



## Original Article

# ปัจจัยนอกเหนือจากพารามิเตอร์สแกนที่มีผลต่อค่าประมาณรังสีจำเพาะขนาดในการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทรวงอกและช่องท้องทั้งหมดที่ใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์ 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

ประไพพรรณ พิมพ์ศรี

กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์ จังหวัดเชียงราย 57000

Prapaipun Pimsorn

Department of Radiology, Chiangrai Prachanukroh Hospital, Chiang Rai, 57000, Thailand

\*ผู้รับผิดชอบบทความ: ประไพพรรณ พิมพ์ศรี | Corresponding author: Prapaipun Pimsorn (prapaipun72@gmail.com)

Received: 17 September 2021 | Revised: 24 December 2021 | Accepted: 1 March 2022

Thai J Rad Tech 2022;47(1):43-54

## บทคัดย่อ

**บทนำ:** เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT) เป็นการตรวจที่ใช้ปริมาณรังสีสูงเมื่อเทียบกับการตรวจทางรังสีวินิจฉัยชนิดอื่น นอกจากพารามิเตอร์ในการสแกนยังมีปัจจัยอื่นๆ ที่มีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ **วัตถุประสงค์:** เพื่อศึกษาปัจจัยนอกเหนือจากพารามิเตอร์ในการสแกนที่อาจมีผลต่อค่าประมาณรังสีจำเพาะขนาด (SSDE) **วิธีการศึกษา:** เป็นการศึกษาเชิงสังเกตแบบภาคตัดขวางโดยเก็บข้อมูลย้อนหลัง ในผู้ป่วยที่ตรวจ CT ทรวงอกและช่องท้องทั้งหมด โดยใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ ระหว่างกันยายน 2562–มิถุนายน 2563 ที่โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์ จำนวน 535 ราย แบ่งเป็น 5 กลุ่มตามขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางสมมูลน้ำ แต่ละกลุ่มแบ่งเป็น 2 กลุ่มย่อย โดยใช้ค่ามัธยฐานของ SSDE ของแต่ละกลุ่มในการแบ่งเป็นกลุ่ม SSDE เกิน และไม่เกินมัธยฐาน เปรียบเทียบปัจจัยที่ศึกษา ได้แก่ เพศ, อายุ, เส้นผ่านศูนย์กลางยังผล, การสแกนภาพถ่ายเพื่อใช้สำหรับการวางแผนการตรวจ (SPR), ตำแหน่งการวางแขนของผู้ป่วย, สิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และตำแหน่งของผู้ป่วยไม่ตรงศูนย์กลางของแกนทรี ระหว่างกลุ่ม SSDE เกิน กับไม่เกินมัธยฐาน **ผลการศึกษา:** เพศหญิง, อายุน้อยกว่า 60 ปี, เส้นผ่านศูนย์กลางยังผล, เพิ่มโอกาส SSDE เกินมัธยฐานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p\text{-value} < 0.05$ ) และสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ เพิ่มโอกาส SSDE เกินมัธยฐานที่ระดับนัยสำคัญแบบก้ำกึ่ง ( $p\text{-value} = 0.050$ ) ส่วนการวางแขนลงใน SPR แล้วเปลี่ยนยกแขนขึ้นในภาพตัดขวางโอกาส SSDE เกินมัธยฐานไม่ต่างกับการวางแขนลงใน SPR และภาพตัดขวาง แต่การวางแขนทั้ง 2 แบบนี้เพิ่มโอกาส SSDE เกินมัธยฐานอย่างมีนัยสำคัญเมื่อเทียบกับการยกแขนขึ้นทั้งใน SPR และภาพตัดขวาง ส่วนการสแกน SPR และตำแหน่งผู้ป่วยไม่ตรงศูนย์กลางของแกนทรีไม่มีความสัมพันธ์กับ SSDE เกินมัธยฐานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ **สรุป:** เพศหญิง, อายุน้อยกว่า 60 ปี, เส้นผ่านศูนย์กลางยังผล, สิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และการวางแขนลงใน SPR มีผลต่อ SSDE โดยเพิ่มโอกาสการได้รับ SSDE สูงเกินมัธยฐาน

**คำสำคัญ:** ค่าประมาณรังสีจำเพาะขนาด, ตำแหน่งการวางแขน, ตำแหน่งผู้ป่วยไม่ตรงศูนย์กลางของแกนทรี, ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ, เอกซเรย์คอมพิวเตอร์

## Abstract

**Background:** Computed tomography (CT) is a high radiation dose modality in diagnostic radiology. In addition to the scanning parameters, there are other factors affecting patient radiation dose. **Objective:** To study the factors in addition to scanning parameters that may affect size-specific dose estimates (SSDE). **Methods:** This study was a retrospective observational cross-sectional design in the patients who underwent Chest-Abdomen-Pelvis CT using automatic tube current modulation between September 2019 and June 2020 at Chiangrai prachanukroh hospital (CRH). Five hundred thirty-five patients were divided into 5 groups based on water-equivalent diameter ( $D_w$ ) and then patients in each group were divided into 2 subgroups: SSDE being greater than the median and SSDE not being greater than the median. A cut-off value was the median SSDE of each  $D_w$  group. The variables of interest (gender, age, effective diameter, scan projection radiography (SPR) view, arm position, presence of foreign bodies or medical devices and patient off-centering) were compared between the group with SSDE being greater than the median and the group with SSDE not being greater than the median. **Results:** Female, younger than 60 years old and effective diameter were associated with the significantly increased likelihood of SSDE being greater than the median ( $p$ -value<0.05). The presence of foreign bodies or medical devices were associated with the borderline significantly increased likelihood of SSDE being greater than the median ( $p$ -value=0.050). The likelihood of SSDE being greater than the median, in arm-down position on SPR and then repositioning to be arm up position on the axial images was not statistically significantly different from non-reposition (arm down position on both SPR and axial images), but both of these were statistically significantly associated with the higher likelihood compared with the arm up position on both SPR and axial images. The SPR view and patient off-centering were no statistically significant associations with the SSDE being greater than the median. **Conclusions:** Female, younger than 60 years-old, effective diameter, presence of the foreign body or medical devices and arm down position on the SPR had an effect on higher SSDE than the median.

**Keywords:** Arm position, Automatic tube current modulation, Computed tomography, Patient off-centering, Size-specific dose estimates

## บทนำ

เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed tomography; CT) เป็นการตรวจทางรังสีวินิจฉัยที่ได้รับความนิยมอย่างมากโดยมีปริมาณการใช้เพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องทั่วโลก<sup>[1]</sup> เนื่องจากการเป็น การตรวจที่สามารถให้ข้อมูลภาพสามมิติ นอกจากนี้ยังเป็นการตรวจที่รวดเร็วเมื่อเทียบกับการตรวจทางรังสีชนิดอื่น จากสถิติการให้บริการของโรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์พบว่า การตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีจำนวนเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่องทุกปี ในระยะเวลา 4 ปี มีจำนวนการตรวจเพิ่มขึ้นถึงร้อยละ 25 โดยปีงบประมาณ 2558, 2559, 2560, 2561 และ 2562 มีจำนวน 21,150; 23,394; 24,245; 25,174 และ 26,521 ราย ตามลำดับ

เอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นการตรวจที่ใช้ปริมาณรังสีสูงเมื่อเทียบกับการตรวจทางรังสีวินิจฉัยชนิดอื่นจึงทำให้เกิดความกังวล เนื่องจากความเสี่ยงของการเกิดมะเร็งจากรังสีเป็นตัวเหนี่ยวนำเพิ่มขึ้นตามปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ<sup>[2]</sup> ในปัจจุบันเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ส่วนใหญ่มีระบบควบคุมปริมาณกระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic tube current modulation;

ATCM) ซึ่งการตรวจ CT โดยใช้ระบบ ATCM เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะให้ปริมาณรังสีตามพารามิเตอร์ในการสแกนที่ตั้งค่าไว้ โดยระบบ ATCM จะปรับปริมาณกระแสหลอดตามขนาดและการลดทอนรังสีของผู้ป่วย เพื่อให้ได้คุณภาพของภาพรังสีตามที่ผู้ใช้งานกำหนด<sup>[3]</sup> การใช้ระบบ ATCM อย่างเหมาะสมทำให้ปริมาณรังสีลดลงถึงร้อยละ 10-60<sup>[4]</sup> ในขณะที่ยังคงคุณภาพของภาพที่เพียงพอสำหรับการวินิจฉัย

ในการตรวจ CT เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะรายงานค่าปริมาณรังสีที่ใช้ในการตรวจ ได้แก่ ค่าดัชนีรังสีที่เชิงปริมาตร (Volume computed tomography dose index; CTDI<sub>vol</sub>) และ Dose length product (DLP) ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการประเมินในหุ่นจำลองมาตรฐาน Polymethyl methacrylate (PMMA) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 16 หรือ 32 ซม. โดยไม่ได้คำนึงถึงขนาดของผู้ป่วย จึงเป็นค่าปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Output) เท่านั้น แต่ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจริงขึ้นอยู่กับทั้งปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และขนาดของผู้ป่วย<sup>[5]</sup>

