

การเปรียบเทียบการวัดค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยหัววัดสองชนิดของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษา

Comparison of computed tomography dose index measuring by two detector types of computed tomography simulator

ประภา สดโคกกรวด • เสาวนีย์ อัสวมาตัญญู* • จิราภรณ์ ธนบดีบุญศิริ • พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร

ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร 10400

Prapa Sodkokkrud • Sawwanee Asavaphatiboon* • Jiraporn Thanabodeebonsiri • Puangpen Tangboonduangjit

Department of Radiology, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Bangkok 10400

*Correspondence to: sawwanee.mahidol@gmail.com

Thai J Rad Tech 2018;43(1):64-68

บทคัดย่อ

บทนำ: โดยทั่วไปแล้วหน้าจอของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะมีการแสดงค่าปริมาณรังสีที่ได้รับจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ตามเทคนิคที่ใช้ ซึ่งการตรวจสอบความถูกต้องของค่าที่แสดงหน้าจามีความสำคัญก่อนนำค่าไปใช้ โดยการตรวจสอบสามารถทำได้โดยการวัดค่าปริมาณรังสีที่ได้เทียบกับค่าที่แสดงบนหน้าจอ อย่างไรก็ตามหัววัดรังสีที่ใช้นี้มีทั้งแบบชนิดบรรจุด้วยก๊าซ และชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง ซึ่งวิธีการวัดและคำนวณที่แตกต่างกัน **วัตถุประสงค์:** การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบความแตกต่างของค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ที่ได้จากหัวทั้งสองแบบ **วิธีการศึกษา:** ทำการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองจากการใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำนวน 16 สไลซ์ สำหรับการจำลองรักษารุ่น Optima 580 ของบริษัทจีอี เฮลท์แคร์ ประเทศไทย ด้วยหัววัดปริมาณรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ใช้หลักการแตกตัวเป็นไอออน และหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง โดยใช้พารามิเตอร์ตามเทคนิคการตรวจส่วนสมอง และช่องท้องของการจำลองรักษา นำค่าที่ได้มาหาร้อยละความแตกต่างของค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตร ที่แสดงบนหน้าจอ และที่ได้จากการวัด **ผลการศึกษา:** หัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็งสามารถวัดค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ได้น้อยกว่าหัววัดปริมาณรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซ โดยมีค่าร้อยละความแตกต่าง เท่ากับ 10.20 และ 5.02 สำหรับเทคนิคการตรวจส่วนสมอง และ การตรวจส่วนช่องท้อง ตามลำดับ **สรุปผลการศึกษา:** ค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่วัดได้จากหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็งมีค่าน้อยกว่าที่วัดได้จากรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซ

คำสำคัญ: เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา, หุ่นจำลอง, หัววัดรังสีชนิดบรรจุด้วยก๊าซ, หัววัดรังสีชนิดตัวกลางเป็นของแข็ง

Abstract

Introduction: In general, the computed tomography screen displays the volume CT dose index ($CTDI_{vol}$) received from a computed tomography by following the technique used. Verifying the display values is important before using them. This can be done by measuring the amount of radiation that is presented on the screen. However, there are 2 types of radiation detectors i.e., gas-filled and solid media types. These 2 detectors provide different methods of measurement and calculation. **Objective:** The purpose of this study was to compare the difference in $CTDI_{vol}$ values obtained from both detectors. **Materials and methods:** The $CTDI_{vol}$ was measured by using the ionization chamber and semiconductor detector in a phantom computed tomography 16 slices for Optima 580 simulation of GE Health Care Thailand. The CT setting parameters were based on the brain scan technique and the abdominal cavity using in the treatment planning simulation. The values obtained from the displayed on the screen of CT and measured from the detectors were compared and calculated as the percentage difference in $CTDI_{vol}$. **Results:** Solid-state detector measured $CTDI_{vol}$ radiation less than conventional gas-filled detector. The different percentages were 10.20 and 5.02 for brain and abdominal cavity examination respectively. **Conclusion:** Radiation doses from computed tomography simulator measured by solid-state detector are less than those measured by standard gaseous radiation detector.

