารางที่ 3 ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน (typical values) สำหรับการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน

บริเวณ	ช่วงของค่า CTDI _{vol} (mGy)	Mean±SD	ช่วงของค่า DLP (mGy·cm)	Mean±SD	Typical value (Median)	
					CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy·cm)
สมอง	50.90 - 82.17	67.55±6.79	1339.60 - 3057.60	2138.67±401.11	68.83	2173.05
ศีรษะและ ลำคอ	5.12 - 11.36	7.64±1.86	155.00 - 709.70	351.81±134.58	7.24	325.00
ทรวงอก	6.79 - 18.62	11.98±2.53	147.50 - 828.50	509.10±117.19	11.88	499.20
ช่องท้อง	6.98 - 20.35	12.84±3.45	285.50 - 1211.90	684.78±229.34	12.10	644.80
อุ้งเชิงกราน	7.24 - 22.98	12.32±3.54	140.30 - 1391.90	619.41±234.63	11.47	597.40

Mean= ค่าเฉลี่ย, SD= ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลผู้ป่วยและค่า DLP

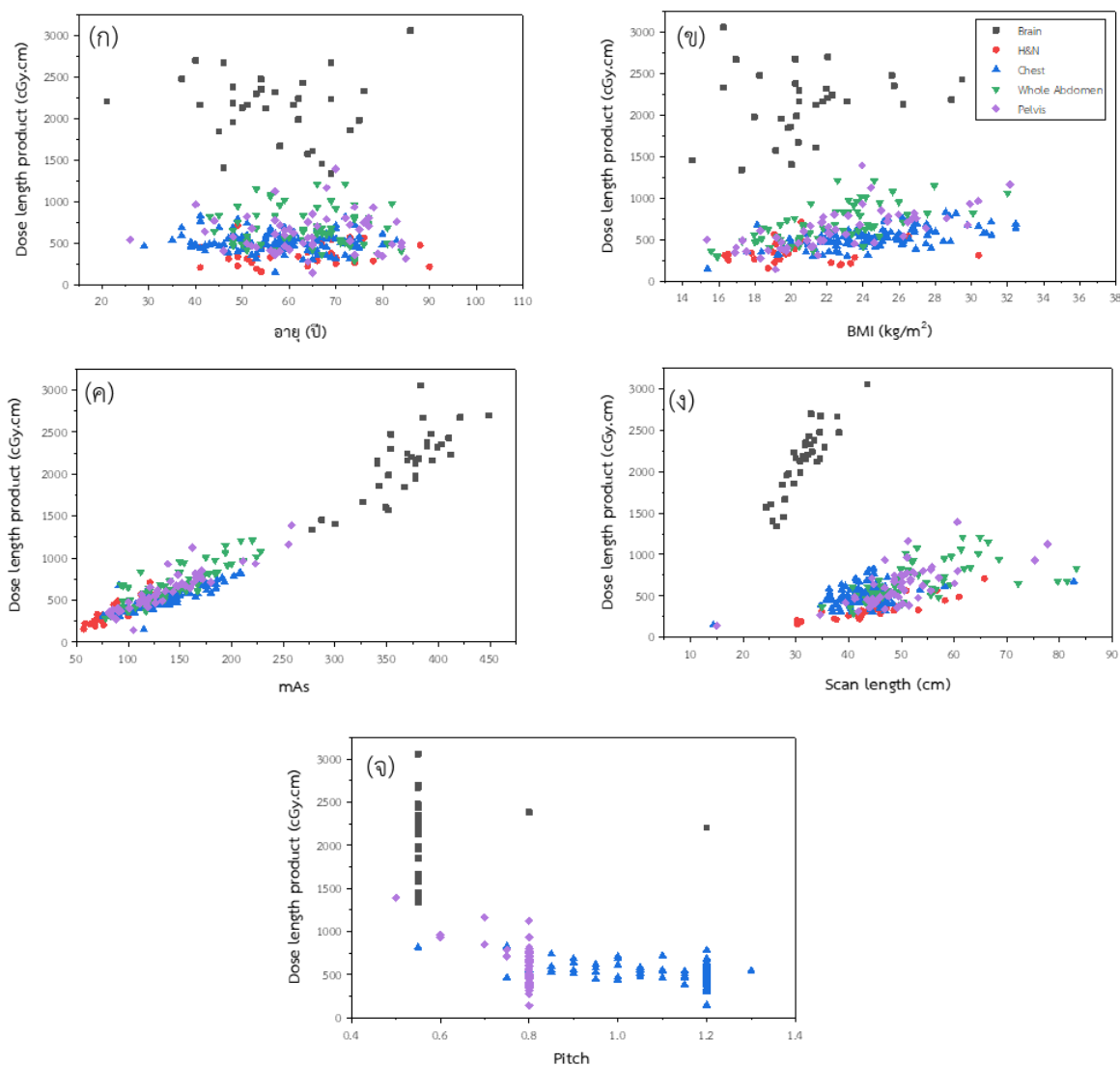
ผลการศึกษาพบว่าค่า DLP มีความสัมพันธ์กับตัวแปรด้านผู้ป่วยและพารามิเตอร์ทางเทคนิคแตกต่างกันไปตามบริเวณตรวจ (รูปที่ 2 และ ตารางที่ 4) โดย ค่าดัชนีมวลกาย (BMI) มีความสัมพันธ์เชิงบวกกับ DLP ในทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกรานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p<0.001$) แสดงให้เห็นว่าผู้ป่วยที่มี BMI สูงมักได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นตามการทำงานของระบบ TCM ขณะที่ค่า mAs มีความสัมพันธ์เชิงบวกที่มีนัยสำคัญในทุกบริเวณตรวจ ($p<0.001$) ซึ่งสอดคล้องกับหลักการพื้นฐานว่าการเพิ่ม mAs ส่งผลให้ DLP สูงขึ้นโดยตรง

