

# ผลของบริเวณที่สนใจต่อการวัดสัญญาณรบกวนของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

## Effects of region of interest to noise measurement in computed tomographic image

■ ชันยวีร์ เพ็งแป้น\*    สุภาวิฑู สุขเพ็ญ    วริยา ยะสานติทิพย์    สุภลักษ์ณธ์ จังคศิริ    อักลีมา อินเดริส  
Thanyawee Pengpan\*    Supawitoo Sookpeng    Wariya Yasantitip    Supaluck Changkasiri    Arkleema Inderis

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อ.เมือง จ.พิษณุโลก  
Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok Province, Thailand

\* ผู้รับผิดชอบบทความ (Email: thanyawee@nu.ac.th)

\* Corresponding author (Email: thanyawee@nu.ac.th)

Received June 2016

Accepted as revised August 2016

### Abstract

**Background:** In digital medical image, there are several factors affecting image quality such as image noise, spatial resolution, sharpness and contrast. Image noise of computed tomographic (CT) image can be quantified from the standard deviation (SD) of CT number in region of interest (ROI) of the image of a uniformity object. Therefore, the determination of ROI might be affected to noise measurement.

**Objectives:** The purpose of this study is to evaluate the effects of ROI determination by varying size, location and number of ROIs to noise measurement in CT images.

**Materials and methods:** CTDI phantom (32 cm diameter) was scanned using 120 kVp 180 mAs. The slice thickness were 1, 2, 3, and 5 millimeters. ROIs were placed at 40, 80, and 120 mm from the center of field of view (FOV) using 125, 250, 500, 1,000, and 2,000 mm<sup>2</sup> with 1, 2, 4, 6, and 8 points each.

**Results:** It was shown that size and numbers of ROIs did not significantly ( $p < 0.05$ ) effect to image noise while the distance from the center of FOV and slice thickness significantly impact to the image noise ( $p > 0.05$ ).

*Bull Chiang Mai Assoc Med Sci 2016; 49(3): 312-322. Doi: 10.14456/jams.2016.37*

**Keywords:** Computed tomographic (CT) imaging, region of interest (ROI), noise, CT number

## บทคัดย่อ

**บทนำ:** ในภาพดิจิทัลทางการแพทย์ มีหลายปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพ เช่น สัญญาณรบกวนภาพ รายละเอียดของภาพ ความคมชัด และคอนทราสต์ สำหรับการวัดสัญญาณรบกวนภาพในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทำได้จากค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขชี้ที่ในบริเวณที่สนใจของภาพวัตถุที่มีความสม่ำเสมอ ดังนั้นการกำหนดบริเวณที่สนใจอาจส่งผลต่อการวัดสัญญาณรบกวนภาพด้วย

**วัตถุประสงค์:** เพื่อศึกษาผลของการเปลี่ยนแปลงตำแหน่ง ขนาด และจำนวนของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวนในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

**วัสดุและวิธีการศึกษา:** ถ่ายภาพหุ่นจำลองสำหรับวัดปริมาณรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (เส้นผ่านศูนย์กลาง 32 เซนติเมตร) และตั้งค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงสุด 120 กิโลโวลต์ ค่ากระแสหลอดทอเวลา 180 มิลลิแอมแปร์วินาที ความหนาของสไลซ์ เท่ากับ 1 2 3 และ 5 มิลลิเมตร โดยกำหนดตำแหน่งของบริเวณที่สนใจที่ระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร ด้วยขนาดบริเวณที่สนใจ 125 250 500 1,000 และ 2,000 ตารางมิลลิเมตร และจำนวน 1 2 4 6 และ 8 วง

**ผลการศึกษา:** ขนาดและจำนวนของบริเวณที่สนใจไม่มีผลต่อสัญญาณรบกวน ( $p < 0.05$ ) แต่ตำแหน่งของบริเวณที่สนใจและความหนาของสไลซ์มีผลต่อสัญญาณรบกวนอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p > 0.05$ )

วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่ 2559; 49(3): 312-322. Doi: 10.14456/jams.2016.37

**คำรหัส:** ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ บริเวณที่สนใจ สัญญาณรบกวน เลขชี้ที่

## บทนำ

ในภาพดิจิทัลทางการแพทย์ มีหลายปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพ เช่น สัญญาณรบกวนภาพ (Image noise) รายละเอียดของภาพ (spatial resolution) คอนทราสต์ (contrast resolution) ความเป็นเชิงเส้น (linearity) และความสม่ำเสมอ (uniformity)<sup>1-3</sup> ภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เป็นภาพดิจิทัลด้วยเช่นกัน ดังนั้น ในการวิเคราะห์คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จึงต้องศึกษาปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพของภาพดังกล่าวด้วย

สัญญาณรบกวนภาพเป็นปัจจัยหนึ่งที่ใช้แสดงถึงคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ หากสัญญาณรบกวนภาพสูงจะส่งผลให้ความสามารถในการแยกแยะเนื้อเยื่อที่มีความหนาแน่นต่างกันน้อย (low contrast detectability) ลดลง<sup>4</sup> การวัดสัญญาณรบกวนภาพทำได้โดยกำหนดบริเวณที่สนใจ (region of interest: ROI) บนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เพื่อหาค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (standard deviation: SD) ของเลขชี้ที่ในบริเวณที่สนใจ ตามสมการที่ 1

ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขชี้ที่ภายในบริเวณที่สนใจคำนวณได้จากสมการ

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{N-1}} \dots \dots \dots (1)$$

เมื่อ  $x_i$  คือ เลขชี้ที่ของ  $i$  พิกเซล  
 $\bar{x}$  คือ เลขชี้ที่เฉลี่ยภายในบริเวณที่สนใจ  
 $N$  คือ จำนวนพิกเซลทั้งหมดภายในบริเวณที่สนใจ

สัญญาณรบกวนภาพในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ขึ้นกับหลายปัจจัย เช่น จำนวนของโฟตอนที่ตกกระทบอุปกรณ์นับวัดรังสี ขนาดของพิกเซล ความหนาของภาพ อัลกอริทึมที่ใช้ในการสร้างภาพ สัญญาณรบกวนจากอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ปริมาณรังสีกระเจิง และขนาดและรูปร่างของวัตถุ<sup>4-6</sup>

การวัดสัญญาณรบกวนภาพในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ควรวัดในตำแหน่งที่มีความสม่ำเสมอ จึงนิยมใช้หุ่นจำลองที่มีเนื้อเดียวในการวัดสัญญาณรบกวน<sup>4,7</sup> เช่น หุ่นจำลองน้ำ และ หุ่นจำลองสำหรับการวัดปริมาณรังสี โดยมีคำแนะนำเรื่องการกำหนดขนาดของบริเวณที่สนใจหลายขนาด เช่น Imaging Performance Assessment of CT Scanners

(ImPACT) แนะนำให้ใช้บริเวณที่สนใจที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 25 มิลลิเมตร หรือมีพื้นที่ 500 ตารางมิลลิเมตร<sup>9</sup> American College of Radiology (ACR) แนะนำให้กำหนดขนาดของบริเวณที่สนใจประมาณ 100 ตารางมิลลิเมตร<sup>9</sup> นอกจากนี้ หลายงานวิจัยมีการกำหนดบริเวณที่สนใจหลายขนาด โดยอยู่ในช่วงมากกว่า 0 ถึง 13,000 ตารางมิลลิเมตร<sup>10-13</sup>

งานวิจัยนี้จึงสนใจศึกษาผลของขนาด ตำแหน่ง และจำนวนของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวนภาพในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยการกำหนดขนาด ตำแหน่ง และจำนวนของบริเวณที่สนใจต่างกัน ในการประเมินสัญญาณรบกวนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีความหนาของสไลซ์ต่างกัน

### วิธีการวิจัย

สร้างภาพหุ่นจำลองสำหรับวัดปริมาณรังสี ที่ทำมาจากอะคริลิกแข็ง ทรงกระบอก เส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 32 เซนติเมตร ยาว 15 เซนติเมตร ยี่ห้อ FLUKE® รุ่น 76-419-4150 (Fluke Electronics Corporation, Everett, WA, USA) ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ยี่ห้อ ฟิลิปส์ รุ่น Brilliance 16 สไลซ์ ที่มีขนาดอุปกรณ์วัดรับสัญญาณตามแนวแกน Z บริเวณตรงกลาง แกวละ 0.75 มิลลิเมตร จำนวน 16 แกว (16×0.75 มิลลิเมตร)

และบริเวณขอบด้านข้าง แกวละ 1.5 มิลลิเมตร จำนวน 8 แกว (8×1.5 มิลลิเมตร) โดยใช้ความต่างศักย์ไฟฟ้าสูงสุด 120 กิโลโวลต์ ค่ากระแสหลอดคูณเวลา 180 มิลลิแอมแปร์วินาที ทำการสแกนแบบเกลียว (helical scanning) และใช้การสร้างภาพแบบฟิลเตอร์แบ็กโปรเจกชัน ร่วมกับตัวกรอง ชนิด c (high pass filter) ขนาดเมทริกซ์ “512×512” พิกเซล ขอบเขตการมองเห็น (FOV) 350 มิลลิเมตร ค่าพิทซ์เท่ากับ 0.938 ตามโปรโตคอลมาตรฐานของเครื่อง และการตั้งค่าความหนาของสไลซ์ 1 2 3 และ 5 มิลลิเมตร ได้ภาพทั้งหมด 4 ชุด

นำภาพที่ได้มาวิเคราะห์ด้วยโปรแกรม ImageJ รุ่น 1.47 และกำหนดบริเวณที่สนใจขนาด 125 ตารางมิลลิเมตร โดยให้จุดศูนย์กลางของบริเวณที่สนใจวางในสุดอยู่ห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 มิลลิเมตร และวัดค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขชี้กำลัง จากนั้นเลื่อนตำแหน่งจุดศูนย์กลางของบริเวณที่สนใจ ไปทางด้านข้างเป็นระยะ 40 มิลลิเมตรจนถึงขอบของหุ่นจำลอง โดยเลื่อนตำแหน่งของบริเวณที่สนใจในแนวเส้นผ่านศูนย์กลางทั้งหมด 4 แกว แต่ละแกวต่างกัน 45 องศา จากนั้นเปลี่ยนขนาดของบริเวณที่สนใจเป็น 250 500 1,000 และ 2,000 ตารางมิลลิเมตร ตามลำดับ (Figure 1) และวัดค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน สถิติที่ใช้ในงานวิจัยนี้ คือ One Way ANOVA

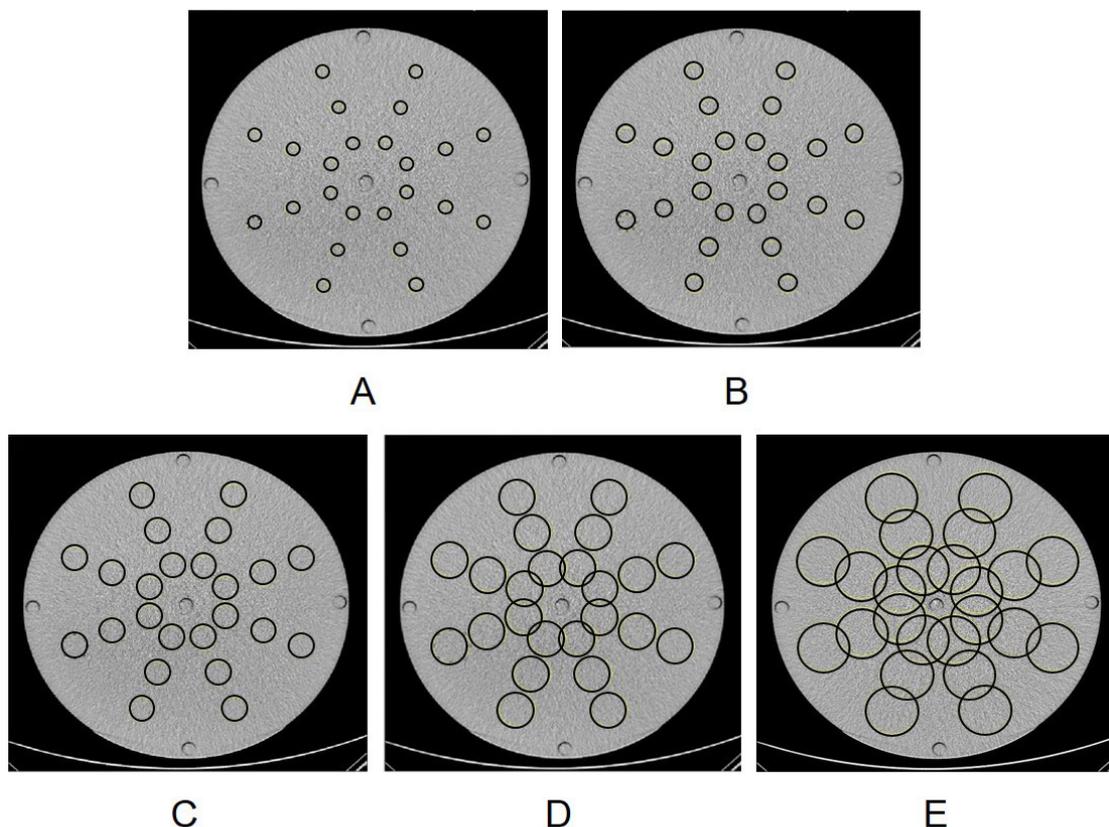


Figure 1 All ROIs for 125, 250, 500, 1,000, และ 2,000 mm<sup>2</sup> (A, B, C, D, and E, respectively).