Keywords: Computed tomography simulator, $CTDI_{vol}$, Ionization chamber, Solid state detector

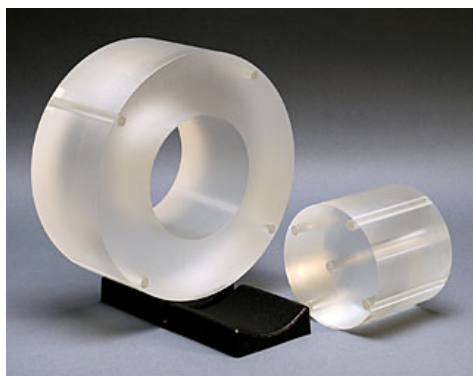
บทนำ

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography, CT) นอกจากการใช้งานด้านวินิจฉัยและติดตามรอยโรคยังถูกนำมาใช้ในการวางแผนรักษาอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน ที่เรียกว่า เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษา (Computed Tomography Simulator) โดยในการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ผู้ป่วยจะได้รับปริมาณรังสีที่สูงกว่าการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์ทั่วไป ซึ่งปกติแล้วเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จะแสดงค่า Volume computed tomography dose index, $CTDI_{vol}$ และ ค่าปริมาณรังสีคูณตลอดช่วงความยาวที่ตรวจ (Dose length product, DLP) บนหน้าจอบทสรุปการทำงานของเครื่อง โดยค่า $CTDI_{vol}$ จะเป็นค่าที่นำมาใช้ในการเปรียบเทียบเทคนิคการตรวจ (scan protocols) ว่าเทคนิคใดให้ปริมาณรังสีที่น้อยกว่า และมีคุณภาพของภาพเพียงพอต่อการวินิจฉัย หรือการวางแผนรักษา เพื่อช่วยพิจารณาในการเลือกเทคนิคสำหรับการตรวจให้มีความเหมาะสม และลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับ ดังนั้นจึงต้องมีการตรวจสอบความถูกต้องของค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงบนหน้าจอ

สมาคมฟิสิกส์การแพทย์แห่งสหรัฐอเมริกา (American Association of Physicists in Medicine, AAPM) ได้กำหนดค่าที่ใช้ในการวัดปริมาณรังสีที่ได้รับจากการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เรียกว่า Computed tomography dose index (CTDI) เพื่อประเมินค่าปริมาณรังสีที่ได้รับจากเครื่อง CT⁽¹⁾ โดยวิธีการ

วัดมาตรฐาน เป็นการให้หัววัดปริมาณรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ใช้หลักการแตกตัวเป็นไอออน (Cylindrical Ionization Chamber, IC) ทรงกระบอกขนาดความยาว 100 มิลลิเมตร วัดในอากาศ (Free in air) และในหุ่นจำลองมาตรฐาน polymethylmethacrylate (PMMA) ที่มีสองขนาด คือเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร สำหรับการตรวจบริเวณศีรษะและ 32 เซนติเมตร สำหรับการตรวจบริเวณลำตัวหรือช่องท้อง ภายในมีตำแหน่งสำหรับที่ใส่หัววัด 5 ตำแหน่ง ได้แก่ ตำแหน่งกลางแบบจำลอง 1 ตำแหน่ง และตำแหน่งบริเวณรอบนอก 4 ตำแหน่ง แสดงดังรูปที่ 1