ในด้านพารามิเตอร์การสแกนพบว่า scan length มีความสัมพันธ์เชิงบวกกับ DLP ในทุกบริเวณ ($p<0.001$) สะท้อนว่าการสแกนที่ยาวขึ้นอาจสัมพันธ์กับปริมาณรังสีรวมที่สูงขึ้น ค่า pitch มีความสัมพันธ์เชิงลบอย่างมีนัยสำคัญกับ DLP ในบริเวณทรวงอกและอุ้งเชิงกราน ($p<0.001$) ซึ่งสอดคล้องกับหลักการที่ว่า pitch ต่ำทำให้ลำรังสีทับซ้อนมากขึ้นและเพิ่มค่า DLP ในด้านอายุของผู้ป่วย ไม่พบความสัมพันธ์ที่มีนัยสำคัญทางสถิติในทุกบริเวณ

ตารางที่ 4 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (r) ระหว่างข้อมูลผู้ป่วยและพารามิเตอร์ในการสร้างภาพกับค่า DLP

บริเวณ	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (r) และ p-value				
	อายุ (ปี)	BMI (กิโลกรัมต่อเมตร ²)	mAs	Scan length (มิลลิเมตร)	Pitch**
สมอง	-0.059 (P=0.750)	0.193 (P=0.289)	0.780 (P<0.001)*	0.886 (P<0.001)*	0.069 (P=0.709)
ศีรษะ และลำคอ	0.124 (P=0.529)	0.144 (P=0.464)	0.892 (P<0.001)*	0.827 (P<0.001)*	-
ทรวงอก	-0.074 (P=0.430)	0.593 (P<0.001)*	0.868 (P<0.001)*	0.375 (P<0.001)*	-0.524 (P<0.001)*
ช่องท้อง	-0.111 (P=0.395)	0.671 (P<0.001)*	0.862 (P<0.001)*	0.548 (P<0.001)*	-
อุ้งเชิงกราน	-0.002 (P=0.986)	0.671 (P<0.001)*	0.908 (P<0.001)*	0.683 (P<0.001)*	-0.626 (P<0.001)*

* p<0.05 คือ มีนัยสำคัญทางสถิติ **บริเวณศีรษะและลำคอ และช่องท้อง ค่า Pitch คงที่จึงไม่สามารถคำนวณความสัมพันธ์ได้



รูปที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า DLP กับข้อมูลผู้ป่วย ได้แก่ อายุ (ก) และดัชนีมวลกาย (BMI) (ข) รวมถึงพารามิเตอร์ในการสร้างภาพ ได้แก่ mAs (ค) ความยาวช่วงการสแกน (scan length) (ง) และค่า pitch (จ)

อภิปรายผลการศึกษา

การตรวจสอบความถูกต้องของค่า $CTDI_{vol}$ เป็นขั้นตอนสำคัญเนื่องจากค่า $CTDI_{vol}$ เป็นตัวชี้วัดหลักที่ใช้ในการประเมินระดับปริมาณรังสีและกำหนด typical values ของหน่วยงาน หากค่าปริมาณรังสีที่เครื่องรายงานคลาดเคลื่อนจะส่งผลต่อความถูกต้องของผลวิจัยโดยตรง ผลการตรวจสอบในงานนี้ด้วยหุ่นจำลอง PMMA และ pencil ionization chamber พบว่าค่าที่วัดจริงกับค่าที่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รายงานมีความ

