



The Thai Journal of Radiological Technology

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

TSRT
THE THAI SOCIETY
OF RADIOLOGICAL
TECHNOLOGIST

Special Article

การบริหารจัดการปริมาณรังสีที่เหมาะสมในผู้ป่วยเด็ก จากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยค่าปริมาณรังสีอ้างอิง จากการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยการตรวจผู้ป่วยเด็ก

Management of appropriate radiation dose in pediatric patients from computed tomography scans using diagnostic reference levels (DRLs)

สายฝน อาจมนตรี¹ • เสาวนีย์ อัสวภาติบุญ^{2*}

¹ศูนย์รังสีวินิจฉัยความก้าวหน้า คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

²ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร ประเทศไทย

Saifhon Admontree¹ • Sawwanee Asavaphatiboon^{2*}

¹Advanced Diagnostic Imaging Center (AIMC), Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Bangkok, Thailand

²Department of Radiology, Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Bangkok, Thailand

ผู้รับผิดชอบบทความ: เสาวนีย์ อัสวภาติบุญ | Corresponding author: Sawwanee Asavaphatiboon (sawwanee.aimc@gmail.com)

Received: 9 October 2024 | Revised: 16 December 2024 | Accepted: 17 December 2024

Thai J Rad Tech 2024;49(1):129-141

บทคัดย่อ

เซลล์ของเด็กมีความไวต่อผลกระทบของรังสีมากกว่าผู้ใหญ่ ดังนั้นการเลือกใช้โปรโตคอลที่เฉพาะเจาะจงตามกลุ่มอายุและน้ำหนักตัวจึงมีความเหมาะสมมากกว่าการนำโปรโตคอลผู้ใหญ่มาใช้กับเด็ก ปริมาณรังสีอ้างอิงจากการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัย (Diagnostic Reference Levels, DRLs) เป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพในการปรับใช้ปริมาณรังสีในการตรวจผู้ป่วยเด็กด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ให้มีความเหมาะสมในระดับที่ยอมรับได้และคุณภาพของภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรค ยึดตามหลักการป้องกันอันตรายจากรังสีที่ไม่ก่อให้เกิดประโยชน์ต่อผู้ป่วย ค่า DRLs ไม่ใช่ค่าปริมาณรังสีจำกัด แต่สามารถปรับเพิ่มหรือลดให้สอดคล้องกับระดับของคุณภาพของภาพที่ต้องการ ประโยชน์ที่สำคัญอีกประการของค่า DRLs คือการนำไปเปรียบเทียบกับค่าปริมาณรังสีอ้างอิงของประเทศ หรือระดับมาตรฐานสากลอื่นๆ แล้วนำมาใช้ในกระบวนการบริหารจัดการการใช้ค่าปริมาณรังสีให้เหมาะสม บทความนี้ ผู้เขียนมีวัตถุประสงค์ให้สามารถนำไปใช้เป็นแนวทางในการปรับค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมโดยเฉพาะในผู้ป่วยเด็ก

คำสำคัญ: การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในเด็ก, โปรโตคอลเฉพาะเจาะจงตามกลุ่มอายุและน้ำหนักตัว, ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงจากการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัย, การปรับใช้ปริมาณรังสีให้เหมาะสม

Abstract

Children's cells are more sensitive to the effects of radiation than those of adults. Therefore, selecting age- and weight-specific protocols is more appropriate than applying adult protocols to pediatric patients. Diagnostic Reference Levels (DRLs) are an effective tool for adjusting radiation doses in pediatric computed tomography (CT) scans to ensure that the doses are within acceptable levels and that the image quality is sufficient for diagnostic purposes, in accordance with the principle of radiation protection to prevent unnecessary harm to the patient. DRLs are not dose limits, but they can be adjusted up or down to match the required image quality. Another important benefit of DRLs is their use as a benchmark for comparing against national radiation reference levels or other international standards, and applying them in the process of radiation dose optimization. The purpose of this article is to provide guidelines for adjusting appropriate radiation doses, especially for pediatric patients.

Keywords: Pediatric computed tomography, Age and weight specific protocols, diagnostic reference levels, optimization.

บทนำ

การตรวจวินิจฉัยโรคด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography, CT) ถูกนำมาใช้ประโยชน์อย่างกว้างขวางและเพิ่มจำนวนขึ้นอย่างรวดเร็ว ส่งผลให้ CT กลายเป็นแหล่งก่อให้เกิดรังสีมากเป็นอันดับหนึ่งทางรังสีวินิจฉัย [1, 2, 3] การพิจารณาเลือกใช้เครื่อง CT ในการตรวจผู้ป่วยเด็กเมื่อเห็นประโยชน์ที่ได้รับมีมากกว่าความเสี่ยงที่อาจเกิดขึ้นเด็กไม่ใช่ผู้ใหญ่ตัวเล็ก จึงจำเป็นต้องเลือกใช้โปรโตคอลที่เหมาะสมเจาะจงตามกลุ่มอายุ น้ำหนักตัวหรือตามขนาดลำตัวของเด็ก หากใช้เทคนิคการตรวจของผู้ใหญ่จะส่งผลให้ผู้ป่วยเด็กได้รับปริมาณรังสีที่สูงขึ้นมาก มีงานวิจัยที่ตีพิมพ์จำนวนมาก ได้กล่าวถึงความน่าจะเป็นของการเกิดโรคมะเร็งตลอดช่วงชีวิตในผู้ป่วยเด็กที่เข้ารับการตรวจด้วย CT [4, 5, 6, 7] เนื่องจากเซลล์ของเด็กมีความไวต่อผลกระทบของรังสีมากกว่า จึงมีความเสี่ยงเพิ่มขึ้นเล็กน้อยในการเป็นมะเร็งจากผลกระทบแบบสุ่มหรือไม่ได้กำหนดไว้ นอกจากนี้ ยีนของเด็กอาจมีการเปลี่ยนแปลงจากปริมาณรังสีที่ได้รับตลอดช่วงอายุขัย และอาจถ่ายทอดผลทางพันธุกรรมไปยังลูกหลานได้ [8] การจัดตั้งค่าปริมาณรังสีอ้างอิงจากการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัย (Diagnostic Reference Levels, DRLs) มีความสำคัญ สามารถใช้เป็นเครื่องมือในการวิเคราะห์ปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการตรวจทางรังสีวินิจฉัย ดังนั้นวัตถุประสงค์หลักของการเขียนบทความพินิจวิชาการนี้ จะกล่าวถึงขั้นตอนการจัดทำการจัดตั้งค่า DRLs ในหน่วยงานและการนำค่าที่ได้มาวิเคราะห์ เพื่อให้ได้ปริมาณรังสีที่เหมาะสมในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ผู้ป่วยเด็กตามหลักการปรับปริมาณรังสีให้มีความเหมาะสม (Optimization) และการป้องกันอันตรายจากรังสีที่ไม่ก่อให้เกิดประโยชน์ต่อผู้ป่วย ทั้งนี้

การเฝ้าติดตามการใช้ปริมาณรังสีในผู้ป่วย (Patient dose monitoring) มีประโยชน์ในการเฝ้าระวังการใช้ปริมาณรังสีที่ไม่ก่อให้เกิดประโยชน์มากเกินไปจนเกินความจำเป็น

การวิเคราะห์หาระดับค่าปริมาณรังสีอ้างอิงจากการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยด้วยค่า DRLs

ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงจากการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัย (Diagnostic Reference Levels, DRLs) ตามคำจำกัดความขององค์การสากลในการป้องกันอันตรายจากรังสี (The International Commission on Radiological Protection, ICRP) หมายถึง ระดับค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในการวินิจฉัยทางการแพทย์หรือภาพทางรังสีวิทยา โดยคิดที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ของกลุ่มปริมาณรังสีที่ได้รับภายใต้เงื่อนไขโปรโตคอล การตรวจของประชากรที่มีขนาดมาตรฐาน ถูกนำมาใช้ในทางปฏิบัติเพื่อเป็นเครื่องมือในการปรับปริมาณรังสีให้มีความเหมาะสม กล่าวคือ การก่อให้เกิดการใช้รังสี จำนวนผู้ที่ถูกนำมาใช้กับรังสี และระดับของปริมาณรังสีที่แต่ละบุคคลนั้นๆ ได้รับ ควรมีปริมาณต่ำในระดับที่ยอมรับได้ หรือยึดตามหลักการ As low as reasonably achievable (ALARA) [9] ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงจากการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยใช้เป็นตัวชี้วัดเพื่อไม่ให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเกินค่า DRLs หรืออาจเกินได้หากพิจารณาว่ามีความจำเป็น นอกจากนี้ DRLs ยังช่วยตรวจสอบกระบวนการใช้ปริมาณรังสีให้มีความเหมาะสมกับผู้ป่วยอีกด้วย DRLs ถูกนำไปใช้เป็นแนวทางปฏิบัติทั่วไป โดยไม่นำไปประยุกต์ใช้โดยตรงกับผู้ป่วยรายหนึ่งรายใดโดยเฉพาะ เนื่องจากมีรายละเอียดของเทคนิค และพารามิเตอร์ที่ใช้การตรวจแตกต่างกัน และควรหมั่นทวนสอบให้ทันสมัยตามเทคโนโลยีของเครื่อง CT การจัดตั้งค่า DRLs ในการตรวจผู้ป่วยด้วย CT ซึ่งสัมพันธ์

กับการตรวจเฉพาะส่วนตามตำแหน่งของอวัยวะในการสแกน เช่น ศีรษะ (Brain) คอ (Neck) ทรวงอกและเมดิแอสติเนียม (Chest and mediastinum) ช่องท้อง และ อวัยวะเชิงกราน (Abdomen and pelvis) รวมถึงระบบหัวใจและหลอดเลือด (Cardiovascular system) เป็นต้น นอกจากนี้ยังแบ่งตามกลุ่มผู้ป่วย เช่น กลุ่มผู้ป่วยเด็กกับผู้ใหญ่ และในกลุ่มผู้ป่วยเด็กก็มีการแบ่งย่อย ตามช่วงอายุและขนาดลำตัวอีกด้วย เนื่องจากการเปรียบเทียบค่า DRLs ควรเป็นโปรโตคอลเดียวกัน หรือมีเทคนิคการตรวจที่คล้ายกัน แล้วเฉพาะเจาะจงว่าเพื่อวินิจฉัยโรคเดียวกัน เช่น โปรโตคอลการตรวจ whole abdomen CT เพื่อวินิจฉัยการแพร่กระจายของโรคมะเร็งมายังตับ (Liver metastasis) หรือโปรโตคอลการตรวจ brain CT เพื่อวินิจฉัยภาวะโพรงสมองคั่งน้ำ (Hydrocephalus) เป็นต้น ดังสำนวนการเปรียบเทียบ “แอปเปิลกับแอปเปิล (Apples with apples)” เพราะการใช้พารามิเตอร์ที่ต่างกัน หรือเทคนิคการตรวจที่ต่างกัน ส่งผลให้ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับต่างกัน

ปัจจุบันได้มีหลายหน่วยงานมีการจัดทำระดับปริมาณรังสีอ้างอิงในการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัย เช่น ทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (International Atomic Energy Agency, IAEA), คณะกรรมาธิการยุโรป (European Commission, EC) องค์การคณะกรรมการการป้องกันอันตรายจากรังสี (International Commission on Radiological Protection, ICRP) Publication 135 และคณะกรรมการป้องกันรังสีแห่งชาติ (National Radiological Protection Board, NRPB) โดยทุกองค์กรได้แนะนำว่า แต่ละโรงพยาบาลควรมีการเฝ้าติดตามปริมาณรังสีที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยอย่างสม่ำเสมอ (Regular patient dose monitoring) และเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีอ้างอิงที่ได้กำหนดขึ้น^[10] ใน ICRP 135 ได้แบ่งชนิดหรือระดับกลุ่มของการอ้างอิงค่าปริมาณรังสีในการทำ DRLs เป็น 4 ระดับ ได้แก่ สถานพยาบาลหรือหน่วยงาน (Typical values) ท้องถิ่น หรือ ภูมิภาค (Local DRLs) ระดับประเทศ (National DRLs) และภูมิภาคทวีป (Regional DRLs) ในการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้ ถือเป็นการเก็บข้อมูลภายในหน่วยงานจากเครื่อง CT จำนวนสองเครื่อง ดังนั้น ค่าที่จะใช้ในการประเมินคือ ค่า Typical values ซึ่งจะนำค่ามัธยฐานของข้อมูลไปเปรียบเทียบกับค่า DRLs ของมาตรฐานอ้างอิงสากล

การบริหารจัดการข้อมูลปริมาณรังสีผู้ป่วย หรือ CT dose management^[3] หมายถึง ระบบการบริหารจัดการปริมาณรังสีที่จัดทำขึ้นเพื่อทบทวนและปรับปริมาณรังสี เพื่อประโยชน์ในการสืบค้น วิเคราะห์และรายงานผลการใช้ปริมาณรังสีในผู้ป่วย มาตรฐานการรายงานปริมาณรังสี (Radiation dose sheet

report, RDSR) ของเครื่อง CT ในลักษณะของ DICOM header การเก็บรวบรวมข้อมูลปริมาณรังสีผู้ป่วยด้วยโปรแกรม Radiation tracking software (RTS) เป็นการดึงข้อมูลจากระบบ DICOM RSDR หรือ Digital Imaging and Communications in Medicine radiation dose structured report ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทำให้สามารถประมวลผลข้อมูลได้ปริมาณมาก และเห็นภาพรวมของข้อมูลปริมาณรังสีผู้ป่วยได้อย่างชัดเจนง่ายต่อการบริหารจัดการรวมถึงสามารถแก้ปัญหาได้ทันทีจากการแจ้งเตือนเมื่อมีการใช้ปริมาณรังสีที่ไม่เหมาะสม การศึกษาครั้งนี้ใช้แพลตฟอร์มโปรแกรม Radimetrics™ ซึ่งรายงานปริมาณรังสีจากการตรวจด้วย CT ในเทอมของ Volume Computed Tomography Dose Index, CTDI_{vol} (หน่วย: มิลลิเกรย์, mGy) และ Dose Length Product, DLP (หน่วย: มิลลิเกรย์เซนติเมตร, mGy.cm) รวมถึงการประมาณค่าปริมาณรังสีเฉพาะเจาะจงตามขนาดผู้ป่วย (Size-Specific Dose Estimate, SSDE หน่วย: มิลลิเกรย์)^[11] ซึ่งคำนวณจากขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของภาพเทียบเท่ากับน้ำ (Water equivalent diameter, WED หรือ D_w) หรือจากขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางลำตัวยังผลผู้ป่วย (Effective diameter) ของภาพตัดขวาง (Axial images) หรือ ภาพ CT localizer radiograph ในกรณีที่ขนาดของ Displayed field of view ไม่ครอบคลุมขนาดรูปร่างทั้งหมดของอวัยวะที่สแกนในระนาบของภาพตัดขวาง นอกจากนี้ยังรายงานปริมาณรังสียังผล (Effective dose) จากวิธีการจำลองการคำนวณจากมอนติคาร์โล (Monte Carlo simulations)