สมาคมนักฟิสิกส์การแพทย์แห่งประเทศไทย (American association of physicists in medicine; AAPM) รายงานฉบับที่ 204 ได้แนะนำค่าประมาณรังสีจำเพาะขนาด (Size-specific dose estimates; SSDE) ซึ่งเป็นการประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับโดยพิจารณาทั้งปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และขนาดของผู้ป่วยร่วมด้วย จึงเป็นปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยแต่ละรายได้รับ โดยได้พัฒนาค่าแก้ไขขนาดของผู้ป่วย (Size-specific correction factor;  $f_{size}$ ) ที่สามารถใช้ร่วมกับ  $CTDI_{vol}$ <sup>[5]</sup> และเนื่องจากผู้ป่วยแต่ละรายมีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน หรือแม้แต่ส่วนต่างๆ ในร่างกายก็มีความหนาแน่นที่แตกต่างกัน ทำให้ปริมาณการลดทอนรังสีต่างกัน เช่น ส่วนบริเวณทรวงอกจะมีการลดทอนรังสีที่น้อยกว่าช่องท้อง เนื่องจากเป็นอวัยวะที่ส่วนใหญ่ประกอบด้วยอากาศ ดังนั้นปริมาณรังสีที่ทั้งสองอวัยวะนี้ได้รับจึงไม่เท่ากัน AAPM รายงานฉบับที่ 220 จึงได้พัฒนาตัวชี้วัดในการประเมินขนาดของผู้ป่วยที่พิจารณาการลดทอนปริมาณรังสีของผู้ป่วยร่วมด้วย คือเส้นผ่านศูนย์กลางสมมูลน้ำ (Water equivalent diameter;  $D_w$ ) โดยเสนอวิธีการคำนวณ SSDE ซึ่งหาได้จากผลคูณระหว่าง  $CTDI_{vol}$  และค่าแก้ไขขนาดผู้ป่วยโดยใช้  $D_w$  เป็นตัวชี้วัดขนาดผู้ป่วย ( $f_{Dw}$ )<sup>[6]</sup> ดังสมการที่ (1)

$$SSDE = f_{Dw} \times CTDI_{vol} \quad (1)$$

เนื่องจาก SSDE มีความสัมพันธ์กับ  $CTDI_{vol}$  และขนาดของผู้ป่วย ( $D_w$ ) ดังนั้นปัจจัยที่มีผลต่อ  $D_w$  และ/หรือ  $CTDI_{vol}$  ย่อมส่งผลถึง SSDE จากการศึกษาก่อนหน้านี้พบว่านอกจากพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนแล้วยังมีปัจจัยอื่นๆ ที่มีผลต่อปริมาณรังสีในการตรวจ CT ที่ใช้ระบบ ATCM เช่น การจัดตำแหน่งของผู้ป่วยไม่ตรงศูนย์กลางของแกนทรี (Patient off-centering)<sup>[7,8]</sup>, การสแกนภาพถ่ายเพื่อใช้สำหรับการวางแผนการตรวจ (Scan Projection Radiography; SPR)<sup>[9,10]</sup>, ตำแหน่งการวางแขนของผู้ป่วย<sup>[11,12]</sup> และสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ปรากฏขณะสแกน<sup>[12]</sup> แต่มีบางการศึกษาพบว่าตำแหน่งของผู้ป่วยไม่ตรงศูนย์กลางของแกนทรีไม่มีความสัมพันธ์กับการได้รับปริมาณรังสีสูง<sup>[12]</sup> นอกจากนี้ระบบ ATCM ยังมีลักษณะการทำงานที่จำเพาะแตกต่างกันไปในแต่ละรุ่นและบริษัทผู้ผลิต

สำหรับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของโรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์ พบว่าภาพรังสีของผู้ป่วยบางส่วนปรากฏสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และบางการตรวจเช่นการตรวจส่วนศีรษะหรือคอพร้อมกับส่วนทรวงอกและช่องท้อง มักสแกน SPR รวดเดียวคลุมส่วนศีรษะหรือคอจนถึงส่วนทรวงอกและช่องท้อง โดยให้ผู้ป่วยวางแขนลงขณะสแกน SPR แล้วจึงเปลี่ยนตำแหน่งการวางแขนโดยให้ผู้ป่วยยกแขนขึ้นขณะ

สแกนภาพตัดขวางในส่วนทรวงอกและช่องท้อง ซึ่งปัจจัยเหล่านี้อาจมีความสัมพันธ์กับการได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นของผู้ป่วย

เนื่องจาก SSDE เป็นการประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยแต่ละรายได้รับที่มีความถูกต้องมากกว่า  $CTDI_{vol}$  ดังนั้นการศึกษาถึงปัจจัยที่มีผลต่อ SSDE ในผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ระบบ ATCM สำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์ อาจนำมาสู่การปรับปรุงแนวทางในการตรวจที่ทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีที่ไม่จำเป็นน้อยลงตามหลักการ ALARA (As low as reasonably achievable)

การวิจัยครั้งนี้ จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาปัจจัยนอกเหนือจากพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนที่อาจมีผลต่อค่า SSDE ในการตรวจ CT ส่วนทรวงอกและช่องท้องทั้งหมด (Chest-Abdomen-Pelvis CT; CAP CT) ที่ใช้ระบบ ATCM ของโรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์

### วิธีดำเนินการศึกษา

การศึกษานี้เป็นการศึกษาเชิงสังเกตแบบภาคตัดขวางโดยเก็บข้อมูลย้อนหลัง (Retrospective observational cross-sectional study) และผ่านการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมวิจัยในมนุษย์ โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์ รหัสโครงการ EC CRH 026/63 In

### ผู้ป่วยที่ศึกษา

ผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจ CAP CT ที่กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลเชียงรายประชานุเคราะห์ ระหว่างเดือนกันยายน 2562 – มิถุนายน 2563 โดยมีเกณฑ์การคัดออก คือ อายุน้อยกว่าหรือเท่ากับ 15 ปี, ใช้พารามิเตอร์ในการสแกนต่างออกไป, SPR ไม่ครอบคลุมส่วนที่ตรวจ และข้อมูลไม่ครบถ้วน

### การจัดกลุ่มผู้ป่วย

จากการสืบค้นข้อมูล พบว่ายังไม่เคยมีการศึกษาที่แบ่งขนาดของผู้ป่วยโดยใช้  $D_w$  ที่เป็นมาตรฐาน แต่จากการศึกษาในประเทศสหรัฐอเมริกาเพื่อจัดทำระดับปริมาณรังสีอ้างอิงทางการวินิจฉัย (Diagnostic reference levels; DRLs) ได้แบ่งขนาดของผู้ป่วยตามการกระจายของ  $D_w$  โดยผู้ป่วยที่ศึกษามี  $D_w$  21 – 41 ซม. แบ่งผู้ป่วยออกเป็น 5 กลุ่ม ความกว้างกลุ่มละ 4 ซม. โดยไม่ได้คำนึงถึงสถิติ<sup>[13]</sup> แต่เนื่องจากการวิจัยนี้ผู้ป่วยมีขนาด  $D_w$  ที่เล็กกว่า (18.9 - 33.5 ซม.) และมีการแจกแจงแบบปกติโดยมีค่าเฉลี่ย (Mean) เท่ากับ 25.6 ซม. ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) เท่ากับ 2.5 ซม. ผู้วิจัยจึงได้แบ่งกลุ่มผู้ป่วยตามขนาด  $D_w$  โดยมีความกว้างช่วงละ 1 SD. โดยแบ่งผู้ป่วยเป็น 5 กลุ่ม ดังนี้

1.  $D_w$  น้อยกว่า Mean-1.5 SD
2.  $D_w$  ระหว่าง Mean-1.5 SD ถึง น้อยกว่า Mean-0.5 SD

3.  $D_w$  ระหว่าง Mean-0.5 SD ถึง Mean+0.5 SD
4.  $D_w$  มากกว่า Mean+0.5 SD ถึง Mean+1.5 SD
5.  $D_w$  มากกว่า Mean+1.5 SD