แต่ในปัจจุบันหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (Solid state detector) ได้มีการนำมาใช้ตรวจวัดรังสีทางรังสีวินิจฉัย เนื่องจากการใช้ตัวกลางที่เป็นของแข็งแทนการใช้ก๊าซ ทำให้สามารถลดขนาดของเครื่องวัดลงได้ เล็กกว่าหัววัดชนิดบรรจุก๊าซ ทำให้สะดวกและง่ายต่อการวัด โดยทำการวัดค่า $CTDI_{vol}$ เพียงแค่วัดตรงตำแหน่งกึ่งกลางแบบจำลองเท่านั้น จากนั้นซอฟต์แวร์ที่มากับเครื่อง ทำการคำนวณค่า $CTDI_{vol}$ ดังนั้นการศึกษารังสีจึงต้องการเปรียบเทียบความแตกต่างของปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่วัดได้จากหัววัดทั้งสองแบบ ก่อนที่จะนำไปใช้วัดเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของค่าปริมาณรังสีที่แสดงบนหน้าจอเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์



รูปที่ 1 แสดงแบบจำลองมาตรฐาน polymethylmethacrylate (PMMA) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 และ 32 เซนติเมตร⁽²⁾

วิธีการศึกษา

ทำการควบคุมคุณภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก่อนทำการศึกษา ให้อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานของ IAEA human health series No.19 และ NCRP Report No. 99^(3,4) จากนั้นทำการวัดค่าปริมาณรังสีโดยจัดหุ่นจำลอง PMMA ให้อยู่กึ่งกลางเตียงเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จำนวน 16 สไลซ์ สำหรับการจำลองรักษารุ่น Optima 580 ของบริษัทจีอี เฮลท์แคร์ ประเทศไทย ณ หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี ทำการวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดปริมาณรังสีมาตรฐานชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ใช้หลักการแตกตัวเป็นไอออน ทรงกระบอก ความยาว 100 มิลลิเมตร (Radcal 10x6-3CT ion chamber) ซึ่งต่อกับอุปกรณ์แสดงผล รุ่น AccuDose+ และหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง ซึ่งเรียกว่า CT Dose Profiler probe, CTDP ที่มีขนาดหัววัด 250 ไมโครเมตร ซึ่งอยู่ห่างจากปลายหัววัด 3 เซนติเมตร พร้อมอุปกรณ์ multifunction x-ray meter (Black Piranha) ของบริษัท RTI electronics ประเทศสวีเดน พร้อมซอฟต์แวร์การคำนวณค่าที่เรียกว่า Ocean software ด้วยเทคนิคการเก็บข้อมูลดังตารางที่ 1 โดยเทคนิคการตรวจสอบ (Brain) ใช้กับแบบจำลองขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 เซนติเมตร และเทคนิคการตรวจบริเวณลำตัว (Body) ใช้กับแบบจำลองขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 32 เซนติเมตร

การวัดปริมาณรังสีด้วยหัววัดปริมาณรังสีชนิดบรรจุก๊าซที่ใช้หลักการแตกตัวเป็นไอออน (Ionization Chamber, IC)

ตามมาตรฐานการวัด IAEA Technical reports series No.457 Dosimetry in diagnostic radiology: an

international code of practice⁽⁵⁾ ทำการวัดปริมาณรังสี $D(z)$ ด้วยหัววัด ในแต่ละตำแหน่งในแบบจำลอง PMMA ดังรูปที่ 2 ด้วยเทคนิคตามตารางที่ 1 สำหรับหัววัดชนิดนี้จะเก็บข้อมูลแบบ axial mode ตำแหน่งละ 3 ค่า เพื่อนำมาหาค่าเฉลี่ย และคำนวณหาค่าปริมาณรังสีรวมตลอดความยาวที่ตัด 100 มิลลิเมตร ($CTDI_{100}$) ซึ่งมีหน่วยมิลลิเกรย์ ของตำแหน่งกลางแบบจำลองและ ตำแหน่งรอบนอก (center and periphery) โดยที่ n คือจำนวนแถวของหัววัดรับภาพ T คือความหนาของหัววัดรับภาพ จากสมการ

$$CTDI_{100} = \frac{1}{nT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (1)$$