## การวิเคราะห์ข้อมูล

หาค่าเฉลี่ยของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของแต่ละชุดข้อมูลที่ได้จากโปรแกรม ImageJ โดยที่ความหนาของสไลซ์ 1 มิลลิเมตร หาค่าเฉลี่ยของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของสไลซ์ที่ 8 ถึง 148 ความหนาของสไลซ์ 2 มิลลิเมตร หาค่าเฉลี่ยของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของสไลซ์ที่ 6 ถึง 74 ความหนาของสไลซ์ 3 มิลลิเมตร หาค่าเฉลี่ยของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของสไลซ์ที่ 4 ถึง 49 และความหนาของสไลซ์ 5 มิลลิเมตร หาค่าเฉลี่ยของค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของสไลซ์ที่ 3 ถึง 30 จากนั้นนำค่าเฉลี่ยส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานนี้มาศึกษาผลของ

การเปลี่ยนแปลงตำแหน่ง ขนาด และจำนวน รวมทั้งความหนาของสไลซ์ ดังนี้

1. ศึกษาการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวน

วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร โดยนำค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเฉลี่ยมาวิเคราะห์ตามแนวเส้นผ่านศูนย์กลาง ซึ่งจะได้ทั้งหมด 4 แนว (Figure 2) สำหรับทุกขนาดของบริเวณที่สนใจและทุกความหนาของสไลซ์

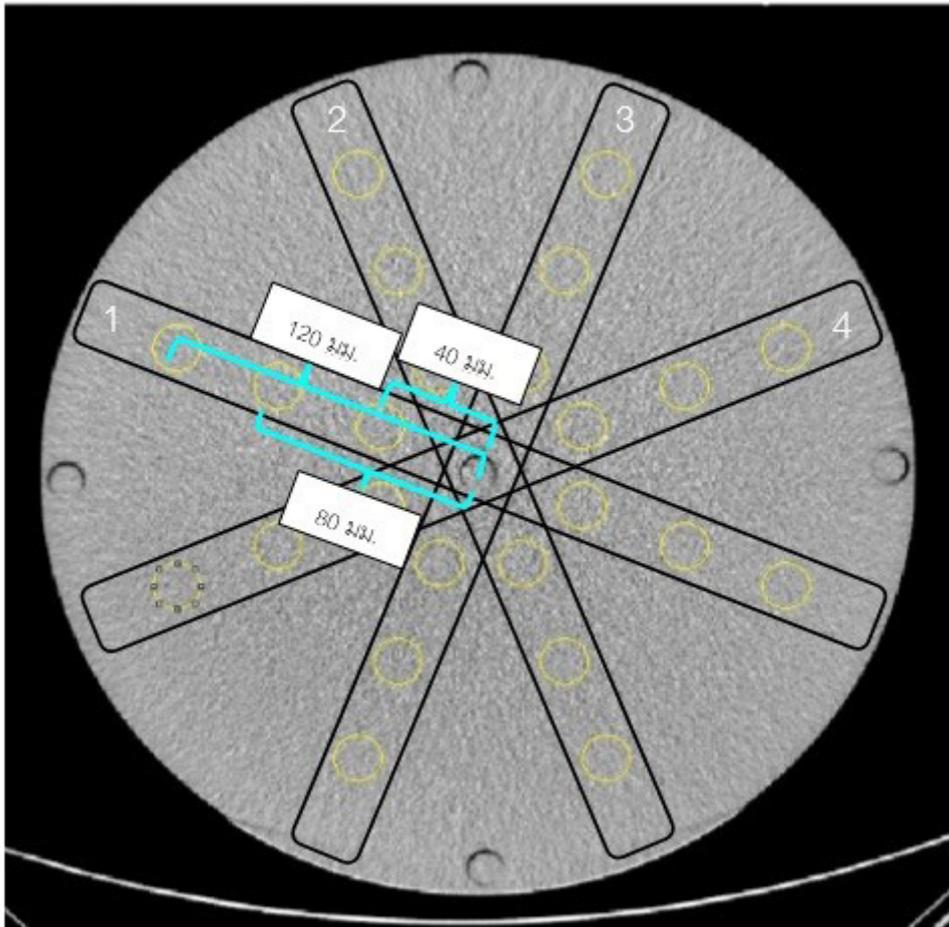


Figure 2 ROIs were placed at 40, 80, and 120 mm from center of Field of View (FOV).

2. ศึกษาการเปลี่ยนแปลงขนาดของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวน

วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับขนาดของบริเวณที่สนใจที่ระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร สำหรับทุกความหนาของสไลซ์

3. ศึกษาการเปลี่ยนแปลงจำนวนของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวน

วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับจำนวนของบริเวณที่สนใจ ที่ระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขต

การมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร เมื่อความหนาของสไลซ์ 5 มิลลิเมตร โดยกำหนดจำนวนของบริเวณที่สนใจเป็น 1 2 4 6 และ 8 วง ซึ่งเลือกค่าข้อมูลดังต่อไปนี้

- 3.1 จำนวน 1 วง นำค่าเฉลี่ยสูงสุดมาวิเคราะห์
- 3.2 จำนวน 2 วง นำค่าเฉลี่ยสูงสุดและต่ำสุดมาหาค่าเฉลี่ย
- 3.3 จำนวน 4 วง นำค่าเฉลี่ยสูงสุดสองลำดับแรกและค่าเฉลี่ยต่ำสุดสองลำดับสุดท้าย มาหาค่าเฉลี่ย
- 3.4 จำนวน 6 วง นำค่าเฉลี่ยสูงสุดสามลำดับแรกและค่าเฉลี่ยต่ำสุดสามลำดับสุดท้าย มาหาค่าเฉลี่ย
- 3.5 จำนวน 8 วง นำค่าเฉลี่ยของทุกวงมาหาค่าเฉลี่ย

4. ศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของสไลซ์ต่อสัญญาณรบกวน

วิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับความหนาของสไลซ์ขนาด 1 2 3 และ 5 มิลลิเมตร โดยแบ่งเป็น 3 ตำแหน่ง คือ ตำแหน่งบริเวณที่สนใจที่ระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร สำหรับทุกขนาดของบริเวณที่สนใจ

ผลการวิจัย

1. ผลของการศึกษาการเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวน

ผลของการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับตำแหน่งของบริเวณที่สนใจ เมื่อบริเวณที่สนใจมีขนาด 125 250 500 1,000 และ 2,000 ตารางมิลลิเมตร และความหนาของสไลซ์ 1 2 3 และ 5 มิลลิเมตร (Figure 3)

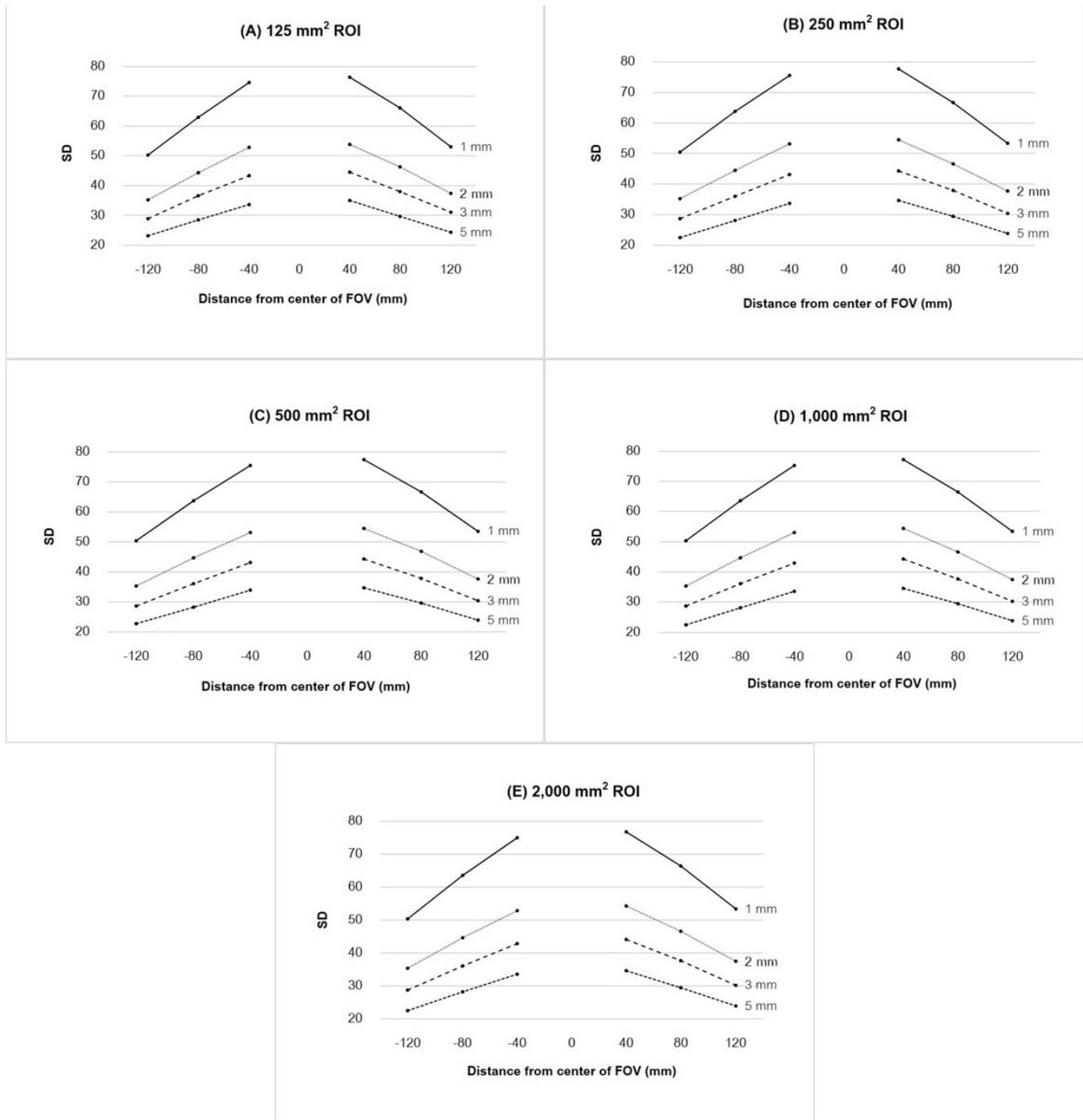


Figure 3 Relationship between average of standard deviation (SD) and distance from center of Field of View (FOV) for 125, 250, 500, 1,000 and 2,000 mm<sup>2</sup> ROIs (A, B, C, D, and E, respectively). (Negative distance (-40, -80, -120) is the ROIs located in the upper half of images and positive distance is the ROIs located in the lower half of images).

พบว่า ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 มิลลิเมตร มีค่าสูงกว่าระยะ 80 และ 120 มิลลิเมตร ตามลำดับ (Figure 3) เมื่อวิเคราะห์ทางสถิติแล้ว พบว่าค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ ) เมื่อเปรียบเทียบที่ระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็นเท่ากัน ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของบริเวณที่สนใจที่อยู่ครึ่งบนของภาพ (-40 -80 และ -120 มิลลิเมตร) มีค่าน้อยกว่าครึ่งล่างของภาพ (40 80 และ 120 มิลลิเมตร) และแนวโน้ม

ของความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับตำแหน่งของบริเวณที่สนใจมีลักษณะเหมือนกัน ในทุกขนาดของบริเวณที่สนใจและทุกความหนาของสไลซ์

## 2. ผลการศึกษาการเปลี่ยนแปลงขนาดของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวน

ผลของการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับขนาดของบริเวณที่สนใจ เมื่อความหนาของสไลซ์ 1 2 3 และ 5 มิลลิเมตร และระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร (Figure 4)