ขั้นตอนการจัดทำและวิเคราะห์ข้อมูลปริมาณรังสีที่เหมาะสม ประกอบด้วย 5 ขั้นตอน ดังต่อไปนี้

ขั้นตอนที่ 1 การเก็บรวบรวมข้อมูล

การเก็บรวบรวมข้อมูลย้อนหลัง ต้องมีการยื่นขอจริยธรรมในคนของทางโรงพยาบาลด้วย ในการศึกษาย้อนหลังครั้งนี้ ได้ผ่านการพิจารณารับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมในคน คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล (ID:1564, การพัฒนาการกำกับดูแลปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, 2563) ข้อมูลผู้ป่วยเด็กทั้งหมดที่ผ่านการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของศูนย์รังสีวินิจฉัยก้าวหน้าหรือศูนย์ไอแมค จะถูกส่งเข้าเซิร์ฟเวอร์ของระบบบริหารจัดการปริมาณรังสีที่เรียกว่า Radimetrics (ซอฟต์แวร์ เวอร์ชัน 3.1 ของบริษัท ไอดีเอส เมดิคอล ซิสเต็มส์) จากนั้นทำการดึงข้อมูลออกมาวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม

ไมโครซอฟต์เอ็กเซล ผู้ป่วยเด็กทั้งหมดที่เข้าเงื่อนไขของการศึกษาถูกคัดเลือกเพื่อนำมาวิเคราะห์หาค่า DRLs จำนวนผู้ป่วยในการศึกษาควรมีน้อยกว่า 10 คน^[12] และควรเพิ่มจำนวนเป็น 20-30 คน ตามคำแนะนำขององค์การสากลในการป้องกันอันตรายจากรังสี^[13]

ขั้นตอนที่ 2 การกำหนดหลักเกณฑ์การวิเคราะห์ข้อมูลผู้ป่วยเด็ก

การจัดทำ DRLs ในผู้ป่วยเด็กนั้น มีขั้นตอนการแบ่งกลุ่มที่แตกต่างจากการเก็บข้อมูลในผู้ป่วยผู้ใหญ่ ซึ่งกำหนดจากน้ำหนักตัวมาตรฐานเป็นหลัก สำหรับประเทศไทยจะกำหนดน้ำหนักมาตรฐานผู้ใหญ่ 60 ± 15 กิโลกรัม ในขณะที่ผู้ป่วยเด็กมีความแตกต่างของน้ำหนักตัวในแต่ละช่วงอายุ จึงมีวิธีการแบ่งกลุ่มข้อมูลผู้ป่วยเด็กดังต่อไปนี้

2.1 กำหนดขนาดกลุ่มตัวอย่างจำนวนผู้ป่วยเด็กในการศึกษารุ่นนี้ ใช้เกณฑ์การสุ่มตัวอย่างแบบแบ่งชั้น (Stratified sampling)^[14] โดยแบ่งกลุ่มผู้ป่วยเด็กที่ศึกษาตามอายุและน้ำหนักตัวในแต่ละโปรโตคอลการตรวจยึดตามหลักการแบ่งกลุ่มอายุผู้ป่วยเด็กตามค่าอ้างอิงมาตรฐานได้แก่ European Guidelines on DRLs for Paediatric Imaging (2016)^[12] Australian National Radiation Dose Register (NDRDL)^[15] และ ACR (2022)^[16] ซึ่งมีการแบ่งกลุ่มช่วงอายุที่ชัดเจนและสอดคล้องกับค่า DRLs ของประเทศต่างๆ ทั้งยังสะดวกรวดเร็วขณะปฏิบัติงานจริงอีกด้วย ดังนั้น จึงแบ่งผู้ป่วยเด็กออกเป็น 4 กลุ่มตามช่วงอายุ ได้แก่ อายุแรกเกิด ถึงน้อยกว่า 1 ปี ($0 < 1$), ตั้งแต่ 1 ปี ถึงน้อยกว่า 5 ปี ($1 < 5$), ตั้งแต่ 5 ปี ถึงน้อยกว่า 10 ปี ($5 < 10$) และ ตั้งแต่ 10 ปี ถึงอายุ 15 ปี

2.2 หาค่าเฉลี่ย (mean) และช่วง (range) ของน้ำหนักผู้ป่วยเด็กตามแต่ละช่วงอายุที่กำหนดไว้

2.3 หาค่าเฉลี่ยและช่วง water equivalent diameter ของผู้ป่วยเด็กสอดคล้องตามแต่ละช่วงอายุ

2.4 เปรียบเทียบกลุ่มอายุและน้ำหนักที่ได้ เทียบเคียงกับโปรโตคอลของเครื่อง CT

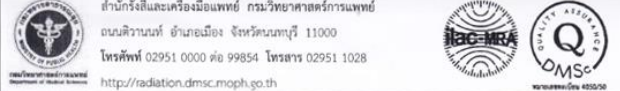
2.5 เปรียบเทียบกลุ่มอายุและน้ำหนักที่ได้ กับกลุ่มอ้างอิงมาตรฐานสากลอื่นๆ

ขั้นตอนที่ 3 หน่วยปริมาณรังสี (Radiation dose metrics) และค่าทางสถิติที่นำมาใช้วิเคราะห์ข้อมูล^[17]

3.1 หน่วยของค่าปริมาณรังสีที่ใช้ ได้แก่ Computed Tomography Dose Index, $CTDI_{vol}$ คือ ค่าของปริมาณรังสีดูดกลืน (คือ พลังงานที่ถ่ายเทภายในปริมาตรของมวลวัตถุ

ตัวกลาง) โดยค่า $CTDI_{vol}$ มีความสัมพันธ์กับค่าสัดส่วนระยะทางที่เพียงเลื้อนต่อความกว้างของลำรังสีที่เปิด (Pitch) หน่วยเป็น มิลลิเกรย์ (mGy) Dose Length Product, DLP คือ ค่าของปริมาณรังสีดูดกลืนรวมตลอดช่วงความยาวของการตรวจ หรืออาจกล่าวได้ว่า DLP ได้จากการนำค่า $CTDI_{vol}$ คูณด้วยความยาวของการตรวจนั่นเอง หน่วยเป็นมิลลิเกรย์. เซนติเมตร (mGy.cm) และ Size Specific Dose Estimation, SSDE คือ การประมาณค่าของปริมาณรังสีดูดกลืนภายในตัวผู้ป่วยด้วยการนำค่าแก่นขนาดลำตัวผู้ป่วยมาคำนวณร่วมด้วย หน่วยเป็นมิลลิเกรย์

ทั้งนี้ค่าปริมาณรังสีที่แสดงบนหน้าจอมอนิเตอร์ของเครื่อง CT ก่อนทำการเก็บข้อมูล ต้องได้รับการตรวจสอบแล้วว่าไม่มีค่าคลาดเคลื่อน (CT verification) ค่าที่แสดงหน้าจามีค่าไม่เกินค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดจริง ($\pm$ ร้อยละ 20) เพื่อให้มั่นใจได้ว่าค่าปริมาณรังสีที่เก็บข้อมูลมีความถูกต้องก่อนนำมาใช้งาน ในกรณีที่โรงพยาบาลของท่าน ไม่มีอุปกรณ์หัววัดรังสี สามารถหาข้อมูลนี้ได้จาก รายงานผลการควบคุมคุณภาพของเครื่อง CT โดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ดังตัวอย่างในรูปที่ 1