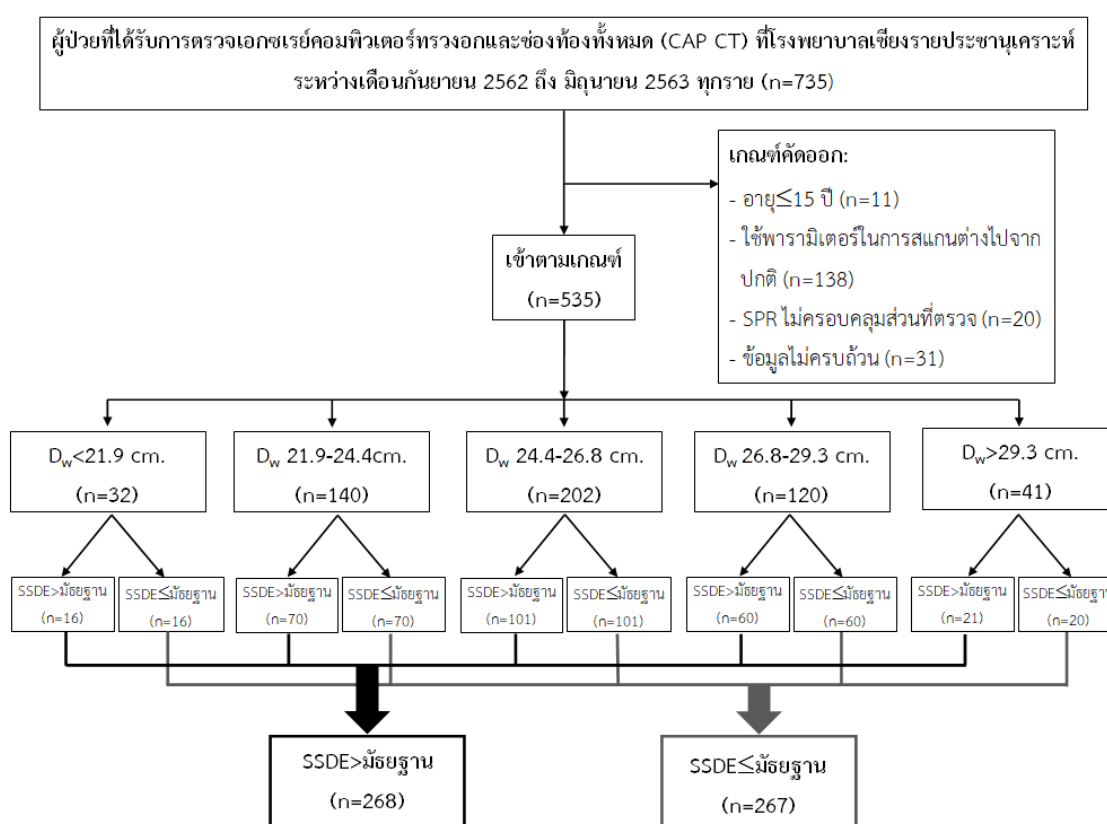
และในแต่ละกลุ่มแบ่งเป็น 2 กลุ่มย่อย โดยใช้ค่ามัธยฐานของ SSDE ในแต่ละกลุ่ม (ค่า Median dose ของแต่ละกลุ่ม  $D_w$  ซึ่งเป็นค่าที่ได้จากการสำรวจในช่วงเวลาที่ศึกษา) แบ่งเป็นกลุ่มที่ SSDE เกินมัธยฐาน และกลุ่มที่ SSDE ไม่เกินมัธยฐาน ดังแสดงในรูปที่ 1

### เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และโปรโตคอลในการตรวจ

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ Toshiba Aquilion Prime ซอฟต์แวร์เวอร์ชัน V8.20ER011 โดยศึกษาในภาพ Post

contrast ของ CAP CT ที่ใช้พารามิเตอร์ในการสแกนปกติในงานประจำ (ตารางที่ 1)

ตัวแปรที่ศึกษา ได้แก่ เพศ, อายุ (ปี), เส้นผ่านศูนย์กลางยังผล (Effective diameter;  $D_{eff}$ ) (ซม.), การสแกน SPR (SPR view), ตำแหน่งการวางแขนของผู้ป่วย, สิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์, ตำแหน่งของผู้ป่วยไม่ตรงศูนย์กลางของแกนทรี (Patient off-centering) ทั้งแนว Vertical (Vertical off-centering) และ Horizontal (Horizontal off-centering) หน่วยเป็น มม.



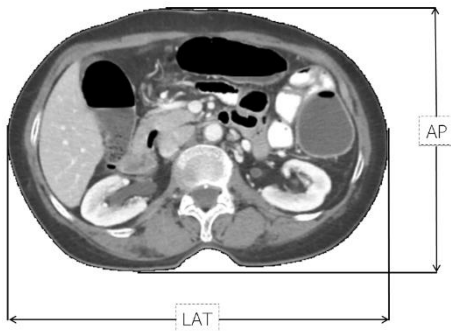
รูปที่ 1 Study flow diagram

### วิธีการติดตามข้อมูล

ผู้วิจัยทำการวัดและเก็บข้อมูลปัจจัยที่ศึกษาและปริมาณรังสีจากหน้าจอ Workstation ของระบบจัดเก็บและรับ-ส่งข้อมูลภาพทางการแพทย์ในรูปแบบดิจิทัล (Picture archiving and communication system; PACS) (Synapse®) โดยข้อมูลที่เก็บมีดังนี้

1. เพศ
2. อายุ
3.  $D_{eff}$ <sup>[5]</sup> หาได้โดยวัดความยาวด้านหน้า-หลัง (Anterior-posterior; AP) และความยาวด้านข้าง (Lateral; Lat) ของภาพตัดขวางที่ตำแหน่งตรงกลางของการสแกน (รูปที่ 2) โดยใช้ไม้บรรทัดอิเล็กทรอนิกส์ (Electronic measurement tools) และนำมาคำนวณ  $D_{eff}$  ดังสมการที่ (2)

$$D_{eff} = \sqrt{AP \times LAT} \quad (2)$$



รูปที่ 2 แสดงการวัดความยาวด้านหน้า-หลัง (AP) และด้านข้าง (Lat) บนภาพตัดขวาง

4. การสแกน SPR แบ่งเป็น สแกนสองภาพ (Dual scan) คือสแกน AP (Anteroposterior) และ Lateral หรือ สแกน AP ภาพเดียว

5. ตำแหน่งการวางแนวของผู้ป่วยใช้เครื่องมือวัดมุมอิเล็กทรอนิกส์ (Angle) วัดมุมระหว่างแนวกับลำตัวทั้งสองข้างทั้งในภาพ SPR และตอนสแกนภาพตัดขวางซึ่งวัดบนภาพ Coronal (Multiplanar reconstruction) โดยกำหนดถ้ามีแนวข้างใดข้างหนึ่งที่มีมุมระหว่างแนวกับลำตัวน้อยกว่า 90 องศา ให้เป็นการวางแนวลง<sup>[12]</sup> โดยแบ่งเป็น 4 แบบ ดังนี้

5.1 ยกแขนขึ้นใน SPR และภาพตัดขวาง ( $SPR_{up}$  Axial<sub>up</sub>)

5.2 ยกแขนขึ้นใน SPR แต่วางแขนลงในภาพตัดขวาง ( $SPR_{up}$  Axial<sub>down</sub>)

5.3 วางแขนลงใน SPR แต่ยกแขนขึ้นในภาพตัดขวาง ( $SPR_{down}$  Axial<sub>up</sub>)

5.4 วางแขนลงใน SPR และภาพตัดขวาง ( $SPR_{down}$  Axial<sub>down</sub>)

6. สิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์ทางการแพทย์ที่ปรากฏขณะสแกน (เช่น ท่อช่วยหายใจ, สกรู, อวัยวะเทียม, เครื่องกระตุ้นไฟฟ้าหัวใจ, กระเป๋าสเงิน เป็นต้น) กำหนดให้สิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ที่เป็นพลาสติกที่มีความหนาแน่นมากกว่า 1 ซม. หรือโลหะทุกขนาดเป็นการมีสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์<sup>[12]</sup>

7. ตำแหน่งของผู้ป่วยไม่ตรงศูนย์กลางของแกนทรี โดยวัดระยะห่างจากเส้นอ้างอิงศูนย์กลางของแกนทรี (Reference) ถึงจุดศูนย์กลางของภาพตัดขวาง (ภาพที่ตำแหน่งตรงกลางของการสแกน) ทั้งทางด้าน Vertical เป็น Vertical off-centering และด้าน Horizontal เป็น Horizontal off-centering

8.  $D_w$ <sup>[6]</sup> หาได้โดยการใช้เครื่องมือ Freehand ROI วัด ROI (Region of interest) ล้อมรอบภาพตัดขวางที่ ตำแหน่งตรง

กลางของการสแกน เพื่อหาพื้นที่และเลขซีที (CT number) เฉลี่ย นำมาคำนวณ  $D_w$  ดังสมการที่ (3)

$$D_w = 2 \sqrt{\left[ \frac{1}{1000} \overline{CT}_{ROI} + 1 \right] \frac{A_{ROI}}{\pi}} \quad (3)$$