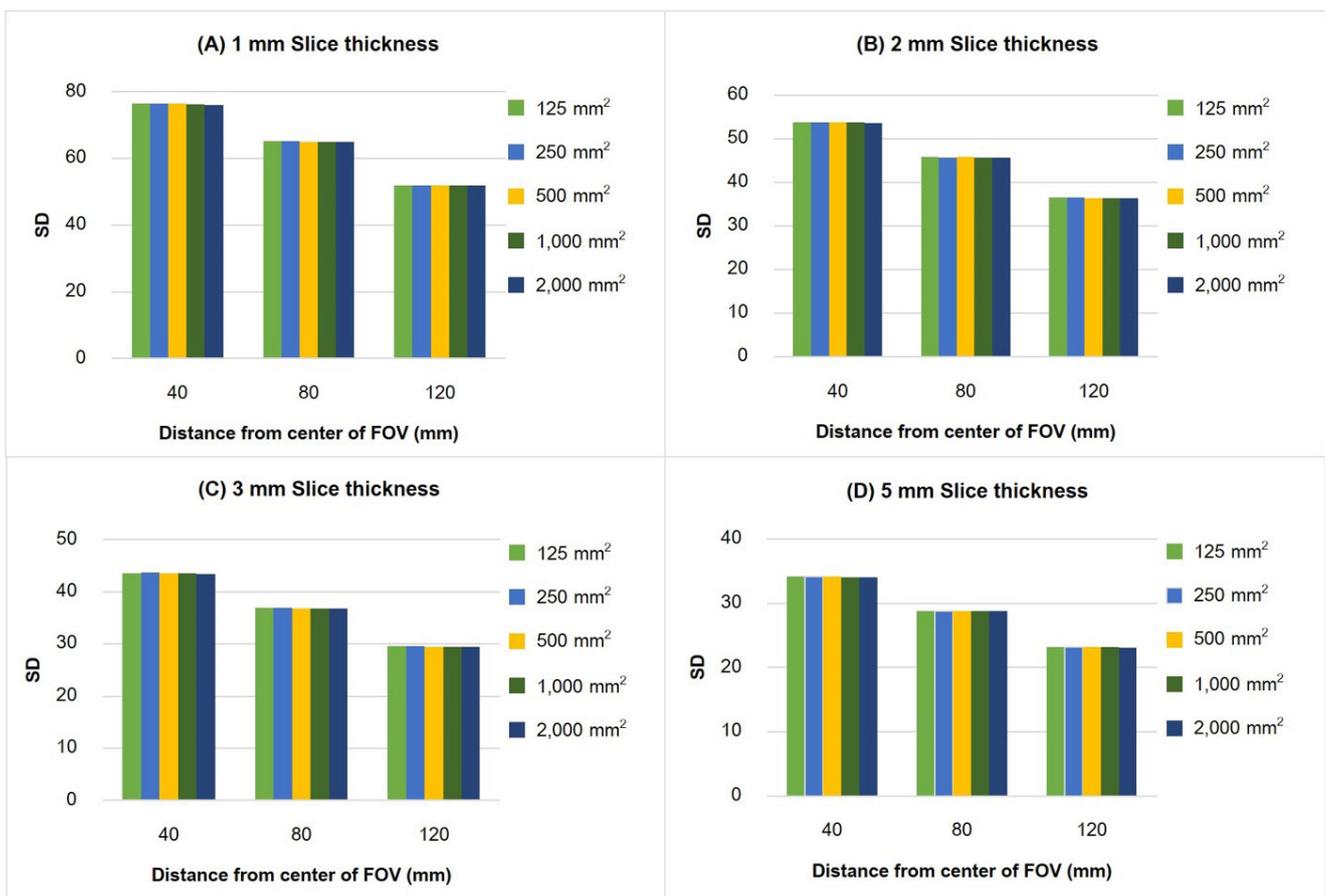
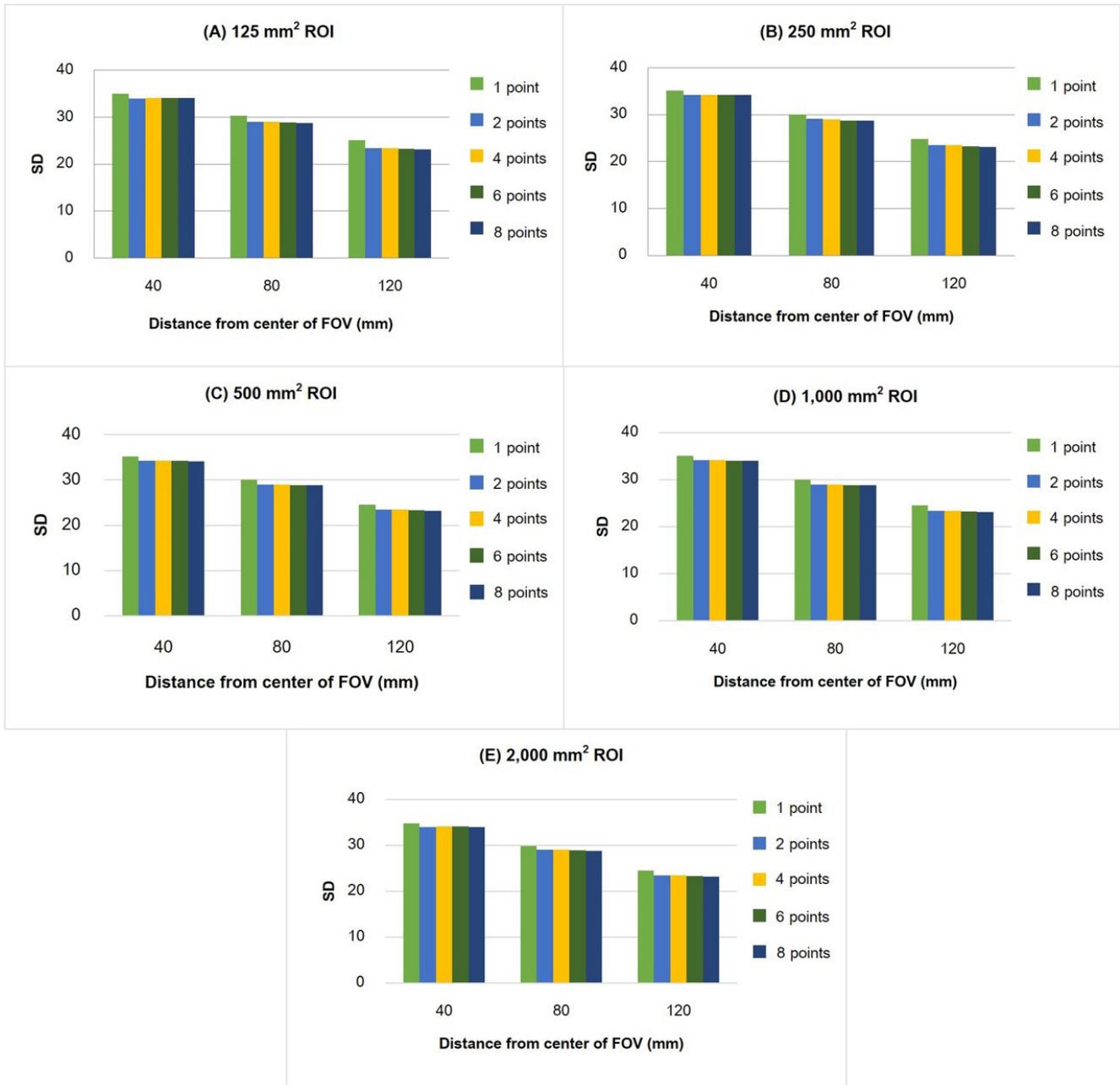