คลาดเคลื่อนอยู่ภายในเกณฑ์ $\pm 20\%$ ตามข้อแนะนำของ IAEA Human Health Series No.19^[8] ซึ่งยืนยันว่าเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษามีความแม่นยำเพียงพอและข้อมูล $CTDI_{vol}$ ที่ใช้ในงานวิเคราะห์มีความเชื่อถือได้ เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยก่อนหน้าทั้งในและต่างประเทศที่กำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาพบว่า บริเวณสมองมีค่า $CTDI_{vol}$ และ DLP สูงกว่ารายงานอื่นเกือบทั้งหมด^[6,7] (ตารางที่ 5)

ตารางที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบค่า typical value ของ $CTDI_{vol}$ (mGy) และ DLP (mGy·cm) สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาที่ได้จากการวิจัยกับงานวิจัยก่อนหน้าทั้งไทยและต่างประเทศ

บริเวณ	$CTDI_{vol}$ (mGy)			DLP (mGy·cm)		
	*ทินกร ดอนมูล และคณะ ^[6]	*Zalokar N. และคณะ ^[7]	*งานวิจัยนี้	*ทินกร ดอนมูล และคณะ ^[6]	*Zalokar N. และคณะ ^[7]	*งานวิจัยนี้
สมอง	-	76.90	68.83	-	1942.40	2173.05
ศีรษะและลำคอ	-	22.60	7.24	-	969.20	325.00
ทรวงอก	-	19.20	11.88	-	832.40	499.20
ช่องท้อง	-	-	12.10	-	-	644.80
อุ้งเชิงกราน	13.00	17.90	11.47	478.70	677.10	597.40

ค่าปริมาณรังสีอ้างอิง typical values ของ $CTDI_{vol}$ ในการศึกษานี้มีค่าต่ำกว่างานวิจัยของ Zalokar N. และคณะ^[7] ซึ่งรายงานค่า $CTDI_{vol}$ สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาสูงกว่าอย่างชัดเจน ในทุกบริเวณ ผลลัพธ์นี้สะท้อนว่าหน่วยงานมีการใช้โปรโตคอลที่เหมาะสมและมีระดับปริมาณรังสีต่ำกว่ามาตรฐานหลายแห่งในต่างประเทศ ทั้งนี้อาจเกิดจากความแตกต่างด้านเทคโนโลยีของเครื่อง การตั้งค่า ระบบ TCM ขนาดผู้ป่วย หรือแนวปฏิบัติในการจำลองการรักษา สำหรับค่า DLP ของการตรวจสมองมีระดับใกล้เคียงกับรายงานต่างประเทศ แม้ว่า $CTDI_{vol}$ ในงานนี้จะต่ำกว่า แต่ค่า DLP กลับสูงกว่าเล็กน้อย ซึ่งอาจเกิดจากความยาวของการสแกนที่มากกว่า เนื่องจาก DLP ได้จาก $CTDI_{vol}$ คูณด้วยความยาวของการสแกนโดยตรง ในขณะที่บริเวณศีรษะและลำคอพบว่าค่า DLP ต่ำกว่างานของ Zalokar N. และคณะ^[7] อย่างชัดเจน โดยงานดังกล่าวรายงานค่า 969.20 mGy·cm ในขณะที่งานนี้พบ

เพียง 325.00 mGy·cm ซึ่งลดลงมากกว่า 60% ความแตกต่างนี้สะท้อนถึงความแตกต่างของโปรโตคอลการกำหนดขอบเขตสแกนและความยาวสแกนของแต่ละสถาบัน ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญที่มีผลต่อ DLP มากกว่า $CTDI_{vol}$ เพียงอย่างเดียว

เมื่อเปรียบเทียบกับงานของทินกร ดอนมูล และคณะ^[6] ซึ่งเป็นการศึกษาในประเทศไทย รายงานค่า $CTDI_{vol}$ สำหรับบริเวณอุ้งเชิงกรานที่ 13.00 mGy พบว่าค่างานนี้ (11.47 mGy) ต่ำกว่าเล็กน้อย สอดคล้องกับการออกแบบโปรโตคอลที่เน้นการปรับปริมาณรังสีตาม BMI และการใช้ TCM ที่มีประสิทธิภาพมากขึ้น ในขณะเดียวกัน ค่า DLP จากงานนี้ (597.40 mGy·cm) สูงกว่าเล็กน้อยเมื่อเทียบกับงานของทินกร (478.70 mGy·cm) ซึ่งอาจมาจากความแตกต่างของความยาวสแกนระหว่างสถาบัน