เมื่อ  $\overline{CT}_{ROI}$  คือ ค่าเฉลี่ยของเลขซีทีใน ROI

$A_{ROI}$  คือ พื้นที่ของ ROI มีหน่วยเป็นตารางเซนติเมตร

9.  $CTDI_{vol}$  ซึ่งเป็นค่าเฉลี่ยตลอดการสแกน มีหน่วยเป็นมิลลิเกรย์ (Milligray; mGy) นำมาคำนวณ SSDE<sup>[5,6]</sup> ดังสมการที่ (1) โดย  $f_{Dw}$  สามารถคำนวณได้ดังสมการที่ (4)

$$f_{Dw} = 3.704369 \times e^{(-0.03671937 \times D_w)} \quad (4)$$

ตารางที่ 1 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกน

| พารามิเตอร์ในการสแกน                                                       | ค่าที่ใช้           |
|----------------------------------------------------------------------------|---------------------|
| Tube voltage                                                               | 120 kVp             |
| Filter type                                                                | large               |
| Convolution kernel                                                         | FC18                |
| Acquisition type                                                           | Spiral              |
| Revolution time                                                            | 0.5 วินาที          |
| Single collimation width                                                   | 0.5 มม.             |
| Total collimation width                                                    | 40 มม.              |
| Pitch                                                                      | 1.388               |
| ระบบ ATCM ( <sup>SURE</sup> Exposure 3D) ตั้งค่าใน SureIQ interface ดังนี้ |                     |
| Standard SD                                                                | 10.00               |
| SureIQ                                                                     | Body: Sharp         |
| Image thickness                                                            | 4.0 มม.             |
| Convolution kernel                                                         | FC19                |
| Reconstruction Process                                                     | AIDR3D eStd         |
| การปรับกระแสหลอด                                                           | 3D (XYZ modulation) |
| ค่ากระแสหลอดต่ำสุดและสูงสุด                                                | 50 – 500 mA         |

### การวิเคราะห์ข้อมูล

เปรียบเทียบค่า SSDE และ  $CTDI_{vol}$  ระหว่างกลุ่ม  $D_w$  และเปรียบเทียบค่า SSDE กับ  $CTDI_{vol}$  ในแต่ละกลุ่ม  $D_w$ , วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรที่ศึกษากับ SSDE, เปรียบเทียบตัวแปรที่ศึกษาระหว่างกลุ่ม SSDE เกินมาตรฐาน กับกลุ่ม SSDE ไม่เกินมาตรฐาน

### สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

- วิเคราะห์ข้อมูลโดยใช้โปรแกรมสำเร็จรูป
- ทดสอบการแจกแจงปกติด้วยสถิติ Shapiro-Wilk test
- ใช้สถิติพรรณนา ได้แก่ ความถี่, ร้อยละ, ค่าเฉลี่ย±ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน, มาตรฐาน (พิสัยควอไทล์)



- ใช้สถิติอนุมาน ได้แก่ Wilcoxon rank-sum test, Kruskal-Wallis test, Spearman's rank correlation coefficients, Partial correlation, Independent-samples t-test, Exact probability test และ Multivariable logistic regression กำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติที่  $p\text{-value} < 0.05$

## ผลการศึกษา

### ประชากรที่ศึกษา

ผู้ป่วยที่ศึกษาจำนวน 535 ราย เป็นเพศชายร้อยละ 49.0, อายุระหว่าง 16-88 ปี มีอายุฐานเท่ากับ 62 (53-67) ปี,  $D_w$  ระหว่าง 18.9-33.5 ซม. เฉลี่ย  $25.6 \pm 2.5$  ซม.,  $D_{eff}$  ระหว่าง 18.2-34.0 ซม. เฉลี่ย  $24.8 \pm 2.6$  ซม., SSDE มีค่าระหว่าง 6.3-17.4 mGy มีอายุฐานเท่ากับ 12.3 (10.1-14.0) mGy,  $CTDI_{vol}$  มีค่าระหว่าง 3.4-14.9 mGy มีอายุฐานเท่ากับ 8.4 (6.5-10.1) mGy และ DLP ระหว่าง 226.1-1124.7 mGy.cm มีค่ามีอายุฐานเท่ากับ 587.5 mGy.cm

### เส้นผ่านศูนย์กลางสมมูลน้ำและปริมาณรังสี

รูปที่ 3 แสดงแผนภาพกล่อง (Box plot) ของค่า SSDE และ  $CTDI_{vol}$  แยกตามกลุ่ม  $D_w$  ในแต่ละช่วง พบว่า SSDE และ  $CTDI_{vol}$  มีค่าเพิ่มขึ้นตามกลุ่ม  $D_w$  ที่มีขนาดเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p\text{-value} < 0.001$ ) และ SSDE มีค่ามากกว่า  $CTDI_{vol}$  ในทุกกลุ่ม  $D_w$  อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p\text{-value} < 0.001$ )

### ปัจจัยที่ศึกษาและค่าประมาณรังสีจำเพาะขนาด (SSDE)

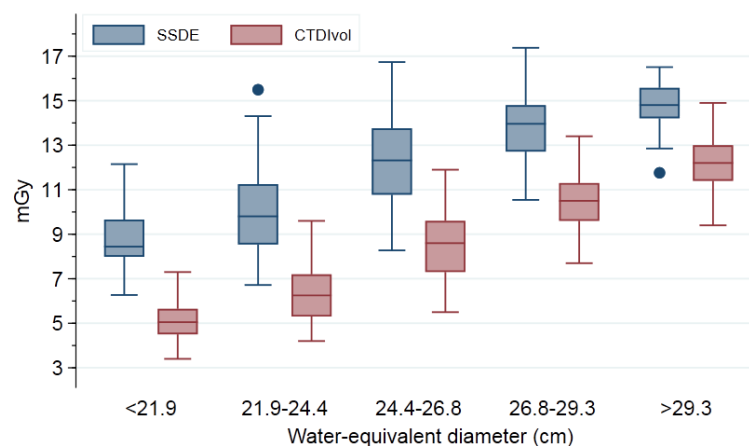
กราฟความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยที่ศึกษากับ SSDE (ภาพที่ 4)  $D_{eff}$  มีความสัมพันธ์ทางบวกกับ SSDE ในระดับสูง ( $r=0.81$   $p\text{-value} < 0.001$ ) (รูปที่ 4a) Vertical off-centering มีความสัมพันธ์ทางบวกกับ SSDE ( $r=0.22$   $p\text{-value} < 0.001$ ) (รูปที่ 4b) แต่เนื่องจาก Vertical off-centering มีความสัมพันธ์กับ  $D_{eff}$  ( $r=0.34$   $p\text{-value} < 0.001$ ) เมื่อใช้ Partial correlation เพื่อ

ขจัดอิทธิพลของ  $D_{eff}$  พบว่า Vertical off-centering มีความสัมพันธ์ทางลบกับ SSDE ( $r=-0.12$   $p\text{-value}=0.007$ ) ส่วน Horizontal off-centering ไม่มีความสัมพันธ์กับ SSDE ( $r=0.03$   $p\text{-value}=0.525$ ) (รูปที่ 4c)

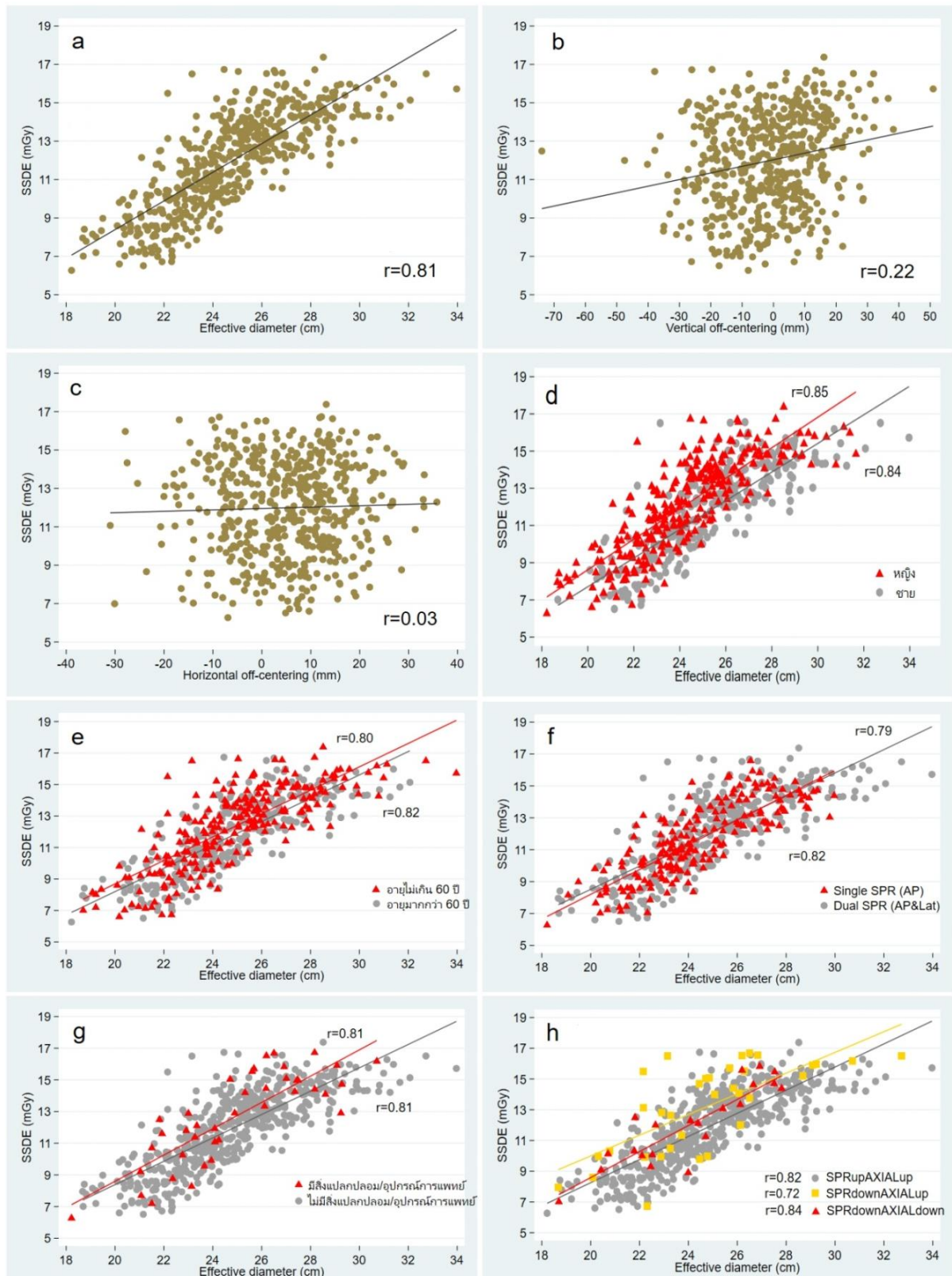
กราฟความสัมพันธ์ระหว่าง  $D_{eff}$  กับ SSDE แยกตามเพศ (รูปที่ 4d), อายุ (รูปที่ 4e), สิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ (รูปที่ 4g) และตำแหน่งการวางแนวของผู้ป่วย (รูปที่ 4h) จากกราฟพบว่า เพศหญิง, อายุน้อยกว่า 60 ปี, มีสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และการวางแนวลงใน SPR ไม่ว่าจะยกแขนขึ้นหรือวางลงในภาพตัดขวาง มีแนวโน้มมีค่า SSDE ตลอดช่วงของ  $D_{eff}$  สูงกว่า เพศชาย, อายุมากกว่า 60 ปี, ไม่มีสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และการยกแขนขึ้นทั้งใน SPR และภาพตัดขวาง ตามลำดับ ส่วนการสแกน SPR (ภาพที่ 4f) พบว่าการสแกน SPR แบบ Dual scan (AP และ Lateral) กับ สแกน AP ภาพเดียวมีแนวโน้มไม่แตกต่างกัน