จากนั้น นำค่า $CTDI_{100,center}$ และ $CTDI_{100,periphery}$ ที่ได้มาคำนวณหาค่า $CTDI_{weighted}$ ซึ่งเป็นค่าปริมาณรังสีที่มีการคิดค่าถ่วงน้ำหนักที่ตำแหน่งกึ่งกลางและรอบนอกของหุ่นจำลองดังสมการ

$$CTDI_{weighted} = \frac{1}{3} CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} CTDI_{100,periphery} \quad (2)$$

ค่า $CTDI_{weighted}$ ที่ได้นำมาคำนวณหาค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตร ($CTDI_{vol}$) ดังสมการ

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{weighted}}{pitch} \quad (3)$$

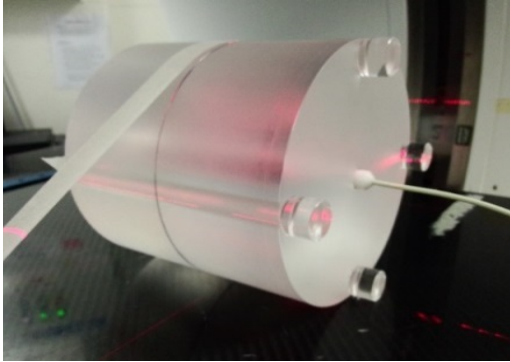
$$pitch = \frac{I}{nT} \quad (4)$$

โดยที่ Pitch คือค่าอัตราส่วนระหว่างระยะที่เปลี่ยนแปลงใน 1 รอบของการสแกน (I) กับความกว้างของลำรังสีที่ได้จากจำนวนหัววัดของ CT (n) และความหนาของหัววัด (T)

การวัดปริมาณรังสีหัววัดรังสีชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (Solid state detector)

ทำการต่อหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง ซึ่งเรียกว่า CT Dose Profiler probe, CTDP กับอุปกรณ์ multifunction x-ray meter (Black Piranha) แสดงดังในรูปที่ 3 ตามคู่มือการใช้หัววัด⁽⁶⁾ จัดหัววัด CTDP ไว้ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของแบบจำลอง ทำการเก็บข้อมูลตามเทคนิคในตารางที่ 1 สำหรับหัววัดชนิดนี้จะเก็บข้อมูลแบบ helical mode โดยก่อนทำการ

วัดให้ป้อนข้อมูลรุ่นของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และเทคนิคที่ใช้การเก็บข้อมูล อาทิเช่น ค่าความต่างศักย์ pitch ระยะที่ตัด เป็นต้น ใน Ocean software เพื่อคำนวณค่า $CTDI_{vol}$ ทำการวัดซ้ำอีกสองครั้งและหาค่าเฉลี่ย



รูปที่ 2 การวัด CTDI ในแบบจำลองด้วยหัววัดชนิดบรรจุด้วย ก๊าซที่ตำแหน่งกึ่งกลาง



รูปที่ 3 แสดงหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (CT Dose Profiler probe, CTDP) และอุปกรณ์ multifunction x-ray meter (Black Piranha)⁽⁶⁾

การวิเคราะห์ข้อมูล

นำข้อมูลค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ที่ได้จากหัววัดทั้งสองแบบมาทำการเปรียบเทียบกัน โดยการหาร้อยละความแตกต่าง พร้อมทั้งนำค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงบนหน้าจอ มาเปรียบเทียบกับค่า $CTDI_{vol}$ ที่วัดจากหัววัดทั้งสองชนิด โดยที่ค่าร้อยละของความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่อง และค่าที่วัดได้จากการวัดมาตรฐานด้วยหัววัดปริมาณรังสีชนิดบรรจุด้วยก๊าซที่ยอมรับได้ตาม IAEA human health series No.19 คือ \pm ร้อยละ 20⁽³⁾

ผลการศึกษา

ผลการทดลองที่ได้ แสดงดังตารางที่ 2 พบว่า ค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ที่ได้จากหัววัดรังสีชนิดบรรจุด้วยก๊าซ (IC) มีค่ามากกว่าที่วัดได้จากหัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (CTDP)