																					
รายงานผลการทดสอบมาตรฐานคุณภาพเครื่องเอกซเรย์วินิจฉัยทางการแพทย์																					
หมายเลขตัวอย่าง: 0467104717 หน้า 4 ของ 4 หน้า																					
เทคนิค	120 kV 350 mA	Rotation time: 1.0 sec																			
Collimator	5 mm	Number of Image: 2																			
Slice Thickness: 2.5 mm																					
<table border="1"> <thead> <tr> <th>รายการทดสอบ</th><th>พารามิเตอร์</th><th>ผลการทดสอบ</th></tr> </thead> <tbody> <tr> <td rowspan="2">ดัชนีปริมาณรังสีในหน่วยมิลลิเกรย์ (CTDIvol)</td><td>CTDIvol. from display monitor</td><td>79.59 mGy</td></tr> <tr> <td>CTDIvol. from measurement</td><td>75.33 mGy</td></tr> <tr> <td rowspan="5">Center</td><td>0°</td><td>70.20 mGy</td></tr> <tr> <td>90°</td><td>77.57 mGy</td></tr> <tr> <td>180°</td><td>87.97 mGy</td></tr> <tr> <td></td><td>79.06 mGy</td></tr> <tr> <td>270°</td><td>66.99 mGy</td></tr> </tbody> </table>			รายการทดสอบ	พารามิเตอร์	ผลการทดสอบ	ดัชนีปริมาณรังสีในหน่วยมิลลิเกรย์ (CTDIvol)	CTDIvol. from display monitor	79.59 mGy	CTDIvol. from measurement	75.33 mGy	Center	0°	70.20 mGy	90°	77.57 mGy	180°	87.97 mGy		79.06 mGy	270°	66.99 mGy
รายการทดสอบ	พารามิเตอร์	ผลการทดสอบ																			
ดัชนีปริมาณรังสีในหน่วยมิลลิเกรย์ (CTDIvol)	CTDIvol. from display monitor	79.59 mGy																			
	CTDIvol. from measurement	75.33 mGy																			
Center	0°	70.20 mGy																			
	90°	77.57 mGy																			
	180°	87.97 mGy																			
		79.06 mGy																			
	270°	66.99 mGy																			
หมายเหตุ: 1. ห้องปฏิบัติการได้รับการรับรองความสามารถตามมาตรฐาน ISO/IEC 17025																					

รูปที่ 1 ค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ จากรายงานผลการควบคุมคุณภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

3.2 ค่าทางสถิติที่ใช้ ได้แก่ ค่าเฉลี่ยเลขคณิต (Arithmetic mean) ค่าต่ำสุดและสูงสุดของข้อมูล (Minimum, maximum) ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (Standard deviation; S.D.) พิสัยควอไทล์ (Interquartile range; IQR) ใช้หาค่า DRLs ที่ 50 เปอร์เซ็นไทล์ หรือค่ามัธยฐาน (Median) และค่า DRLs ที่ 75 เปอร์เซ็นไทล์

ขั้นตอนที่ 4 ผลการวิเคราะห์ข้อมูลผู้ป่วยและปริมาณรังสี เปรียบเทียบค่าอ้างอิงระดับประเทศและมาตรฐานสากล

โดยทั่วไปในการวิเคราะห์ผลข้อมูล จะมีการจำแนกข้อมูลที่ศึกษาออกเป็นกลุ่ม โดยทำการเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงที่นำมาใช้ จากนั้นนำค่าปริมาณรังสีที่คำนวณหาค่าทางสถิติ ดังข้อ 3.2 ไปเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงของประเทศหรือของสากล

ตัวอย่างการวิเคราะห์และเปรียบเทียบข้อมูลปริมาณรังสีของผู้ป่วยเด็กของศูนย์ไอแมก

โปรโตคอลการตรวจ brain และ neck CT แบ่งตามช่วงอายุ (Age-based) ส่วนโปรโตคอลการตรวจ chest, abdomen/pelvis, chest/abdomen/pelvis CT และ CTA chest/congenital heart ซึ่งมีน้ำหนักและขนาดตัวที่แตกต่างกันในแต่ละช่วงอายุ จึงควรแบ่งกลุ่มการจัดตั้งค่า DRLs ผู้ป่วยเด็กตามกลุ่มอายุ น้ำหนักตัว (Weight-based) และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของภาพเทียบกับน้ำหนัก อีกทั้งยังขึ้นอยู่กับลักษณะรูปแบบการจัดข้อมูลของค่าอ้างอิงมาตรฐานสากลที่ต้องการนำไปเปรียบเทียบกับ (benchmarking)^[18] แสดงดังตารางที่ 1

ค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์หรือค่า DRLs ของปริมาณรังสีในทอม CTDI_{vol} และ DLP ของผู้ป่วยเด็กที่ผ่านการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในแต่ละกลุ่มโปรโตคอล การตรวจที่ได้จากการวิเคราะห์ถูกนำไปเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงมาตรฐานสากลที่น่าเชื่อถือสำหรับ brain, neck, chest, abdomen/pelvis, chest/abdomen/pelvis CT และ CTA chest/congenital heart ดังแสดงในตารางที่ 2-7 ตามลำดับ (ขนาดอ้างอิงของ Dosimetry phantom size เส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตรสำหรับ brain CT และ 32 เซนติเมตรสำหรับโปรโตคอลอื่นๆ) จากตารางที่ 2-7 พบว่าปริมาณรังสีที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ DRLs และค่ามัธยฐาน ในทอมของ CTDI_{vol} และ DLP ของโปรโตคอลการตรวจ brain และ neck CT มีค่ามากขึ้นตามกลุ่มช่วงอายุที่เพิ่มขึ้น และเมื่อเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงมาตรฐานสากลอื่น พบว่ามีค่า CTDI_{vol} ต่ำกว่าในทุกกลุ่มช่วงอายุ แต่มีค่า DLP สูงกว่าการศึกษาของ Kanal, Bibbo และ Brady ในกลุ่มอายุแรกเกิดถึงน้อยกว่า 1 ปี และตั้งแต่ 1 ปีถึงน้อยกว่า 5 ปี สำหรับ brain CT และมีค่าน้อยกว่าของ Kanal เล็กน้อย สำหรับ neck CT ปริมาณรังสีที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ DRLs และค่ามัธยฐานในทอมของ CTDI_{vol} และ DLP ของโปรโตคอลการตรวจ chest, abdomen/pelvis และ chest/abdomen/pelvis CT มีค่ามากขึ้นตามกลุ่มช่วงอายุที่เพิ่มขึ้น และค่า SSDE CTDI_{vol} มีค่าประมาณ 2.0-2.5 เท่าของ

displayed CTDI_{vol} และพบว่าปริมาณรังสีมีค่าต่ำกว่าทุกค่าอ้างอิงที่นำไปเปรียบเทียบ ยกเว้น กลุ่มช่วงอายุตั้งแต่ 10 ปีขึ้นไปของ abdomen/pelvis CT และกลุ่มช่วงอายุ ตั้งแต่ 5 ปี ของ chest/abdomen/pelvis CT มีค่ามากกว่าค่าอ้างอิงเล็กน้อย สำหรับโปรโตคอล CTA chest/ congenital heart พบว่าปริมาณรังสีมีค่ามากขึ้นตามกลุ่มช่วงอายุที่เพิ่มขึ้นเช่นกัน แต่เนื่องจากจำนวนผู้ป่วยที่น้อยเกินไป จึงไม่มีการแบ่งกลุ่มเก็บข้อมูลตามโหมดการสแกนแบบ Prospectively ECG gated กับ Non-ECG gated