### ปัจจัยที่ศึกษาระหว่างกลุ่ม SSDE เกินมีอายุฐาน และกลุ่ม SSDE ไม่เกินมีอายุฐาน

ผู้ป่วยที่ศึกษาจำนวน 535 ราย เป็นกลุ่ม SSDE เกินมีอายุฐาน 268 ราย และกลุ่มไม่เกินมีอายุฐาน 267 ราย เมื่อเปรียบเทียบกลุ่ม SSDE เกินมีอายุฐาน กับกลุ่ม SSDE ไม่เกินมีอายุฐาน พบว่าเพศ, อายุ,  $D_{eff}$  และตำแหน่งการวางแนวแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยกลุ่ม SSDE เกินมีอายุฐานเป็นเพศหญิง 66.8% มากกว่ากลุ่ม SSDE ไม่เกินมีอายุฐานประมาณ 2 เท่า, มีสัดส่วนเป็นผู้สูงอายุ (อายุ 60 ปีขึ้นไป) น้อยกว่ากลุ่ม SSDE ไม่เกินมีอายุฐาน,  $D_{eff}$  เฉลี่ยมากกว่ากลุ่ม SSDE ไม่เกินมีอายุฐานประมาณ 0.9 ซม. ส่วนสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์, การสแกน SPR, Vertical off-centering และ Horizontal off-centering ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (ตารางที่ 2)



รูปที่ 3 แผนภาพกล่อง (Box plot) ของค่า SSDE และ  $CTDI_{vol}$  แยกตามกลุ่มเส้นผ่านศูนย์กลางสมมูลน้ำ ( $D_w$ )



รูปที่ 4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง SSDE กับเส้นผ่านศูนย์กลางยังผล ( $D_{eff}$ ) (a), Vertical off-centering (b), Horizontal off-centering (c),  $D_{eff}$  แยกตามเพศ (d),  $D_{eff}$  แยกตามอายุ (e),  $D_{eff}$  แยกตามการสแกน SPR (f),  $D_{eff}$  แยกตามการปรากฏสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ (g) และ  $D_{eff}$  แยกตามตำแหน่งการวางแขนของผู้ป่วย (h) ตามลำดับ

ตารางที่ 2 การเปรียบเทียบปัจจัยที่ศึกษาระหว่างกลุ่ม SSDE เกินมาตรฐาน กับกลุ่ม SSDE ไม่เกินมาตรฐาน

| ปัจจัยที่ศึกษา                            | SSDE เกินมาตรฐาน<br>(n=268) |      | SSDE ไม่เกินมาตรฐาน<br>(n=267) |      | p-value |
|-------------------------------------------|-----------------------------|------|--------------------------------|------|---------|
|                                           | n                           | %    | n                              | %    |         |
| <b>เพศ</b>                                |                             |      |                                |      |         |
| หญิง                                      | 179                         | 66.8 | 94                             | 35.2 | <0.001  |
| ชาย                                       | 89                          | 33.2 | 173                            | 64.8 |         |
| <b>อายุ (ปี)</b>                          |                             |      |                                |      |         |
| 15 - 59                                   | 135                         | 50.4 | 101                            | 37.8 | 0.004   |
| 60                                        | 133                         | 49.6 | 166                            | 62.2 |         |
| Median (IQR)                              | 59.0 (50.5-66.5)            |      | 64.0 (55.0-68.0)               |      | 0.019   |
| <b>D<sub>eff</sub> (ซม.)</b>              |                             |      |                                |      |         |
| mean±SD                                   | 25.3±2.6                    |      | 24.4±2.6                       |      | <0.001  |
| <b>สิ่งแปลกปลอม/อุปกรณ์การแพทย์</b>       |                             |      |                                |      |         |
| มี                                        | 26                          | 9.7  | 14                             | 5.2  | 0.069   |
| ไม่มี                                     | 242                         | 90.3 | 253                            | 94.8 |         |
| <b>การสแกน SPR</b>                        |                             |      |                                |      |         |
| AP                                        | 89                          | 33.2 | 105                            | 39.3 | 0.151   |
| AP และ Lateral                            | 179                         | 66.8 | 162                            | 60.7 |         |
| <b>ตำแหน่งการวางแขน</b>                   |                             |      |                                |      |         |
| SPR <sub>up</sub> Axial <sub>up</sub>     | 227                         | 84.7 | 252                            | 94.4 | 0.001   |
| SPR <sub>up</sub> Axial <sub>down</sub>   | 0                           | 0.0  | 1                              | 0.4  |         |
| SPR <sub>down</sub> Axial <sub>up</sub>   | 26                          | 9.7  | 8                              | 3.0  |         |
| SPR <sub>down</sub> Axial <sub>down</sub> | 15                          | 5.6  | 6                              | 2.2  |         |
| <b>Vertical off-centering (มม.)</b>       |                             |      |                                |      |         |
| Median (IQR)                              | -0.2 (-12.8 - 10.7)         |      | -1.4 (-10.4 - 8.0)             |      | 0.704   |
| <b>Horizontal off-centering (มม.)</b>     |                             |      |                                |      |         |
| Median (IQR)                              | 6.0 (-3.0 - 12.4)           |      | 4.8 (-3.1 - 11.9)              |      | 0.496   |

วิเคราะห์ข้อมูลผู้ป่วยจำนวน 534 ราย ด้วย Multivariable logistic regression เนื่องจากผู้ป่วยที่มีตำแหน่งการยกแขนขึ้นใน SPR แต่วางแขนลงในภาพตัดขวางมีเพียง 1 ราย (ตารางที่ 2) จึงได้ตัดออกจาก การวิเคราะห์ จากการวิเคราะห์พบว่าเพศหญิง, อายุน้อยกว่า 60 ปี, D<sub>eff</sub> ทำให้โอกาสการได้รับ SSDE เกินมาตรฐานเพิ่มขึ้น อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และการมีสิ่งแปลกปลอมหรือ อุปกรณ์การแพทย์ทำให้โอกาสการได้รับ SSDE เกินมาตรฐาน เพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับกำลัง (p-value= 0.050) (ตารางที่ 3)

### อภิปรายผลการศึกษา

SSDE เป็นการประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับการ ตรวจ CT ที่มีความถูกต้องมากกว่า CTDI<sub>vol</sub> เนื่องจากค่า CTDI<sub>vol</sub> เป็นปริมาณรังสีที่ได้จากการประเมินในหุ่นจำลอง มาตรฐาน PMMA จึงเป็นปริมาณรังสีจากเครื่องเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์ (Output) เท่านั้น แต่ค่า SSDE ได้พิจารณาถึง ขนาดและการลดทอนปริมาณรังสีของผู้ป่วยร่วมด้วย จึงเป็น

ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยแต่ละรายได้รับจริง<sup>[5,6]</sup> จากการศึกษา นี้พบว่าค่า SSDE มีค่าสูงกว่า CTDI<sub>vol</sub> ในทุกกลุ่ม D<sub>w</sub> (รูปที่ 3) สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้<sup>[13,14]</sup> เนื่องจากการศึกษา นี้เป็นการศึกษา CAP CT ค่า CTDI<sub>vol</sub> ที่เครื่องเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์รายงานจะเป็นค่าที่ได้จากการประเมินใน หุ่นจำลอง PMMA ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 32 ซม. ดังนั้นค่า แก่ปัจจัยขนาดของผู้ป่วยในผู้ป่วยขนาดเล็กจะมีค่าสูงและ ลดลงตามขนาดผู้ป่วยที่เพิ่มขึ้นจนใกล้กับ 1 เมื่อผู้ป่วยมี ขนาดใกล้เคียงกับขนาดของหุ่นจำลอง PMMA 32 ซม. และ เมื่อผู้ป่วยมีขนาดมากกว่าหุ่นจำลอง PMMA 32 ซม. จะทำให้ ค่าแก่ปัจจัยขนาดของผู้ป่วยน้อยกว่า 1 จากรายงานของ AAPM ฉบับที่ 204 และ 220 ที่ค่าแก่ปัจจัยขนาดผู้ป่วย คำนวณได้ดังสมการที่ (4) ดังนั้นค่าแก่ปัจจัยจะมีค่ามากกว่า 1 ถ้า D<sub>w</sub> น้อยกว่า 35.7 ซม. จากการศึกษาผู้ป่วยทั้งหมด 535 ราย มี D<sub>w</sub> ระหว่าง 18.9-33.5 ซม. จึงเป็นผลทำให้ผู้ป่วย ทั้งหมดในการศึกษานี้มีค่า SSDE มากกว่า CTDI<sub>vol</sub> ดังนั้น การใช้ CTDI<sub>vol</sub> ในการประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจึงต่ำ กว่าความเป็นจริง



จากการศึกษาผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจ CAP CT ที่ใช้ระบบ ATCM โดยใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ Toshiba Aquilion Prime เวอร์ชันของซอฟต์แวร์ V8. 20ER011 พบว่าปัจจัยนอกเหนือจากพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกน ได้แก่ เพศ, อายุ,  $D_{eff}$ , และตำแหน่งการวางแขนของผู้ป่วย มีความสัมพันธ์กับการได้รับ SSDE เกินมาตรฐานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์มีความสัมพันธ์กับการได้รับ SSDE เกินมาตรฐานที่ระดับนัยสำคัญกำลัง ( $p$ -value=0.050, 95% Confidence interval=1.001-4.772)

จากรูปที่ 3 ทั้งค่า SSDE และ  $CTDI_{vol}$  มีค่าเพิ่มขึ้นตามกลุ่ม  $D_w$  ที่มีขนาดเพิ่มขึ้น เนื่องจากการทำงานของ SUREExposure 3D (ระบบ ATCM ของบริษัท Toshiba) ที่ปรับกระแสหลอดตามขนาดและการลดทอนรังสีของผู้ป่วยเพื่อรักษาคุณภาพของภาพ (น้อยส หรือ Standard deviation; SD) ตามที่ผู้ใช้งานตั้งค่าไว้<sup>[3]</sup> ดังนั้นผู้ป่วยที่มีขนาดใหญ่ระบบ ATCM จะให้ค่ากระแสหลอดที่สูงกว่าผู้ป่วยที่มีขนาดเล็ก ซึ่งทำให้  $CTDI_{vol}$  ในผู้ป่วยที่มีขนาดใหญ่มีค่าสูงกว่า และเนื่องจากค่า  $CTDI_{vol}$  ที่เพิ่มขึ้นจึงมีผลให้ SSDE เพิ่มขึ้นตาม แม้ว่า  $D_w$  ที่เพิ่มขึ้นจะทำให้ค่าแก้ปัจจัยขนาดของผู้ป่วยมีค่าน้อยลง สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้<sup>[15,16]</sup> ที่การใช้ระบบ ATCM ทำให้ทั้งค่า  $CTDI_{vol}$  และ SSDE มีค่าสูงขึ้นตามขนาดของผู้ป่วยที่เพิ่มขึ้น ซึ่งต่างจากการใช้เทคนิคกระแสหลอดคงที่ (Fixed mA) ที่  $CTDI_{vol}$  ของผู้ป่วยทุกขนาดจะเท่ากัน แต่ค่า SSDE จะมีค่าลดลงเมื่อขนาดของผู้ป่วยเพิ่มขึ้น

ในทางเดียวกันกับดังกล่าวข้างต้นรูปที่ 4a พบว่า SSDE เพิ่มขึ้นตามขนาด  $D_{eff}$  ที่เพิ่มขึ้น และ  $D_{eff}$  มีความสัมพันธ์กับการได้รับ SSDE สูงเกินมาตรฐาน

จากการศึกษาก่อนหน้านี้ได้แนะนำการตั้งค่าในระบบ ATCM สำหรับผู้ป่วยที่มีขนาดใหญ่หรืออ้วน ซึ่งมีความแตกต่างระหว่างเนื้อเยื่อ (Tissue contrast) สูง เนื่องจากมีไขมัน (Visceral fat) มาก จึงสามารถใช้ระดับคุณภาพของภาพที่มีน้อยสสูงกว่าผู้ป่วยตัวเล็กได้ ซึ่งจะสามารถลดปริมาณรังสีในผู้ป่วยกลุ่มนี้ได้โดยการตั้งค่าคุณภาพของภาพที่ต้องการให้มีระดับน้อยสสูงกว่าที่ใช้สำหรับผู้ป่วยตัวเล็ก<sup>[17]</sup> แต่อย่างไรก็ตามควรทำการศึกษาต่อไปเนื่องจากการศึกษานี้ไม่ได้ศึกษาถึงคุณภาพของภาพร่วมด้วย

เพศหญิงมีโอกาสได้รับ SSDE เกินมาตรฐานมากกว่าเพศชาย และจากกราฟ 4d พบว่าเพศหญิงมีแนวโน้มค่า SSDE สูงกว่าเพศชายตลอดช่วงของ  $D_{eff}$  เนื่องจากเพศหญิงมีส่วนของหน้าอกที่มีการลดทอนรังสีมากกว่า ระบบ ATCM จึงปรับกระแสหลอดมากกว่าเพศชาย<sup>[18]</sup> มีผลทำให้  $CTDI_{vol}$  เพิ่มขึ้น ส่งผลให้ค่า SSDE เพิ่มขึ้น ในทางเดียวกันผู้ป่วยที่อายุน้อย

กว่า 60 ปี มีแนวโน้มค่า SSDE สูงกว่าผู้สูงอายุ (อายุ 60 ปีขึ้นไป) ตลอดช่วงของ  $D_{eff}$  (รูปที่ 4e) และมีโอกาสที่ค่า SSDE เกินมาตรฐานมากกว่าผู้สูงอายุ

การมีสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และการวางแขนลงใน SPR มีความสัมพันธ์กับการได้รับ SSDE เกินมาตรฐาน และจากรูปที่ 4g และ 4h พบว่าการมีสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และการวางแขนลงใน SPR มีแนวโน้มค่า SSDE ตลอดช่วงของ  $D_{eff}$  สูงกว่าการไม่มีสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และการยกแขนขึ้นใน SPR ตามลำดับ เนื่องจากการปรับกระแสหลอดของระบบ ATCM จะใช้ข้อมูลขนาดและการลดทอนรังสีของผู้ป่วยจากภาพ SPR การมีสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และการวางแขนลงใน SPR ทำให้ข้อมูลขนาดและการลดทอนรังสีของผู้ป่วยเพิ่มขึ้น<sup>[11,12,18-21]</sup> ระบบ ATCM จึงปรับกระแสหลอดเพิ่มขึ้น มีผลทำให้ SSDE สูงขึ้น ดังนั้นวิธีการง่ายๆ ในการลด SSDE ที่ผู้ป่วยได้รับคือการนำสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ออกนอกบริเวณที่จะทำการตรวจ และให้ผู้ป่วยยกแขนขึ้นเหนือศีรษะก่อนการสแกนภาพ SPR<sup>[12]</sup>