ผลการศึกษาพบว่า BMI มีความสัมพันธ์เชิงบวกกับค่า DLP อย่างมีนัยสำคัญในบริเวณทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน ซึ่ง

ทั้ง 3 บริเวณความความหนาที่แตกต่างกันอย่างชัดเจนในคนที่ BMI ต่ำสูง ซึ่งสอดคล้องกับหลักการทำงานของระบบ TCM ที่ต้องเพิ่มกระแสหลอด (mA) เพื่อรักษาคุณภาพภาพในผู้ป่วยที่มีขนาดลำตัวใหญ่ ส่งผลให้ปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นตามลำดับ ทั้งนี้ แสดงว่า DLP ที่สูงขึ้นในผู้ป่วย BMI มาก ไม่ได้เกิดจากการตั้งค่าโปรโตคอลที่ไม่เหมาะสม แต่เป็นเพราะเทคนิคของระบบ TCM ที่ต้องปรับปริมาณรังสีชดเชยเพื่อรักษาคุณภาพของภาพไว้ ผลลัพธ์ดังกล่าวสอดคล้องกับงานของ Shailesh NS และคณะ^[9] ซึ่งศึกษาการตรวจช่องท้องด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และรายงานผู้ป่วยที่มี BMI สูง ได้รับปริมาณรังสีสูงกว่าผู้ป่วยที่มี BMI ปกติ ถึงประมาณสองเท่า ยืนยันว่า BMI เป็นตัวแปรสำคัญที่ส่งผลต่อปริมาณรังสีโดยตรง

ความสัมพันธ์เชิงลบของค่า pitch กับปริมาณรังสีในบริเวณทรวงอกและอุ้งเชิงกรานเป็นผลที่สอดคล้องกับทฤษฎี ซึ่งพบว่า การใช้ pitch ต่ำทำให้ลำรังสีทับซ้อนมากขึ้นและเพิ่มค่า DLP การตรวจพบความแตกต่างนี้เป็นหลักฐานที่สำคัญว่าการควบคุม pitch และระยะสแกน สามารถใช้ในการปรับลดปริมาณรังสีในทางปฏิบัติได้^[10-12]

เมื่อพิจารณาภาพรวมของค่าที่ได้พบว่าค่า typical values ของโรงพยาบาลอยู่ในช่วงต่ำกว่าหรือใกล้เคียงกับรายงานจากทั้งไทยและต่างประเทศ แสดงให้เห็นว่าโปรโตคอลการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษามีประสิทธิภาพในการควบคุมปริมาณรังสี และอยู่ในแนวปฏิบัติที่ปลอดภัยตามหลักการใช้ปริมาณรังสีอย่างเหมาะสม (Optimization) ของ ICRP Publication 135^[4] การที่ค่า CTDI_{vol} ส่วนใหญ่ต่ำกว่าค่าที่รายงานก่อนหน้านี้ สะท้อนถึงความเหมาะสมของเทคนิคและการออกแบบโปรโตคอล ซึ่งเป็นแนวทางที่ควรนำไปใช้ปรับปรุงมาตรฐานการจำลองการรักษาในระดับประเทศต่อไป

ข้อจำกัดของงานวิจัยนี้ คือการใช้ข้อมูลย้อนหลังจากสถาบันเดียว ทำให้ค่าที่รายงานยังสะท้อนเฉพาะลักษณะของโปรโตคอลในสถาบันเดียว จึงมีโอกาพัฒนาโดยการขยายการศึกษาไปยังหลายสถาบันเพื่อสร้างฐานข้อมูลที่ครอบคลุมยิ่งขึ้นสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา นอกจากนี้ ค่าที่ใช้ในงานนี้เป็น CTDI_{vol} และ DLP ซึ่งเป็นค่ามาตรฐานจากเครื่อง อาจไม่สะท้อนปริมาณรังสีที่อวัยวะได้รับจริง จึงเป็นโอกาสในการพัฒนาโดยใช้วิธีประเมิน organ dose หรือ patient dose ที่แม่นยำกว่า สุดท้าย การศึกษานี้ยังไม่ได้ประเมินคุณภาพภาพควบคู่กับปริมาณรังสี ซึ่งเป็นองค์ประกอบสำคัญของการทำ Optimization ดังนั้นการผสมผสานการประเมินปริมาณรังสีและคุณภาพภาพในงานอนาคตจะช่วยให้สามารถกำหนด typical