ขั้นตอนที่ 5 แนวทางและกลยุทธ์การปฏิบัติในการใช้ค่า ปริมาณรังสีอ้างอิง (DRLs) เป็นเครื่องมือสำหรับปรับ โปรโตคอลการตรวจเพื่อให้ผู้ป่วยเด็กได้รับปริมาณรังสีที่ เหมาะสม^[14]

การวิเคราะห์และเปรียบเทียบค่ามัธยฐานที่ได้ของทางโรงพยาบาลที่เก็บข้อมูลกับค่า DRLs ของประเทศหรือประเทศอื่นๆ ตามมาตรฐานสากลแล้ว หากพบว่าค่ามัธยฐานของเรามีค่าน้อยกว่า แสดงว่าโปรโตคอลที่ใช้ปฏิบัติงานมีความเหมาะสม แต่ถ้าค่า median ของเรามีค่าสูงกว่า ทีมคณะทำงาน ซึ่งประกอบด้วย รังสีแพทย์ นักรังสีการแพทย์ และนักฟิสิกส์การแพทย์ ต้องช่วยกันทบทวนหาสาเหตุและทำการปรับโปรโตคอลที่ใช้ เพื่อให้มีการใช้รังสีที่เหมาะสม

จากตารางที่ 3-5 ค่าค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ (ในวงเล็บ) ของปริมาณรังสี CTDI_{vol} และ DLP สำหรับโปรโตคอลการตรวจ Chest, abdomen/pelvis และ chest/abdomen/pelvis CT ตามลำดับ จะพบว่า ในการศึกษาครั้งนี้เทียบกับการศึกษาของผู้วิจัย ในปี ค.ศ. 2018 มีค่าลดลง ซึ่งทางศูนย์รังสีวินิจฉัยก้าวหน้า มีการติดตั้งเครื่องใหม่และ มีการปรับใช้ปริมาณรังสีให้มีความเหมาะสมมากขึ้น ดังนั้นจึงมีการเก็บข้อมูลของค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ของปริมาณรังสีที่ใช้อีกครั้ง ตามคำแนะนำการจัดทำ DRLs ใน ICRP 135 ควรทำซ้ำเมื่อมีการเปลี่ยนแปลงเครื่อง CT หรือปรับเปลี่ยนโปรโตคอล และในกรณีที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลง ควรทำซ้ำทุก 3 ปี^[13]

ตารางที่ 1 กลุ่มอายุผู้ป่วยเด็กสำหรับโปรโตคอลการตรวจ brain, neck, chest, abdomen/pelvis, chest/abdomen/pelvis CT และ CTA chest/congenital heart อ้างอิงการแบ่งตามน้ำหนักตัว และขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของภาพเทียบกับน้ำ โดยสอดคล้องกับโปรโตคอลโรงงานของบริษัทผู้ผลิตที่ติดตั้งมาพร้อมกับเครื่อง CT (n คือ จำนวนผู้ป่วยทั้งหมด)

ช่วงอายุ (ปี)	กลุ่มอายุอ้างอิงตามกลุ่มน้ำหนักของ โปรโตคอลเครื่อง CT (หน่วย: กิโลกรัม)		น้ำหนักตัวเฉลี่ย (ช่วง, หน่วยเป็นกิโลกรัม) / ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางของภาพเทียบกับน้ำ, WED (ช่วง, หน่วยเป็นเซนติเมตร) วิเคราะห์จากกลุ่มอายุ					
	Revolution (GE)	IQon Spectral (Philips)	Brain CT (n=388)	Neck CT (n=199)	Chest CT (n=320)	Abdomen & pelvis CT (n=119)	Chest & Abdomen & pelvis CT (n=587)	CTA chest/ congenital heart (n=212)
0-< 1	6.0-7.5	0-10	7.6 (2.0-13.0)/	8.0 (8.0-10.0)/	6.4 (2.4-12.0)/	6.0 (3.0-10.7)/	6.8 (3.3-11.8)/	4.4 (2.0-9.0)/
			12.2 (8.8-16.2)	12.1 (10.5-14.6)	12.0 (8.3-17.7)	13.9 (11.7-16.2)	12.6 (9.9-16.0)	10.8 (8.6-15.3)
	7.5-9.5		(n=97)	(n=8)	(n=18)	(n=16)	(n=21)	(n=50)
1-< 5	9.5-11.5	10-30	13.7 (8.0-19.0)/	12.8 (7.0-25.0)/	12.2 (6.7-18.0)/	12.8 (7.5-25.0)/	13.1 (7.8-22.5)/	11.3 (7.2-15.1)/
	11.5-14.5		13.9 (9.3-17.4)	14.1 (11.5-41.6)	15.0 (12.2-18.5)	15.8 (13.1-22.1)	15.5 (13.5-18.4)	14.8 (9.0-20.2)
	14.5-18.5		(n=156)	(n=76)	(n=113)	(n=28)	(n=161)	(n=70)
5-< 10	18.5-22.5	30-50	30.2 (17.0-50.0)/	28.2 (14.0-74.0)/	20.5 (14.0-29.0)/	20.3 (10.0-42.0)/	23.1 (10.9-37.0)/	18.9 (9.6-39.0)/
	22.5-31.5		14.8 (13.5-16.6)	14.9 (12.3-19.8)	17.2 (14.3-25.3)	17.7 (12.7-22.1)	18.3 (13.6-23.1)	15.2 (9.2-21.0)
	31.5-40.5		(n=62)	(n=63)	(n=127)	(n=39)	(n=135)	(n=63)
10-15		50-70	45.2 (23.0-75.0)/	52.6 (23.0-80.0)/	35.4 (21.8-57.0)/	33.1 (19.0-61.0)/	37.8 (18.0-56.0)/	36.0 (17.9-55.5)/
	40.5-55.0		15.4 (13.2-17.4)	16.5 (14.3-19.1)	21.4 (17.5-25.4)	20.1 (15.6-25.3)	20.7 (16.5-27.5)	20.1 (12.2-28.2)
			(n=73)	(n=52)	(n=62)	(n=36)	(n=270)	(n=29)

ตารางที่ 2 ค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ (ในวงเล็บ) ของปริมาณรังสีในทอม CTDI_{vol} และ DLP สำหรับโปรโตคอลการตรวจ brain CT ในกลุ่มผู้ป่วยเด็กเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง (y=years)

References	DRLs of CTDI _{vol} (mGy) in category, median (75 Percentile)				DRLs of DLP (mGy.cm) in category, median (75 Percentile)			
	0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15	0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15
This study	15.2 (16.6)	18.6 (21.1)	24.7 (27.6)	27.7 (37.2)	238.7 (281.9)	336.8 (384.1)	451.5 (525.4)	525.6 (706.9)
Thailand (2023) ^[10]	na	31.8	42.4	44.4	na	637.0	834.0	933.0
ACR (2022) ^[16]	23.0	27.0, 31.0, 55.0 (1-<2), (2-<6), (6-18) y			344.0	440.0, 518.0, 910.0 (1-<2), (2-<6), (6-18) y		
Japan (2020) ^[19, 20]	30.0	40.0	55.0	na	480.0	660.0	850.0	na
Australia (2017) ^[15]	30.0 (0-5 y)		35.0 (5-15 y)		470.0 (0-5 y)		600.0 (5-15 y)	
Australia (Bibbo et al, 2016) ^[4]	18.0	23.0	35.0	37.0	250.0	361.0	546.0	580.0
Italy (Granata et al, 2015) ^[12]	na	30.6	56.4	58.2	na	504.0	852.0	985.0
France (Roach et al, 2013) ^[12]	30.0	40.0	50.0	n/a	420.0	600.0	900.0	n/a
Portugal (Santos et al 2013) ^[12]	48.0	50.0	70.0	72.0	630.0	770.0	1100.0	1120.0