การวางแขนลงใน SPR แม้ว่าจะเปลี่ยนตำแหน่งเป็นยกแขนขึ้นก่อนสแกนภาพตัดขวาง พบว่าโอกาสค่า SSDE เกินมาตรฐานไม่แตกต่างกับการวางแขนลงใน SPR และภาพตัดขวาง ซึ่งทั้งสองกรณีเพิ่มโอกาสการได้รับ SSDE สูงเกินมาตรฐานเมื่อเทียบกับการยกแขนขึ้นทั้งใน SPR และภาพตัดขวาง สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ศึกษาการตรวจ CT ส่วนทรวงอกในเด็ก พบว่าการวางแขนลงใน SPR มีผลต่อการได้รับ SSDE สูง แม้จะมีการเปลี่ยนตำแหน่งเป็นยกแขนขึ้นก่อนสแกนภาพตัดขวางก็ตาม<sup>[12]</sup> ดังนั้นหากสแกน SPR แล้วพบว่าผู้ป่วยวางแขนลง ควรทำการตรวจใหม่โดยยกแขนขึ้นขณะสแกน SPR และในการตรวจส่วนทรวงอกและช่องท้องพร้อมกับส่วนศีรษะหรือคอ ซึ่งมักจะทำการสแกน SPR รวดเดียวคลุมตั้งแต่ส่วนศีรษะหรือคอจนถึงช่องท้องโดยการวางแขนลง ควรเปลี่ยนเป็นการสแกน SPR แยกกัน<sup>[12]</sup> นอกจากนี้มีการศึกษาพบว่าในการตรวจ CT ส่วนคอโดยการยกแขนขึ้นใน SPR ไม่มีผลทำให้ค่า  $CTDI_{vol}$  เพิ่มขึ้น<sup>[18]</sup> หรือกรณีที่การตรวจส่วนคอหรือศีรษะ ไม่ได้ใช้ระบบ ATCM แต่ใช้เทคนิคกระแสหลอดคงที่ การสแกน SPR โดยยกแขนขึ้นอาจทำได้ ดังที่กล่าวมาข้างต้นควรทำการศึกษาต่อไป

ส่วนการสแกน SPR, Vertical off-centering, Horizontal off-centering ไม่มีความสัมพันธ์กับการได้รับ SSDE เกินมาตรฐานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตารางที่ 3 วิเคราะห์ปัจจัยที่มีผลต่อการได้รับ SSDE เกินมาตรฐาน โดยใช้สถิติ Multivariable logistic regression

| ปัจจัยที่ศึกษา                            | Adjusted odds ratio | 95% confidence interval | p-value |
|-------------------------------------------|---------------------|-------------------------|---------|
| <b>เพศ</b>                                |                     |                         |         |
| ชาย                                       |                     | Reference               |         |
| หญิง                                      | 6.256               | 4.084-9.584             | <0.001  |
| <b>อายุ</b>                               |                     |                         |         |
| อายุ < 60 ปี                              | 1.541               | 1.045-2.271             | 0.029   |
| อายุ 60 ปี                                |                     | Reference               |         |
| <b>D<sub>eff</sub> (ซม.)</b>              | 1.308               | 1.199-1.426             | <0.001  |
| <b>สิ่งแปลกปลอม/อุปกรณ์การแพทย์</b>       |                     |                         |         |
| มี                                        | 2.186               | 1.001-4.772             | 0.050   |
| ไม่มี                                     |                     | Reference               |         |
| <b>ตำแหน่งการวางแขน</b>                   |                     |                         |         |
| SPR <sub>up</sub> Axial <sub>up</sub>     |                     | Reference               |         |
| SPR <sub>up</sub> Axial <sub>down</sub>   |                     | (Empty)                 |         |
| SPR <sub>down</sub> Axial <sub>up</sub>   | 5.179               | 2.055-13.04             | <0.001  |
| SPR <sub>down</sub> Axial <sub>down</sub> | 4.551               | 1.480-13.992            | 0.008   |
| <b>Vertical off-centering (มม.)</b>       | 0.960               | 0.837-1.102             | 0.564   |

การสแกน SPR ไม่มีผลต่อการได้รับ SSDE สูง และจากกราฟ 4f พบว่ากราฟความสัมพันธ์ระหว่าง SSDE และ D<sub>eff</sub> ไม่แตกต่างกันระหว่างการสแกน SPR AP ภาพเดียว กับ Dual scan (AP และ Lateral) สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ศึกษา CT ทรวงอกในหุ่นจำลองพบว่า การสแกน SPR AP ภาพเดียวการปรับกระแสหลอดเหมือนกันมากกับการสแกน SPR แบบ Dual scan<sup>[22,23]</sup>

จากการศึกษานี้พบว่า Vertical off-centering มีความสัมพันธ์ทางลบกับ SSDE สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่พบว่า Vertical off-centering เพิ่มขึ้น (ผู้ป่วยเข้าใกล้หลอดเอกซเรย์มากขึ้น) มีผลทำให้ CTDI<sub>vol</sub> ลดลง<sup>[24]</sup> ซึ่งเป็นผลจาก Auto couch height position compensation ที่รวมอยู่ในระบบ ATCM (SUREExposure 3D) ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์ตรวจสอบความคลาดเคลื่อนอัตโนมัติระหว่างตำแหน่งของผู้ป่วยและศูนย์กลางของแกนทรีเพื่อประเมินการลดทอนรังสีโดยชดเชยความคลาดเคลื่อนนี้ เพื่อให้ระบบ ATCM สามารถปรับปริมาณกระแสหลอดได้ถูกต้อง<sup>[25]</sup> ซึ่งตรงข้ามกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่พบว่า Vertical off-centering เพิ่มขึ้น จะทำให้ภาพ SPR มีขนาดขยายใหญ่กว่าขนาดจริง ซึ่งมีผลทำให้ระบบ ATCM ปรับกระแสหลอดเพิ่มขึ้น<sup>[7,8]</sup> ดังนั้นค่า CTDI<sub>vol</sub> จึงเพิ่ม แต่อย่างไรก็ตาม การศึกษานี้พบว่า Vertical off-centering ไม่มีความสัมพันธ์กับการได้รับ SSDE เกินมาตรฐานอย่างมีนัยสำคัญ สอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ศึกษาการตรวจ CT ส่วนทรวงอกในเด็ก<sup>[12]</sup> อาจเนื่องมาจากในทางปฏิบัติจริงทางคลินิกพบ Vertical off-centering น้อยมากคือประมาณร้อยละ 50 มี

Vertical off-centering ไม่เกิน 1 ซม. และร้อยละ 82 มี Vertical off-centering ไม่เกิน 2 ซม. ร่วมกับผลของระบบ Auto couch height position compensation ซึ่งจากการศึกษาก่อนหน้านี้ที่ทำการศึกษาในหุ่นจำลองพบว่าเมื่อมี Vertical off-centering -4 ซม. (ห่างจากจุดศูนย์กลางไปทางด้าน Posterior) มีผลทำให้ CTDI<sub>vol</sub> เพิ่มขึ้นเพียงแค่อ้อยละ 2.8 หรือเมื่อ Vertical off-centering +4 ซม. (ห่างจากจุดศูนย์กลางมาทาง Anterior คือผู้ป่วยใกล้หลอดเอกซเรย์มากขึ้น) มีผลทำให้ CTDI<sub>vol</sub> ลดลงเพียงแค่อ้อยละ 5.7<sup>[24]</sup> แต่เจ้าหน้าที่ยังคงต้องระวังในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยให้ตรงศูนย์กลางของแกนทรี เนื่องจาก Vertical off-centering ยังคงมีผลต่อน้อยสของภาพ<sup>[26]</sup>

Horizontal off-centering ไม่มีความสัมพันธ์กับ SSDE เกินมาตรฐานอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และกราฟ 4c พบว่า Horizontal off-centering ไม่มีความสัมพันธ์กับ SSDE จากการศึกษาก่อนหน้านี้เชื่อว่าเนื่องจากมีเลเซอร์ช่วยในการจัดตำแหน่งผู้ป่วย และลักษณะของเตียงเอกซเรย์ที่โค้งและแคบ<sup>[7,20]</sup> นอกจากนี้ Toshiba ยังมีฟังก์ชันช่วยเลื่อนเตียงเอกซเรย์ในแนว Horizontal (Tech Assist Lateral Slide)<sup>[26]</sup> ในทางปฏิบัติทางคลินิกจึงทำให้จัดตำแหน่งผู้ป่วยในแนว Horizontal ค่อนข้างตรงศูนย์กลางของแกนทรี

การศึกษานี้มีข้อจำกัด ข้อแรกคือไม่ได้มีการพิจารณาถึงการลดทอนรังสีของทรวงอกที่อาจเพิ่มขึ้นจากการมีรอยโรค ซึ่งอาจมีผลต่อค่า SSDE นอกจากนี้ผู้ป่วยที่มีโรคของปอดที่รุนแรง มีโอกาสที่จะใช้อุปกรณ์การแพทย์ เช่น เครื่องช่วยหายใจ เพิ่มขึ้น ซึ่งอาจเพิ่มโอกาสเกิดการมีสิ่งแปลกปลอม

หรืออุปกรณ์การแพทย์ปรากฏในภาพ ข้อจำกัดที่สองคือการวัด  $D_w$  เป็นการคำนวณจากภาพตัดขวางที่ตำแหน่งตรงกลางการสแกนภาพเดียว ไม่ได้ทำการวัดขนาดเฉลี่ยตลอดช่วงการสแกน ข้อจำกัดที่สามคือสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์มีหลากหลายชนิด, ขนาด และความหนาแน่น แต่การศึกษานี้แบ่งเป็นแค่สองกลุ่ม คือ การมีหรือไม่มีสิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์เท่านั้น ข้อจำกัดสุดท้ายคือเป็นการศึกษาเฉพาะ CAP CT ดังนั้นควรทำการศึกษา CT ส่วนอื่นๆ เพิ่มเติม