โดยในเทคนิคการตรวจสอบมีค่าความแตกต่างร้อยละ 10.20 ซึ่งมากกว่าการตรวจในเทคนิคของลำตัว ที่มีค่าเท่ากับร้อยละ 5.02 ส่วนค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงหน้าจอ มีค่ามากกว่า ค่าที่คำนวณได้จากการใช้ IC และ CTDP วัด ค่าร้อยละของความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่อง และค่าที่วัดได้จาก CTDP มีค่ามากกว่า IC โดยค่าร้อยละของความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่องและค่าที่วัดได้จาก IC มีค่าต่ำสุดอยู่ที่ร้อยละ 1.79 และค่าร้อยละของความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่องและค่าที่วัดได้จาก CTDP มีค่าสูงสุดอยู่ที่ร้อยละ 15.62

วิจารณ์และสรุป

จากการผลศึกษา เมื่อเปรียบเทียบค่า $CTDI_{vol}$ ระหว่างการใช้ IC และ CTDP พบว่า ค่า $CTDI_{vol}$ ที่ได้จาก CTDP มีค่าน้อยกว่า IC ในเทคนิคการตรวจสอบและช่องท้อง มีค่าร้อยละความแตกต่างเท่ากับ -10.20 และ -5.02 ตามลำดับ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Eric Grönlund⁽⁶⁾ ซึ่งกล่าวไว้ว่าค่าที่วัดได้จากการใช้ CTDP ในเทคนิค helical mode มีค่าประมาณร้อยละ 82 ของค่าที่ได้จากการใช้ IC ซึ่งสาเหตุนี้ อาจเกิดได้หลายประการ เช่น การใช้ CTDP จะทำการวัดเพียงตำแหน่งเดียวคือกึ่งกลางแฟนทอม จากนั้นซอฟต์แวร์จะทำการคำนวณค่าปริมาณรังสี $CTDI_{vol}$ ออกมา โดยอาจจะเกิดความคลาดเคลื่อนของการเลือกข้อมูลเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ อีกทั้งความสัมพันธ์ของเวลาที่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทำการสแกนและเวลาที่หัววัดทำการเก็บข้อมูลรังสี ก็ส่งผลต่อปริมาณรังสีที่คำนวณได้

โดยในส่วน of ค่า $CTDI_{vol}$ ที่แสดงหน้าจอจะมีค่ามากกว่า ค่าที่คำนวณได้จากการใช้ IC และ CTDP วัด ซึ่งค่าจาก CTDP มีค่าร้อยละความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่องและค่าที่วัดได้ที่มีมากกว่า แต่ก็ยังไม่เกินค่าที่ยอมรับได้ตาม IAEA human health series No.19 คือ \pm ร้อยละ 20 ผลการศึกษา ยังพบว่า ค่าร้อยละความแตกต่างของค่าที่แสดงบนหน้าจอเครื่องและค่าที่วัดได้ทั้งสองหัววัด ในเทคนิคการตรวจสอบ มีค่าน้อยกว่าเทคนิคการตรวจสอบช่องท้อง

ในแง่ของการใช้ค่า $CTDI_{vol}$ เพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ได้รับในแต่ละเทคนิคการตรวจ การที่ค่าแสดงบนหน้าจอเครื่องมีค่ามากกว่าค่าที่วัดได้นั้น มีความปลอดภัยสำหรับการตรวจผู้ป่วยมากกว่า กรณีที่ค่าแสดงบนหน้าจอเครื่องมีค่าน้อยกว่าค่าที่วัดได้ เนื่องจากถ้าค่าแสดงบนหน้าจอเครื่องมีค่าน้อยกว่า นั่นแสดงว่าในความเป็นจริงปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยจะได้รับจากการตรวจนั้นสูงกว่า ดังนั้น การตรวจสอบความถูกต้องของ