*na – not applicable

ตารางที่ 3 ค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ (ในวงเล็บ) ของปริมาณรังสีในทอม CTDI_{vol} และ DLP สำหรับโปรโตคอลการตรวจ neck CT ในกลุ่มผู้ป่วยเด็กเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง (m=months, y=years)

Reference	DRLs of CTDI _{vol} (mGy) in category, median (75 Percentile)				DRLs of DLP (mGy.cm) in category, median (75 Percentile)			
	0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15	0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15
This study	2.8 (3.1)	2.9 (3.4)	5.3 (6.9)	7.2 (8.8)	52.4 (59.0)	60.9 (76.2)	136.3 (177.1)	213.7 (259.0)
ACR (Kanal et al, 2022) ^[16]	3.8	4.4	6.3	11.0	58.0	88.0	137.0	270.0

ตารางที่ 4 ค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ (ในวงเล็บ) ของปริมาณรังสีในทอม CTDI_{vol} และ DLP สำหรับโปรโตคอลการตรวจ chest CT ในกลุ่มผู้ป่วยเด็กเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง (m=months, y=years)

References		DRLs of CTDI _{vol} (mGy) in category, median (75 Percentile)				DRLs of DLP (mGy.cm) in category, median (75 Percentile)			
		0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15	0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15
This study	Displayed	0.9 (1.2)	1.3 (1.6)	1.5 (2.0)	2.1 (2.7)	14.6 (16.4)	23.8 (36.9)	37.7 (52.6)	57.0 (73.2)
	SSDE	1.9 (3.1)	2.6 (3.3)	3.0 (3.7)	4.0 (4.8)			n/a	
ACR (Kanal et al, 2022) ^[16]		1.6	2.4	2.9	7.2	31.0	58.0	95.0	272.0
Korea (Hwang et al, 2021) ^[22]	Displayed	1.2, 1.5 (0- <1 m), (1- <4y)		2.3 (4- <10y)	3.7, 5.8 (10 <14, 14 <18y)	21.5, 34.6 (0- <1 m), (1- <4y)		59.0 (4- <10 y)	117.4, 184.4 (10- <14, 14- <18 y)
	SSDE	3.0, 3.3 (0- <1m), (1- <4 y)		4.4 (4- <10y)	6.0, 7.6 (10- <14, 14- <18y)			n/a	
Japan (2020)		6.0	8.0	13.0	n/a	140.0	190.0	350.0	n/a
Admontree et al (2018) ^[23]	Displayed	1.7	1.9	3.3	4.4			n/a	
	SSDE	3.8	5.7	6.2	6.1			n/a	
Australia (2017)		2.0 (0-5 y)			5.0 (5-15 y)	60.0 (0-5 y)		110.0 (5-15 y)	
Australia (Bibbo et al, 2016)		2.0 (0-5 y)			4.0 (5-15 y)	43.0 (0-5 y)		133.0 (5-15 y)	
Italy (Granata et al, 2015)		n/a	2.5	3.8	6.6	n/a	49.0	108.0	195.0
France (Roach et al, 2013)		3.0	4.0	5.0	n/a	30.0	65.0	140.0	n/a

*na – not applicable

ตารางที่ 5 ค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ (ในวงเล็บ) ของปริมาณรังสีในทอม CTDI_{vol} และ DLP สำหรับโปรโตคอลการตรวจ abdomen/pelvis CT ในกลุ่มผู้ป่วยเด็กเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง (m=months, y=years)

References		DRLs of CTDI _{vol} (mGy) in category, median (75 Percentile)				DRLs of DLP (mGy.cm) in category, median (75 Percentile)			
		0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15	0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15
This study	Displayed	1.1 (1.5)	1.3 (1.6)	2.1 (2.5)	2.9 (3.5)	24.8 (37.5)	41.7 (49.2)	79.6 (90.0)	120.7 (159.3)
	SSDE	2.2 (2.6)	2.6 (3.2)	3.9 (4.5)	4.7 (5.6)			n/a	
ACR (Kanal et al, 2022) ^[16]		2.4	2.9	4.6	7.9	60.0	100.0	170.0	358.0
Korea (Hwang et al, 2021) ^[22]	Displayed	1.4, 2.2 (0- <1 m), (1- <4y)		2.7 (4- <10y)	4.0, 4.7 (10 <14, 14 <18y)	30.0, 73.8 (0- <1 m), (1- <4y)		101.2 (4- <10 y)	168.8, 233.0 (10- <14, 14- <18 y)
	SSDE	3.7, 4.8 (0- <1m), (1- <4 y)		5.5 (4- <10y)	6.6, 7.3 (10- <14, 14- <18y)			n/a	
Admontree et al (2018) ^[23]	Displayed	1.8	2.7	3.2	4.0			n/a	
	SSDE	4.1	5.4	5.7	5.7			n/a	
Australia (2017)		7.0 (0-5 years)		10.0 (5-15 years)		170.0 (0-5 years)		390.0 (5-15 years)	
Australia (Bibbo et al, 2016)		3.0 (0-5years)		6.0 (5-15 years)		84.0 (0-5 years)		260.0 (5-15 years)	
Japan (2015)		5.5	8.0	8.5	n/a	110.0	200.0	265.0	n/a
Italy (Granata et al, 2015)		n/a	5.7	7.0	14.0	n/a	151.0	227.0	602.0
France (Roach et al, 2013)		4.0	5.0	7.0	n/a	80.0	120.0	245.0	n/a

*na – not applicable

ตารางที่ 6 ค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ (ในวงเล็บ) ของปริมาณรังสีในเทอม CTDI_{vol} และ DLP สำหรับโปรโตคอลการตรวจ chest/abdomen/pelvis CT ในกลุ่มผู้ป่วยเด็กเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิง (y=years)

References		DRLs of CTDI _{vol} (mGy) in category, median (75 Percentile)				DRLs of DLP (mGy.cm) in category, median (75 Percentile)			
		0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15	0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15
This study	Displayed	1.0 (1.2)	1.4 (1.7)	2.1 (2.4)	2.9 (3.9)	31.5 (39.1)	55.8 (86.6)	95.6 (119.7)	167.1 (259.4)
	SSDE	2.5 (2.7)	2.9 (3.4)	3.9 (4.5)	5.0 (6.2)			n/a	
Admontree et al (2018)	Displayed	1.7	1.8	2.6	3.3			n/a	
	SSDE	3.8	3.8	5.0	5.6			n/a	
Australia (Bibbo et al, 2016)		2.0 (0-5 y)		6.0 (5-15 y)		90.0 (0-5 y)		305.0 (5-15 y)	

ตารางที่ 7 ค่ามัธยฐานและพิสัยควอไทล์ที่ 75 เปอร์เซนต์ไทล์ (ในวงเล็บ) ของปริมาณรังสีในเทอม CTDI_{vol} และ DLP สำหรับโปรโตคอลการตรวจ CTA chest/heart congenital ในกลุ่มผู้ป่วยเด็กโดยไม่มีข้อมูลอ้างอิงเปรียบเทียบ (y=years)