## สรุปผลการศึกษา

จากการศึกษาปัจจัยนอกเหนือจากพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสแกนพบว่า เพศหญิง, ผู้ป่วยที่มีอายุน้อยกว่า 60 ปี,  $D_{eff}$ , สิ่งแปลกปลอมหรืออุปกรณ์การแพทย์ และการวางแขนลงในภาพ SPR ไม่ว่าจะยกแขนขึ้นหรือวางแขนลงในการสแกนภาพตัดขวาง มีผลต่อค่า SSDE โดยทำให้เพิ่มโอกาสการได้รับค่า SSDE สูงเกินมาตรฐาน (Median dose) ส่วนการสแกน SPR, Vertical off-centering, Horizontal off-centering ไม่มีผลในการปฏิบัติทางคลินิกต่อโอกาสการได้รับค่า SSDE สูงเกินมาตรฐาน

## กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบพระคุณ ศ.ดร.นพ.ชยันตร์ธร ปทุมานนท์ และ พญ.พัชรา เรืองวงศ์โรจน์ ที่ให้ความรู้ และคำแนะนำระเบียบการวิจัย และขอขอบคุณ ทนพญ.ภัคพรัง พิมพ์ศรี ที่ช่วยเหลือในการวิจัยนี้

## เอกสารอ้างอิง

- [1] International Atomic Energy Agency (IAEA). Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: a feasibility/demonstration study [Internet]. 2009 [cited 2019 Oct 2]. Available from: [https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te\\_1621\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/te_1621_web.pdf)
- [2] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography--an increasing source of radiation exposure. N Eng J Med. 2007;357(22):2277-84. doi: 10.1056/NEJMra072149. PMID: 18046031.
- [3] ศุภวิฑู สุขเพ็ญ. ระบบควบคุมปริมาณกระแสหลอดในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์: หลักการทำงานและปัจจัยที่มีผลต่อปริมาณรังสี. สงขลานครินทร์เวชสาร [อินเทอร์เน็ต]. 2558 [เข้าถึงเมื่อ 2563 มกราคม 23];33(4):[หน้า 197-206]. เข้าถึงได้จาก [https://medinfo.psu.ac.th/smj2/33\\_4\\_2015/5\\_supawitoo.pdf](https://medinfo.psu.ac.th/smj2/33_4_2015/5_supawitoo.pdf)
- [4] Kalender WA. Dose in x-ray computed tomography. Phys Med Biol. 2014;59(3):R129-50. doi: 10.1088/0031-9155/59/3/R129. PMID: 24434792.
- [5] American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examination: AAPM report no. 204 [Internet]. 2011 [cited 2018 Oct 30]. Available from: [https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\\_204.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_204.pdf)
- [6] American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT: AAPM report no. 220 [Internet]. 2014 [cited 2018 Oct 30]. Available from: [https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt\\_220.pdf](https://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_220.pdf)
- [7] Matsubara K, Koshida K, Ichikawa K, Suzuki M, Takata T, Yamamoto T, et al. Misoperation of CT automatic tube current modulation systems with inappropriate patient centering: phantom studies. AJR Am J Roentgenol. 2009;192(4):862-5. doi: 10.2214/AJR.08.1472. PMID: 19304687.
- [8] Kaasalainen T, Palmu K, Reijonen V, Kortelainen M. Effect of patient centering on patient dose and image noise in chest CT. AJR Am J Roentgenol. 2014;203(1):123-30. doi: 10.2214/AJR.13.12028. PMID: 24951205.
- [9] Singh S, Petrovic D, Jamnik E, Aran S, Pourjabbar S, Kave ML, et al. Effect of localizer radiograph on radiation dose associated with automatic exposure control: human cadaver and patient study. J Comput Assist Tomogr. 2014;38(2):293-8. doi: 10.1097/RCT.0000000000000035. PMID: 24632938.
- [10] Peng W, Li Z, Xia C, Guo Y, Zhang J, Zhang K, et al. A CONSORT-compliant prospective randomized controlled trial: radiation dose reducing in computed tomography using an additional lateral scout view combined with automatic tube current modulation: Phantom and patient study. Medicine (Baltimore). 2017;96(30):e7324. doi: 10.1097/MD.00000000000007324. PMID: 28746180.
- [11] Brink M, de Lange F, Oostveen LJ, Dekker HM, Kool DR, Deunk J, et al. Arm raising at exposure-controlled multidetector trauma CT of thoracoabdominal region: higher image quality, lower radiation dose. Radiology. 2008; 249(2):661-70. doi: 10.1148/radiol.2492080169. PMID: 18936319.
- [12] Ryu YJ, Choi YH, Cheon JE, Park JE, Kim WS, Kim IO. Effect of arm position, presence of medical devices, and off-centering during acquisition of scout image on automatic tube voltage selection and current modulation in pediatric chest CT. PLoS One. 2018;13(4): e0195807. doi: 10.1371/journal.pone.0195807. PMID: 29664918.
- [13] 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(1):120-33. doi: 10.1148/radiol.2017161911. PMID: 28221093.

- [14] Choudhary N, Rana BS, Shukla A, Oinam AS, Singh NP, Kumar S. Patients dose estimation in ct examinations using size specific dose estimates. *Radiat Prot Dosimetry*. 2019;184(2):256-62. doi: 10.1093/rpd/ncy207. PMID: 30496523.
- [15] Barreto I, Verma N, Quails N, Olguin C, Correa N, Mohammed TL. Patient size matters: Effect of tube current modulation on size-specific dose estimates (SSDE) and image quality in low-dose lung cancer screening CT. *J Appl Clin Med Phys*. 2020;21(4):87-94. doi: 10.1002/acm2.12857. PMID: 3225006
- [16] Anam C, Haryanto F, Widita R, Arif I, Dougherty G. A fully automated calculation of size-specific dose estimates (SSDE) in thoracic and head CT examinations. *J. Phys.: Conf. Ser.* 2016;694:012030. doi: 10.1088/1742-6596/694/1/012030.
- [17] Rizzo S, Kalra M, Schmidt B, Dalal T, Suess C, Flohr T, et al. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis. *AJR Am J Roentgenol*. 2006;186(3):673-9. doi: 10.2214/AJR.04.1513. PMID: 16498094.
- [18] Svahn TM, Peric L, Ast JC. Influence of different arm positions in the localizer radiograph(s) on patient dose during exposure-controlled CT examinations of the neck to pelvis. *Tomography* 2021;7(3):313-22. doi: 10.3390/tomography7030028.
- [19] Bayer J, Pache G, Strohm PC, Zwingmann J, Blanke P, Baumann T, et al. Influence of arm positioning on radiation dose for whole body computed tomography in trauma patients. *J Trauma*. 2011;70(4):900-5. doi: 10.1097/TA.0b013e3181edc80e.
- [20] Lambert JW, Kumar S, Chen JS, Wang ZJ, Gould RG, Yeh BM. Investigating the CT localizer radiograph: acquisition parameters, patient centering and their combined influence on radiation dose. *Br J Radiol*. 2015;88(1048):20140730. doi: 10.1259/bjr.20140730. PMID: 25608494.
- [21] Harri PA, Moreno CC, Nelson RC, Fani N, Small WC, Doung PA, et al. Variability of MDCT dose due to technologist performance: impact of posteroanterior versus anteroposterior localizer image and table height with use of automated tube current modulation. *AJR Am J Roentgenol*. 2014;203(2):377-86. doi: 10.2214/AJR.13.11608. PMID: 25055274.
- [22] Cluny L, Gillen R, MacDonald N. Optimisation of CT scan planar radiographs [Internet]. [Cited 2021 May 12]. Available from: <https://ctug.org.uk/meet17-10-19/Optimisation%20of%20CT%20Scan%20Planar%20Radiographs.pdf>
- [23] Svahn TM, Ast JC. Effective dose and effect of dose modulation for localizer radiographs using applied and alternative settings on toshiba/canon ct systems. *Radiat Prot Dosimetry*. 2021;195(3-4):198-204. doi: 10.1093/rpd/ncab030. PMID: 33851201.
- [24] Barreto I, Lamoureux R, Olguin C, Quails N, Correa N, Rill L, et al. Impact of patient centering in CT on organ dose and the effect of using a positioning compensation system: Evidence from OSLD measurements in postmortem subjects. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20(6):141-51. doi: 10.1002/acm2.12594. PMID: 31050136.
- [25] Zhang D, Ayala R. Auto couch height positioning compensation – making SUREExposure a smarter dose reduction tool. Tustin, CA: Toshiba American Medical System; 2014 [cite 2020 May 11]. Available from: <https://us.medical.canon/download/ct-aq-one-fam-wp-sureexposure>
- [26] Merzan D, Nowik P, Poludniowski G, Bujila R. Evaluating the impact of scan settings on automatic tube current modulation in CT using a novel phantom. *Br J Radiol*. 2017;90(1069):20160308. doi: 10.1259/bjr.20160308. PMID: 27845559.