Figure 4 Relationship between average of standard deviation (SD) and size of ROI for 1, 2, 3 and 5 mm slice thickness (A, B, C, and D, respectively).

พบว่า ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของบริเวณที่สนใจขนาด 125 250 500 1,000 และ 2,000 ตารางมิลลิเมตร มีค่าใกล้เคียงกัน (Figure 4) เมื่อระยะห่างจากจุดศูนย์กลางของขอบเขตการมองเห็นและความหนาของสไลซ์เท่ากัน และเมื่อวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่าค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของบริเวณที่สนใจขนาด 125 250 500 1,000 และ 2,000 ตารางมิลลิเมตร ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p>0.05$ )

### 3. ผลการศึกษาการเปลี่ยนแปลงจำนวนของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวน

ผลการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับจำนวนของบริเวณที่สนใจเมื่อความหนาของสไลซ์ 5 มิลลิเมตร และระยะห่างจากจุดศูนย์กลางของขอบเขตการมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร (Figure 5)

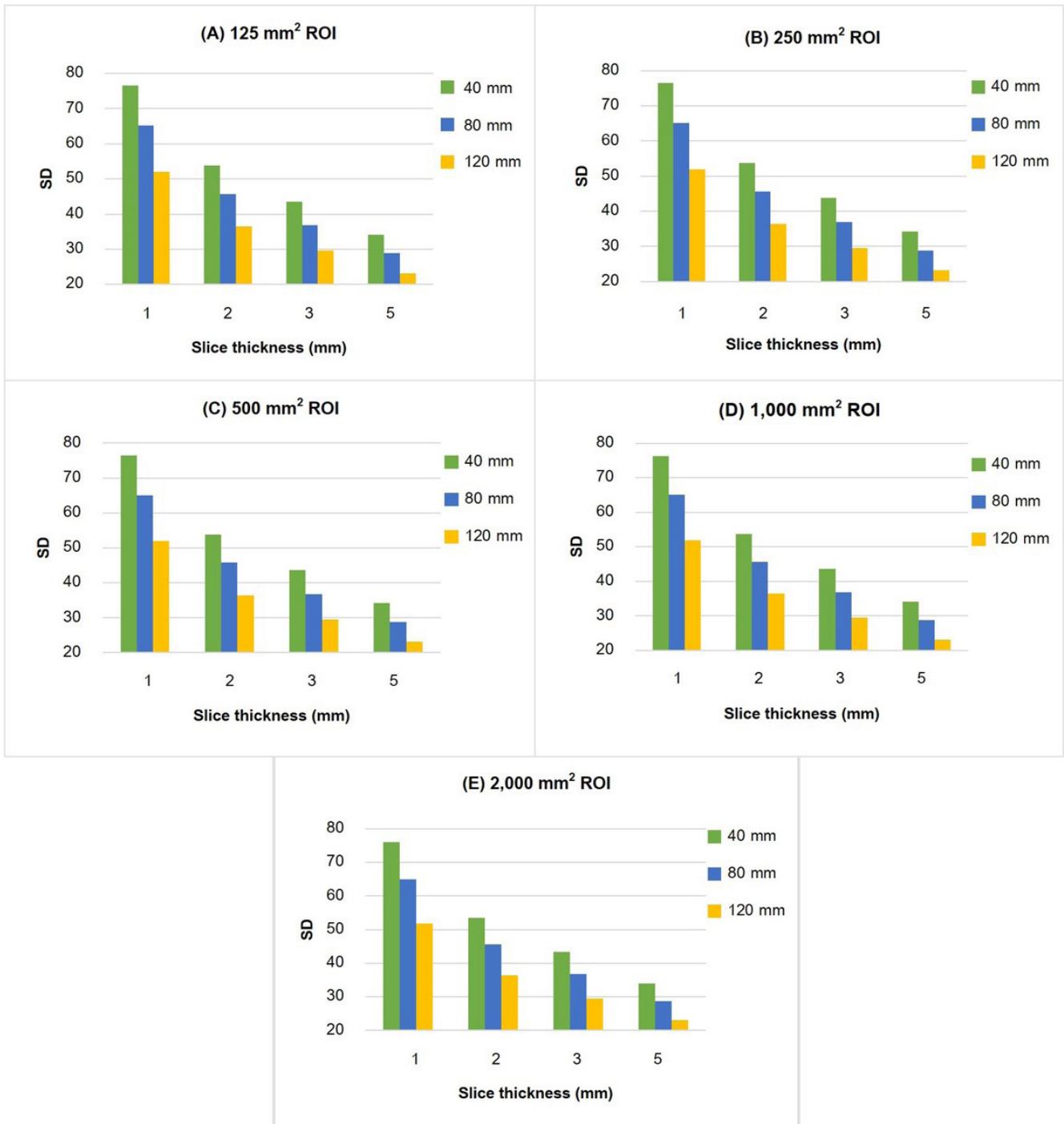


**Figure 5** Relationship between average of standard deviation (SD) and number of ROIs for 125, 250, 500, 1,000 and 2,000 mm<sup>2</sup> ROI (A, B, C, D, and E, respectively) of ROI with 5 mm. slice thickness.