Reference		DRLs of CTDI _{vol} (mGy) in category, median (75 Percentile)				DRLs of DLP (mGy.cm) in category, median (75 Percentile)			
		0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15	0 - < 1	1 - < 5	5 - < 10	10- 15
This study	Displayed	0.6 (0.7)	1.0 (1.4)	1.3 (1.7)	2.3 (3.5)	6.1 (8.3)	14.1 (18.8)	19.9 (26.2)	51.8 (98.3)
	SSDE	1.5 (1.8)	2.1 (3.0)	2.7 (3.5)	4.0 (6.0)			n/a	

แนวทางการปฏิบัติในการปรับลดปริมาณรังสีให้เหมาะสม มีขั้นตอนดังต่อไปนี้

5.1 ความรู้ความเข้าใจที่ถูกต้องในโปรโตคอลการตรวจ รวมทั้งปัญหาและอุปสรรคที่อาจเกิดขึ้น

5.2 จัดผู้ป่วยให้อยู่กึ่งกลาง CT bore หรือจุดศูนย์กลางลำรังสี (Iso-center) ผลของภาพ CT localizer radiographs จากตำแหน่งของผู้ป่วยที่อยู่ห่างจากหลอดเอกซเรย์ต่างกัน^[26] เพื่อกำหนดปริมาณกระแสหลอด (Tube current) ให้เหมาะสมตามขนาดรูปร่างและความหนาของร่างกายผู้ป่วยเด็ก จากการใช้เทคนิคการปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic tube current modulation, ATCM) อีกทั้งยังให้ค่าของหน่วยวัดปริมาณรังสีที่ถูกต้องแม่นยำอีกด้วย^[27]

5.3 การนำค่าปริมาณรังสีอ้างอิงมาใช้ในทางปฏิบัติควรคำนึงถึงการวินิจฉัยโรคเป็นสำคัญ เพราะเป็นตัวกำหนดคุณภาพของภาพที่จะได้รับมากหรือน้อยเพียงใด แล้วจึงปรับพารามิเตอร์การสแกนให้เหมาะสม

5.4 ความรู้ความเข้าใจในการปรับพารามิเตอร์การสแกนที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีให้เหมาะสมกับผู้ป่วยเด็กแต่ละราย โดยยังคงคุณภาพเพียงพอต่อการแปลผลของรังสีแพทย์^[8] ดังนี้

5.4.1 ความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงสุดที่จ่ายให้หลอดเอกซเรย์ (X-ray tube potential, kV_p) คือ ค่าของความต่างศักย์ระหว่างขั้วแคโทดและแอโนดของหลอดเอกซเรย์ ซึ่งขับเคลื่อนให้อิเล็กตรอนผ่านหลอดเอกซเรย์ เป็นตัวกำหนดพลังงานของลำรังสีเอกซ์ (Beam energy) ปริมาณรังสีเปลี่ยนแปลงตามกำลังสองของการเปลี่ยนแปลง kV_p (เมื่อพารามิเตอร์การสแกนอื่นๆ ทั้งหมดมีค่าคงที่)^[28] เช่น เมื่อปรับลดค่า 120 kV_p เป็น 100 kV_p ทำให้ปริมาณรังสีลดลงประมาณ 23 เปอร์เซ็นต์^[8] ควรเลือกใช้ค่า kV_p ต่ำในการตรวจผู้ป่วยเด็กเพื่อลดปริมาณรังสีและเพิ่มค่าความแตกต่างของเนื้อเยื่อ (Soft tissue contrast) ซึ่งมีค่าความแตกต่างกันน้อย โดยปกติแล้วมักเลือกใช้ค่าความต่างศักย์ตั้งแต่ 70-100 กิโลโวลต์ เว้นแต่ในกลุ่มช่วงอายุตั้งแต่ 10 ปีขึ้นไป หรือเมื่อผู้ป่วยมีน้ำหนักมากกว่าค่ามาตรฐานในกลุ่มอายุนั้นๆ ค่า kV_p ต่ำยังเหมาะสำหรับโปรโตคอล CT angiography เนื่องจากทำให้เกิด K-edge energy กับสารประกอบไอโอดีนในสารทึบรังสีการเลือกใช้เทคนิคการปรับค่ากระแสหลอดอัตโนมัติตามขนาดผู้ป่วย (Automatic tube current modulation, ATCM) ให้เหมาะสมกับขนาดตัวผู้ป่วยเด็ก ในปัจจุบันการใช้ ACTM มีทั้งการปรับค่ากระแสหลอดตามภาพอ้างอิง (Localization based ATCM)

หรือปรับตามอวัยวะ (Organ-based ATCM) ทั้งนี้ขึ้นกับรุ่นของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

5.4.2 การเลือกใช้ค่าอัตราส่วนของระยะเตียงเลื่อนต่อความกว้างของคอลลิเมเตอร์ที่เปิดหรือค่า pitch ให้เหมาะสมกับการตรวจ โดยค่า pitch ที่น้อยกว่า 1 จะใช้ในการตรวจที่ต้องการรายละเอียดภาพสูงซึ่งเกิดจากการซ้อนทับของข้อมูล เช่นการตรวจบริเวณสมองหรือส่วนศีรษะ ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจะสูง ในขณะที่ pitch มากกว่า 1 ใช้ในการตรวจที่ต้องการความเร็ว เช่นการตรวจบริเวณช่องปอด ปริมาณรังสีที่ได้รับจะลดลง^[29]

5.4.3 กำหนดจำนวนชุดข้อมูลการตรวจ (Scan phase) ให้เหมาะสมกับข้อบ่งชี้ในการส่งตรวจ จำนวน phase ที่มากส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีสูง

5.4.4 จำกัดระยะขอบเขตการสแกน (Scan length) ให้ครอบคลุมเฉพาะอวัยวะและรอยโรค การกำหนดขอบเขตของการสแกนในโปรโตคอลแต่ละการตรวจจะช่วยจำกัดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับโดยไม่จำเป็น

5.4.5 การสร้างภาพแบบ Iterative reconstruction และเทคโนโลยีการสร้างภาพด้วยโปรแกรมปัญญาประดิษฐ์ (Artificial intelligence, AI) เพื่อช่วยลดสัญญาณรบกวนในภาพจากการใช้ปริมาณรังสีต่ำ ในปัจจุบันบริษัทผู้ผลิตได้มีการพัฒนาเทคโนโลยีการสร้างภาพด้วย AI มากขึ้น จึงควรทำการศึกษาเพื่อนำมาใช้ประโยชน์^[30]

5.4.6 ทบทวนและเรียนรู้เทคโนโลยีเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้อย่างต่อเนื่องเพื่อการใช้งานที่ถูกต้อง

5.5 ทบทวนและปรับค่าปริมาณรังสีอ้างอิงอย่างสม่ำเสมอ เช่น ทบทวนเป็นรายปี กรณีมีการเปลี่ยนเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ใหม่ หรือเปลี่ยนแปลงเทคโนโลยีใหม่ เป็นต้น

สรุปผลการศึกษา

ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงจากการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัย (DRLs) มีประโยชน์ในการใช้เป็นแนวทางการปรับปริมาณรังสีให้เหมาะสมกับคุณภาพของภาพที่เพียงพอต่อการวินิจฉัยของแพทย์ งานวิจัยส่วนใหญ่จะกล่าวถึงปริมาณรังสีอ้างอิงของหน่วยงานเทียบกับค่า DRLs ของประเทศหรือสากล มักจะเป็นการเก็บข้อมูลในผู้ป่วยผู้ใหญ่เป็นหลัก ซึ่งการจัดทำในกลุ่มผู้ป่วยเด็กยังมีน้อย บทความวิชาการนี้ จึงมุ่งเน้นข้อมูลขั้นตอนในการจัดทำและการวิเคราะห์ปริมาณรังสีในผู้ป่วยเด็ก เพื่อเป็นแนวทางให้กับบุคคลที่สนใจที่จะจัดทำค่า Typical dose ของหน่วยงาน และนำไปเป็นเครื่องมือสำคัญในการปรับพารามิเตอร์การสแกนในแต่ละโปรโตคอลการตรวจได้อย่างเหมาะสมตาม