values ที่สอดคล้องทั้งด้านความปลอดภัยและความถูกต้องทางคลินิกมากยิ่งขึ้น

สรุปผลการศึกษา

การศึกษานี้ได้กำหนดค่า typical values ของ CTDI_{vol} และ DLP สำหรับการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาใน 5 บริเวณ ได้แก่ สมอง ศีรษะ-ลำคอ ทรวงอก ช่องท้อง และอุ้งเชิงกราน ผลการวิเคราะห์พบว่า mAs และระยะสแกนมีความสัมพันธ์เชิงบวกสูงกับค่า DLP ($p < 0.001$) ขณะที่อายุไม่พบความสัมพันธ์ และ BMI มีผลเฉพาะบางบริเวณ นอกจากนี้พบว่า pitch มีความสัมพันธ์กับค่า DLP ในทุกบริเวณยกเว้นสมอง ข้อมูลที่ได้สามารถใช้เป็นเกณฑ์อ้างอิงเบื้องต้นในระดับหน่วยงานสำหรับการติดตามปริมาณรังสีและการปรับปรุงโปรโตคอลการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา และยังสามารถใช้เป็นฐานข้อมูลสนับสนุนการพัฒนา DRLs ในระดับที่กว้างขึ้นในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณหน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ ที่เอื้อเฟื้อข้อมูลและให้การสนับสนุนตลอดระยะเวลาการดำเนินงานวิจัย อีกทั้งขอขอบคุณงบประมาณสนับสนุนจากคณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่ช่วยให้การวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงอย่างสมบูรณ์

เอกสารอ้างอิง

- [1] ศุภวิฑู สุขเพ็ง. เทคนิคการถ่ายภาพเอกซเรย์ซีทีด้วยปริมาณรังสีที่เหมาะสม. พิษณุโลก: สำนักพิมพ์มหาวิทยาลัยนเรศวร; 2565.
- [2] Sodkokruid P, Asavaphatiboon S, Thanabodeebonsiri J, Tangboonduangjit P. Comparison of computed tomography dose index measuring by two detector types of computed tomography simulator. Thai J Rad Tech. 2018;43(1):64-8.
- [3] International Commission on Radiological Protection. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 103). Ann ICRP. 2007;37(2-4):1-332.
- [4] International Commission on Radiological Protection. Diagnostic reference levels in medical imaging (ICRP Publication 135). Ann ICRP. 2017;46(1):1-144.
- [5] กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยทางการแพทย์ของประเทศไทย พ.ศ. 2564. นนทบุรี: บริษัท ปิยอนด์ พับลิชชิง จำกัด; 2564.
- [6] Donmoon T, Chusin T. Establishment of typical dose levels for computed tomography of the pelvis region in radiotherapy

- simulation procedures. Journal of Thai Association of Radiation Oncology 2023;29(1):23-33.
- [7] Zalokar N, Žager Marciuš V, Mekiš N. Establishment of national diagnostic reference levels for radiotherapy computed tomography simulation procedures in Slovenia. Eur J Radiol. 2020;127:108979.
- [8] International Atomic Energy Agency. Quality assurance for computed tomography: diagnostic and therapy applications. Human Health Series No. 19. Vienna: IAEA; 2012.
- [9] Nayak SS, Yadav S, Pradhan A. Effect of body mass index on effective dose in multidetector computed tomography abdomen using automatic exposure control. Ethiop J Health Sci. 2024;34(6):494–500.
- [10] Pimsorn P. Factors affecting size-specific dose estimates in addition to scanning parameters for chest-abdomen-pelvis computed tomography using automatic tube current modulation at Chiangrai prachanukroh hospital. Thai J Rad Tech. 2022;47(1):43-54.
- [11] Donmoon T, Chusin T. Establishment of local diagnostic reference levels for commonly performed computed tomography examinations in Thai cancer hospitals. Thai J Rad Tech. 2021;46(1):35-42.
- [12] Ruenjit S, Siricharoen P, Khamwan K. Automated size-specific dose estimates framework in thoracic CT using a convolutional neural network based on a U-Net model. J Appl Clin Med Phys. 2024;25(3):e14283.