จาก Figure 5 พบว่า ที่ความหนาของสไลซ์ 5 มิลลิเมตร ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของบริเวณที่สนใจ จำนวน 1 2 4 6 และ 8 วง มีค่าใกล้เคียงกัน เมื่อระยะห่างจาก จุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็นเท่ากัน และเมื่อวิเคราะห์ทางสถิติ พบว่า ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของบริเวณที่สนใจ จำนวน 1 2 4 6 และ 8 วง ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ทางสถิติ ( $p>0.05$ )

#### 4. ผลของการศึกษาการเปลี่ยนแปลงความหนาของสไลซ์ ต่อสัญญาณรบกวน

ผลของการศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างค่าเฉลี่ยของ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานกับความหนาของสไลซ์ เมื่อบริเวณที่ สนใจขนาด 125 250 500 1,000 และ 2,000 ตารางมิลลิเมตร โดยมีระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น 40 80 และ 120 มิลลิเมตร (Figure 6)



**Figure 6** Relationship between average of standard deviation (SD) and slice thickness for 125, 250, 500, 1,000 and 2,000 mm<sup>2</sup> ROI (A, B, C, D, and E, respectively).

จาก Figure 6 พบว่า ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ที่ความหนาของสไลซ์ขนาด 1 มิลลิเมตร มีค่าสูงกว่าที่ความหนาของสไลซ์ขนาด 2 3 และ 5 มิลลิเมตรตามลำดับ ในทุกขนาดของบริเวณที่สนใจและทุกระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็น เมื่อวิเคราะห์ทางสถิติแล้ว พบว่าค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความหนาของสไลซ์ 1 2 3 และ 5 มิลลิเมตร มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

### อภิปรายผลการวิจัย

เนื่องจากสัญญาณรบกวนที่เกิดขึ้นในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ขึ้นกับจำนวนของรังสีเอกซ์ตกกระทบอุปกรณ์รับภาพ เพื่อลดความผิดพลาดของการวัดสัญญาณรบกวน จึงคัดข้อมูลในช่วงต้นและช่วงท้ายของภาพหุ่นจำลองออก เนื่องจากสัญญาณรบกวนที่วัดได้อาจเป็นผลมาจากอาจมีจำนวนของรังสีเอกซ์ตกกระทบอุปกรณ์รับภาพมากกว่าช่วงกลาง และเลือกใช้ระยะของข้อมูลเพื่อวิเคราะห์ผล 138 ถึง 141 มิลลิเมตร ตามแนวแกน Z ดังนี้ ความหนาของสไลซ์ 1 มิลลิเมตร ใช้ข้อมูลสไลซ์ที่ 8 ถึง 148 รวมเป็น 141 มิลลิเมตร ความหนาของสไลซ์ 2 มิลลิเมตร ใช้ข้อมูลสไลซ์ที่ 6 ถึง 74 รวมเป็น 138 มิลลิเมตร ความหนาของสไลซ์ 3 มิลลิเมตร ใช้ข้อมูลสไลซ์ที่ 4 ถึง 49 รวมเป็น 138 มิลลิเมตร และความหนาของสไลซ์ 5 มิลลิเมตร ใช้ข้อมูลสไลซ์ที่ 3 ถึง 30 รวมเป็น 140 มิลลิเมตร เมื่อเปรียบเทียบค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานแต่ละสไลซ์ในทุกความหนาของสไลซ์พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ( $p < 0.05$ )

ในการศึกษาค้นคว้าครั้งนี้ ได้เลือกขนาดของบริเวณที่สนใจคือ 125 250 500 1,000 และ 2,000 ตารางมิลลิเมตร ซึ่งมีขนาดอยู่ในช่วงที่องค์กรต่างๆ ได้แนะนำไว้ กล่าวคือ Radiological Society of North America (RSNA) Refresher Course 2000 แนะนำให้กำหนดบริเวณที่สนใจที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางมากกว่า 10 มิลลิเมตร หรือประมาณ 80 ตารางมิลลิเมตร Imaging Performance assessment of CT Scanners (ImPACT) แนะนำบริเวณที่สนใจขนาด 500 ตารางมิลลิเมตร American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report 32 แนะนำบริเวณที่สนใจขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 10% - 20% ของหุ่นจำลอง หรือประมาณ 800 ถึง 3,000 ตารางมิลลิเมตร และ International Electrotechnical Commission (IEC) แนะนำบริเวณที่สนใจขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางขนาด 40% ของหุ่นจำลอง หรือประมาณ 13,000 ตารางมิลลิเมตร<sup>8</sup>

จากผลศึกษาการเปลี่ยนแปลงตำแหน่ง ขนาด และจำนวนของบริเวณที่สนใจต่อสัญญาณรบกวน เมื่อเปลี่ยนแปลงความหนาของสไลซ์ พบว่าการกำหนดขนาดตั้งแต่ 125 ถึง 2,000 ตารางมิลลิเมตร จำนวนของบริเวณที่สนใจตั้งแต่ 1 ถึง 8 วง ไม่มีผลต่อการวัดสัญญาณ

รบกวนในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ แต่ความหนาของสไลซ์และตำแหน่งของบริเวณที่สนใจมีผลต่อการวัดสัญญาณรบกวนในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

จะเห็นได้ว่าเมื่อเปลี่ยนแปลงตำแหน่งของบริเวณที่สนใจ ที่ระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็นเป็นระยะ 40 80 และ 120 มิลลิเมตร พบว่าค่าสัญญาณรบกวนที่ระยะ 40 มิลลิเมตร มีค่าสูงกว่าระยะ 80 และ 120 มิลลิเมตรตามลำดับ และจะมีค่าใกล้เคียงกันในวงรัศมีเดียวกัน เนื่องจากเมื่อลำรังสีเอกซ์เรย์ผ่านหุ่นจำลองทรงกระบอกเนื้อเดียวที่บริเวณกึ่งกลางของหุ่นจำลองมีความหนาของวัสดุมากกว่าบริเวณขอบ จึงทำให้รังสีเอกซ์ตกกระทบอุปกรณ์นับวัดรังสีได้น้อยกว่า เรียกสิ่งแปลกปลอมบนภาพนี้ว่า Cupping artifact ดังนั้นบริเวณกึ่งกลางของหุ่นจำลองจะมีสัญญาณรบกวนมากกว่าบริเวณขอบของหุ่นจำลอง<sup>14</sup>