กลุ่มอายุผู้ป่วยเด็ก โดยยังคงคุณภาพของภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัยโรคของรังสีแพทย์ ในการศึกษาข้อมูลย้อนหลังของคุณย์ ไอมะคพบ ว่า ค่ามัธยฐานของปริมาณรังสีในการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในแต่ละส่วนตรวจของผู้ป่วยเด็กนั้น ไม่เกินค่าปริมาณรังสีอ้างอิงของสากลและของประเทศอื่นๆ จึงมีความเหมาะสมในการใช้ตรวจผู้ป่วยเด็กและควรมีการเฝ้าติดตามเป็นระยะ ค่า DRLs ไม่ใช่ค่าปริมาณรังสีจำกัด (Dose limit) แต่สามารถปรับเพิ่มหรือลด เพื่อให้สอดคล้องกับระดับคุณภาพของภาพในการแยกรอยโรคได้ ทั้งนี้ในการศึกษาเพื่อพัฒนาต่อยอดในอนาคต ควรนำข้อบ่งชี้ทางคลินิกในการตรวจ (Clinical based indication)^[13, 25] มาวิเคราะห์เพิ่มเติมเพื่อให้ผู้ป่วยเด็กได้รับประโยชน์อย่างแท้จริง

เอกสารอ้างอิง

- [1] Rehani MM. Radiological protection in computed tomography and cone beam computed tomography. *Ann ICRP* 2015;44: 229-35.
- [2] Kanal KM, Butler PF, Sengupta D, Bhargavan-Chatfield M, Coombs LP, Morin RL. U.S. diagnostic reference levels and achievable doses for 10 adult CT examinations. *Radiology* 2017;284: 120-33.
- [3] Parakh A, Kortessniemi M, Schindera ST. CT Radiation Dose Management: A Comprehensive optimization process for improving patient safety. *Radiology* 2016;280: 663-73.
- [4] Bibbo G, Brown S, Linke R. Diagnostic reference levels of paediatric computed tomography examinations performed at a dedicated Australian paediatric hospital. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2016;60: 475-84.
- [5] Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR Am J Roentgenol* 2001;176: 289-96.
- [6] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography—an increasing source of radiation exposure. *N Engl J Med* 2007;357: 2277-84.
- [7] Mathews JD, Forsythe AV, Brady Z, Butler MW, Goergen SK, Byrnes GB, et al. Cancer risk in 680,000 people exposed to computed tomography scans in childhood or adolescence: data linkage study of 11 million Australians. *BMJ*. 2013; 21;346:f2360.
- [8] Nelson TR. Practical strategies to reduce pediatric CT radiation dose. *J Am Coll Radiol*. 2014;11(3): 292-9.
- [9] Cousins C, Miller D, Bernardi G, Rehani M, Schofield P, Vaňo E, et al. International commission on radiological protection. 2011;120: 1-125.
- [10] Ministry of Public Health. National diagnostic reference levels in Thailand 2021. Available from: <https://webapp1.dmsc.moph.go.th/petitionxray/web3/download/DRLs66.pdf>.
- [11] Strauss K, Boone J, Cody D, McCollough C, McNitt-Gray M, Toth T. Size specific dose estimates in pediatric and adult body CT examinations, AAPM Task Group 20142011.
- [12] European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging [Internet]. 2018. Available from: <http://www.eurosafeimaging.org/pidrl.Vaňo>
- [13] E, Miller D, Martin C, Rehani M, Kang K, Rosenstein M, et al. ICRP publication 135: diagnostic reference levels in medical imaging. *Annals of the ICRP* 2017;46: 1-144.
- [14] สำนักนโยบายและวิชาการสถิติ. เทคนิคการสุ่มตัวอย่างและการประมาณค่า [Available from: <http://service.nso.go.th>
- [15] Current Australian national diagnostic reference levels for multi detector computed tomography [Internet]. 2017. Available from: <https://www.arpansa.gov.au/research-and-expertise/surveys/national-diagnostic-reference-level-service/current-australian-drls/mdct>.
- [16] Kanal KM, Butler PF, Chatfield MB, Wells J, Samei E, Simanowith M, et al. US diagnostic reference levels and achievable doses for 10 pediatric CT examinations. *Radiology* 2022;302: 164-74.
- [17] Edyvean S, Lewis M, Britten A. Radiation dose metrics and the effect of CT scan protocol parameters. *Radiation dose from multidetector CT: Springer*; 2012:101-18.
- [18] Granata C, Sorantin E, Seuri R, Owens CM. European Society of Paediatric Radiology Computed Tomography and Dose Task Force: European guidelines on diagnostic reference levels for paediatric imaging. *Pediatr Radiol*. 2019;49(5):702-5.
- [19] Matsunaga Y, Chida K, Kondo Y, Kobayashi K, Kobayashi M, Minami K, et al. Diagnostic reference levels and achievable doses for common computed tomography examinations: Results from the Japanese nationwide dose survey. *Br J Radiol* 2019;92: 20180290.
- [20] Kanda R, Akahane M, Koba Y, Chang W, Akahane K, Okuda Y, et al. Developing diagnostic reference levels in Japan. *Jpn J Radiol*. 2021;39(3): 307-14.
- [21] Brady Z, Ramanauskas F, Cain TM, Johnston PN. Assessment of paediatric CT dose indicators for the purpose of optimisation. *Br J Radiol* 2012;85: 1488-98.
- [22] Hwang J-Y, Choi YH, Yoon HM, Ryu YJ, Shin HJ, Kim HG, et al. Establishment of local diagnostic reference levels of pediatric abdominopelvic and chest CT examinations based on body weight and size in Korea. *Korean J Radiol*. 2021;22(7): 1172-82.
- [23] Admontree S, Junsorn S, Tathip R, Todsatidpaisan S, Buachan P, Asavaphatiboon S. Evaluation of size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric body imaging using 320-detector CT. *Naresuan Univ J Sci Technol*. 2019;27(2):28-35.
- [24] Kritsaneepaiboon S, Trinavarat P, Visrutaratna PJAr. Survey of pediatric MDCT radiation dose from university hospitals in

- Thailand: a preliminary for national dose survey. *Acta radiologica* 2012;53: 820-6.
- [25] Bosmans H, Damilakis J, Ducou le Pointe H, Foley SJ. Radiation protection no. 185 European guidelines on diagnostic reference levels for paediatric imaging. 2018.
- [26] McCollough C, Bakalyar DM, Bostani M, Brady S, Boedeker K, Boone JM, et al. Use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT: The Report of AAPM Task Group 220. *AAPM Rep.* 2014;6:23.
- [27] 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.
- [28] 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.
- [29] Poosiri S, Krisanachinda A, Khamwan K. Evaluation of patient radiation dose and risk of cancer from CT examinations. *Radiol Phys Technol.* 2024 Mar;17(1):176-85.
- [30] Ruenjit S, Siricharoen P, Khamwan K. Automated size-specific dose estimates framework in thoracic CT using convolutional neural network based on U-Net model. *J Appl Clin Med Phys.* 2024 Mar;25(3):e14283.