ค่าปริมาณรังสีที่แสดงเป็นหน้าจอเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จึงเป็นสิ่งที่ควรทำก่อนจะนำค่าดังกล่าวไปใช้งานต่อไป

จากผลการศึกษา สรุปได้ว่าค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบปริมาตรที่แสดงบนหน้าจอของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษารุ่น Optima 580 หน่วยรังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลรามธิบดี มีค่ามากกว่าการวัดด้วยหัววัดทั้งสองชนิด และมีความถูกต้องอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้

โดยค่าปริมาณรังสีที่วัดได้โดยใช้หัววัดชนิดตัวกลางที่เป็นของแข็ง (CTDP) จะวัดค่าปริมาณรังสีได้น้อยกว่าหัววัดรังสีชนิดบรรจุด้วยก๊าซ (IC) ซึ่งความคลาดเคลื่อนนั้นอาจจะเกิดจากสาเหตุที่ได้กล่าวมาแล้ว ดังนั้นการนำไปใช้งานต่อไปจึงต้องทำการศึกษาเพื่อลดความคลาดเคลื่อนที่จะเกิดขึ้น

ตารางที่ 1 แสดงเทคนิคการเก็บข้อมูล

Dosimeter	Scan mode	Procedure	Tube voltage (kV)	Tube current (mA)	Tube rotation time (s)	Pitch (For helical)	FOV
IC	Axial	Brain	120	230	1	(NT=10)	SFOV
		Abdomen	120	250	1	(NT=10)	LFOV
Solid state detector	Helical	Brain	120	230	1	0.562 (NT=10)	SFOV
		Abdomen	120	250	1	0.938 (NT=10)	LFOV

หมายเหตุ: N คือ จำนวนหัววัดของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, T คือ ความหนาของหัววัดแต่ละหัววัด หน่วย มิลลิเมตร, SFOV คือ small field of view และ LFOV คือ large field of view

ตารางที่ 2 แสดงค่า CTDI_{vol} และค่าร้อยละของความแตกต่าง

Protocol	CTDI _{vol} (mGy)			Difference (%)		
	Displayed	IC	CTDP	Displayed/IC	Displayed/CTDP	CTDP/IC
Brain	69.47	68.25	61.29	1.79	13.35	-10.20
Abdomen	23.83	21.70	20.61	9.82	15.62	-5.02

เอกสารอ้างอิง

1. American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No.96 The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. College Park: AAPM; 2008.
2. CIRS CT Dose Phantom. Chesterland: LACO, Inc; [updated 2017; cited 2017 May 15]. Available from: <http://www.lacoonline.com/cgi-bin/lacoonline/00177.html>.
3. International Atomic Energy Agency (IAEA) human health series No.19 Quality assurance programme for computed tomography diagnostic and therapy applications. Austria: IAEA; 2012.
4. National Council on Radiation Protection and Measurements. NCRP Report No. 99 Quality Assurance for Diagnostic Imaging. USA: NCRP; 1998.
5. Technical reports series No.457 Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. Austria: International Atomic Energy Agency (IAEA); 2007.
6. CT Dose Profiler user's manual. Sweden: RTI ElectronicAB; 2015.
7. Grönlund E. Calibration & Clinical Measurements in Computed Tomography-An Evaluation of Different Dosimetric Methods: University of Gothamburk; 2013.



วารสารรังสีเทคนิค

The Thai Journal of Radiological Technology

การเปรียบเทียบการวัดค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยหัววัดสองชนิดของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองรักษา

Comparison of computed tomography dose index measuring by two detector types of computed tomography simulator

ประภา สดโคกรวด • เสาวนีย์ อัครวัฒินุญ • จิราภรณ์ ธนบดีบุญศิริ • พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร

Thai J Rad Tech 2018;43(1):64-68

วารสารรังสีเทคนิค

วารสารวิชาการของสมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กทม. 10700

PHILIPS
Philips (Thailand) Ltd.