และเมื่อพิจารณาขอบเขตการมองเห็นเป็นครึ่งบนและครึ่งล่างของภาพ พบว่า บริเวณครึ่งล่างของภาพมีค่าสัญญาณรบกวนสูงกว่าครึ่งบนในทุกขนาดของบริเวณที่สนใจและทุกความหนาของสไลซ์ อาจเนื่องมาจากสิ่งแปลกปลอมที่เกิดบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากการกระเจิงของรังสีที่ตกกระทบเตียง<sup>15</sup>

เมื่อเปลี่ยนแปลงจำนวนของบริเวณที่สนใจเป็น 1 2 4 6 และ 8 วง พบว่า ค่าสัญญาณรบกวนในแต่ละขนาดและจำนวนของบริเวณที่สนใจมีค่าใกล้เคียงกัน เนื่องจากข้อมูลที่ได้จากการกำหนดบริเวณที่สนใจมาจากการเฉลี่ยของเลขซีทีของภาพหุ่นจำลองสำหรับวัดปริมาณรังสีที่ผลิตจากอะคริลิกเนื้อเดียว จึงทำให้เลขซีทีเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของเลขซีทีที่มีค่าใกล้เคียงกันในทุกขนาดและจำนวนของบริเวณที่สนใจ ดังนั้นการเปลี่ยนขนาดและจำนวนของบริเวณที่สนใจจึงไม่มีผลต่อค่าสัญญาณรบกวน เมื่อระยะห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็นและความหนาของสไลซ์คงที่

จากการเปลี่ยนแปลงความหนาของสไลซ์เป็น 1 2 3 และ 5 มิลลิเมตร พบว่า ค่าสัญญาณรบกวนที่ความหนาของสไลซ์ขนาด 1 มิลลิเมตร มีค่าสูงกว่าที่ความหนาของสไลซ์ขนาด 2 3 และ 5 มิลลิเมตร ตามลำดับ เนื่องจากเมื่อความหนาของสไลซ์เพิ่มขึ้น ทำให้จำนวนของรังสีเอกซ์ตกกระทบอุปกรณ์นับวัดรังสีได้มากขึ้น สัญญาณรบกวนจึงลดลง<sup>15</sup> ดังนั้นกรณีที่มีการเปรียบเทียบค่าสัญญาณรบกวนจากงานวิจัยที่ใช้โปรโตคอลต่างกัน ค่าสัญญาณรบกวนที่แตกต่างกัน อาจเป็นผลมาจากการใช้ความหนาของสไลซ์และ/หรือตำแหน่งของบริเวณที่สนใจต่างกัน

## สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาสามารถสรุปได้ว่า การกำหนดขนาดของบริเวณที่สนใจตั้งแต่ 125–2,000 ตารางมิลลิเมตร และจำนวนของบริเวณที่สนใจตั้งแต่ 1–8 วง ไม่มีผลต่อการวัดสัญญาณรบกวนในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ แต่ตำแหน่งของบริเวณที่สนใจและความหนาของสไลซ์มีผลต่อสัญญาณรบกวนในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ดังนั้น การเปรียบเทียบค่าสัญญาณ

รบกวนควรคำนึงถึงตำแหน่งของบริเวณที่สนใจและความหนาของสไลซ์ โดยกำหนดบริเวณที่สนใจห่างจากจุดศูนย์กลางขอบเขตการมองเห็นเท่ากัน และความหนาของสไลซ์เท่ากัน

## กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณ มหาวิทยาลัยนเรศวร สำหรับทุนสนับสนุนการวิจัยนี้

## เอกสารอ้างอิง

1. Williams MB, Krupinski EA, Strauss KJ, Breeden WK, 3<sup>rd</sup>, Rzeszotarski MS, Applegate K, et al. Digital radiography image quality: image acquisition. J Am Coll Radiol 2007; 4(6): 371-88.
2. Carrino JA. Digital image quality: A clinical perspective. Quality assurance The Society for Computer Applications in Radiology, Great Falls, VA. 2003: 29-37.
3. Bongartz G, Golding SJ, Jurik AG, Leonardi M, Meerten EvPv, Geleijns J, et al. General principles associated with good imaging technique: Technical, clinical and physical parameters. EUR 16262 EN.
4. Goldman LW. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. J Nucl Med Technol. 2007; 35(4): 213-25.
5. Seeram E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control. 3<sup>rd</sup> ed. St. Louis, Mo.: Saunders/Elsevier; 2009.
6. McNitt-Gray MF. Tradeoffs in CT Image Quality and Dose 2003 [cited 2016 2/8]. Available from: <https://www.aapm.org/meetings/03AM/pdf/9794-13379.pdf>.
7. General Principles Associated with Good Imaging Technique: Technical, Clinical and Physical Parameters [cited 2014 28 December]. Available from: <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/Page004.htm>.
8. Edyvean S. Effect of ROI Size on Image Noise [PDF]. 2003 [cited 2016 21 January ]. Available from: [http://www.ctug.org.uk/meet04-01-13/roi\\_size\\_image\\_noise.pdf](http://www.ctug.org.uk/meet04-01-13/roi_size_image_noise.pdf).
9. Radiology ACo. CT Accreditation Phantom Instructions [cited 2016 20 January]. Available from: <http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/Accreditation/CT/PhantomTestingInstruction.pdf>.
10. Dolly S, Chen H, Anastasio M, Mutic S, Li H, editors. Evaluations of the Noise Power Spectrum of a CT Iterative Reconstruction Technique for Radiation Therapy. AAPM 2014 Innovation: 56<sup>th</sup> Annual Meeting & Exhibition; 2014 20-24 July 2014; Austin, Texas, USA.
11. Joseph N, Rose T. Quality Assurance and the Helical (Spiral) Scanner [cited 2014 28 December ]. Available from: <https://www.ceessentials.net/article33.html>.
12. Namasivayam S, Kalra MK, Pottala KM, Waldrop SM, Hudgins PA. Optimization of Z-Axis Automatic Exposure Control for Multidetector Row CT Evaluation of Neck and Comparison with Fixed Tube Current Technique for Image Quality and Radiation Dose. Am J Neuroradiol 2006; 27(10): 2221-5.

13. Patino M, Fuentes JM, Hayano K, Kambadakone AR, Uyeda JW, Sahani DV. A quantitative comparison of noise reduction across five commercial (hybrid and model-based) iterative reconstruction techniques: an anthropomorphic phantom study. *Am J Roentgenol* 2015; 204(2): W176-83.
14. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. *Radiographics* 2004; 24(6): 1679-91.
15. Boas FE, Fleischmann D. CT artifacts: causes and reduction techniques. *Imaging Med* 2012; 4(2): 229-40.