

การประเมินค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ เพื่อลดปริมาณรังสีและคงคุณภาพของภาพ

Assessment of Optimal Pitch Ratio in 4D Computed Tomography Images for Reducing Radiation Dose with Sustained Image Quality

สุมาลี ยับสันเทียะ^{1*}, จีรศักดิ์ คำฟองเครือ²

Sumalee Yabsantia^{1*}, Chirasak Khamfongkhrua²

¹ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อ.เมือง จ.พิษณุโลก 65000

²หน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารัตน์ เขตหลักสี่ กรุงเทพมหานคร 10210

¹Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Mueang, Phitsanulok 65000, Thailand.

²Radiation Oncology Department, Chulabhorn Hospital, Laksi, Bangkok 10210, Thailand.

*E-mail: sumaleey@nu.ac.th

Songkla Med J 2016;34(4):173-186

บทคัดย่อ:

ปัจจุบันได้มีการนำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ มาใช้ในการจัดการปัญหาก้อนมะเร็งที่มีการเคลื่อนที่ตามการหายใจ ซึ่งอัตราส่วนพิทช์เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีผลต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ดังนั้นวัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้คือ หาอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ แบบการจัดการตำแหน่งตามเวลาจริง ศึกษาในหุ่นจำลองที่มีการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งจำลองตามการหายใจในแนวหัว-เท้า 1 เซนติเมตร โดยเปลี่ยนแปลงค่าอัตราส่วนพิทช์ในการเก็บข้อมูล 4 กลุ่ม ได้แก่ อัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำ ค่าเฉลี่ยระหว่างค่าที่โรงพยาบาลใช้กับบริษัทแนะนำ ค่าที่โรงพยาบาลใช้ และค่าจากการคำนวณด้วยสมการ อัตราส่วนพิทช์สูงสุด=เวลาในการหมุนของหลอดเอกซเรย์ (วินาที)×อัตราการหายใจ (ครั้งต่อนาที)/60 (วินาทีต่อนาที) ที่อัตราการหายใจ 10, 15 และ 20 ครั้งต่อนาที และทำการสร้างภาพใหม่ในเฟส

งานวิจัยนี้ได้รับทุนสนับสนุนการวิจัยจากกองทุนวิจัยมหาวิทยาลัยนเรศวร ปี พ.ศ. 2558

รับต้นฉบับวันที่ 27 มกราคม 2559 รับลงตีพิมพ์วันที่ 29 พฤษภาคม 2559

การหายใจร้อยละ 0, 25, 50 และ 75 จากนั้นวิเคราะห์หาร้อยละความแตกต่างของปริมาตรและการผิดรูปของก้อนมะเร็ง ประเมินคุณภาพของภาพโดยรังสีแพทย์จำนวน 5 คน และวัดปริมาณรังสีที่อัตราส่วนพิทช์ต่างๆ ผลการวิจัยพบว่า ร้อยละความแตกต่างของปริมาตรและค่าการผิดรูประหว่างอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำกับกลุ่มอื่นๆ ไม่แตกต่างกันทางสถิติ ($p\text{-value} > 0.05$) และคุณภาพของภาพที่อัตราส่วนพิทช์เฉลี่ยไม่แตกต่างจากภาพที่บริษัทแนะนำ ($p\text{-value} > 0.05$) ในขณะที่กลุ่มอื่นมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ($p\text{-value} < 0.05$) และเมื่อค่าอัตราส่วนพิทช์ลดลงค่าปริมาณรังสีจะลดลง จากผลงานวิจัยสรุปได้ว่าค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมคือกลุ่มค่าเฉลี่ย ซึ่งให้ปริมาตรของก้อนมะเร็ง ค่าการผิดรูป และคุณภาพไม่ต่างจากค่าที่บริษัทแนะนำใหม่ โดยสามารถลดปริมาณรังสีได้มากที่สุดร้อยละ 31.3

คำสำคัญ: ก้อนมะเร็งที่มีการเคลื่อนที่, คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ, ปริมาณรังสี, ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ, อัตราส่วนพิทช์

Abstract:

Four-dimensional computed tomography (4D CT) images are used to manage the respiratory-induced moving tumour problem. A pitch ratio is the main factor for radiation dose and image quality of 4D CT. Therefore, the purpose of this study was to determine the optimal pitch ratio for 4D CT images in moving target volume that related with respiratory rate. A CT scanner with a Real-time Position Management™ system was used. A respiratory phantom was used to simulate tumor motion up to 1 cm in the supero-inferior direction. Four different pitch ratios were compared, recommended by the manufacturer of the CT scanner, average pitch ratio between recommended by the manufacturer and used by hospital, routine use (old pitch ratio from the manufacturer of the CT scanner) and calculated equation, Maximum pitch ratio = Rotation time (s) x Breath rate (breaths/min) / 60 (seconds/min). Image data sets were acquired with three different respiratory rates 10, 15 and 20 BPM. The raw image data was reconstructed in 4 phases of respiratory binning at 0%, 25%, 50% and 75%. All images in each pitch ratio groups were calculated and analyzed in terms of percent difference of volume and elongation. Image quality was evaluated by 5 radiation oncologists. Additionally, CTDI_{VOL} (Volume CT Dose Index) was measured at different pitch ratios. As a result, the percent difference of volume and elongation of pitch ratio as recommended by the manufacturer were not different ($p\text{-value} > 0.05$) compared to the other groups. Image quality between average pitch ratio and the one recommended by the CT manufacturer were not significantly different ($p\text{-value} > 0.05$). Also, CTDI_{VOL} decreased with lower pitch ratio. In conclusion, the average pitch ratio was optimal for 4D CT images with the percent difference of volume, elongation and image quality results comparable with the recommended by the CT manufacturer, and decreased dose by 31.3%.

Keywords: 4D CT image quality, 4 dimensional computed tomography, moving target volume, pitch ratio, radiation dose

บทนำ

การรักษามะเร็งในทางรังสีรักษา มีจุดประสงค์หลักคือ ต้องการฉายรังสีปริมาณรังสีสูงตามที่กำหนดให้กับก้อนมะเร็ง โดยที่เนื้อเยื่อปกติได้รับปริมาณรังสีต่ำที่สุดไม่เกินค่าความทนต่อรังสีของอวัยวะปกติ ดังนั้นความถูกต้องของตำแหน่งในการฉายรังสีจึงเป็นสิ่งสำคัญ โดยเฉพาะในการรักษาที่ก้อนมะเร็งมีการเคลื่อนที่ตามการหายใจ เช่น มะเร็งปอด หรือมะเร็งช่องท้อง จึงมีการพัฒนาเทคโนโลยีที่หลากหลายในการรักษาก้อนมะเร็งที่เคลื่อนที่ตามการหายใจ เนื่องจากการจำลองการรักษาโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 3 มิติ (3 dimensional computed tomography) จะมีสิ่งแปลกปลอม และภาพเบลอไม่ชัดที่เกิดจากการเคลื่อนที่ของอวัยวะอันเกิดจากการหายใจเกิดขึ้น จากข้อจำกัดนี้นำไปสู่การประเมินขนาดของก้อนมะเร็งและการคำนวณปริมาณรังสีที่ผิดพลาดซึ่งอาจส่งผลให้เนื้อเยื่อปกติที่อยู่รอบๆ ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีเกินความจำเป็น ดังนั้นวิธีการที่จะทำให้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีคุณภาพที่ดีขึ้นและลดข้อจำกัดที่เกิดจากการหายใจได้มากที่สุดก็คือ ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ (4 dimensional computed tomography) ซึ่งสามารถใช้ข้อมูลในการวางแผนการรักษาเพื่อวิเคราะห์ตำแหน่งหรือระยะเวลาการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งและสามารถแสดงความสัมพันธ์ของแนวการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งกับอวัยวะอื่นๆ และการหายใจ โดยรูปที่ได้จะมีสิ่งแปลกปลอมไม่ชัดเกิดขึ้นน้อยกว่าภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 3 มิติ¹ ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติเป็นภาพที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่มีการติดตามสัญญาณการหายใจเพื่อนำมาใช้ในการแสดงขอบเขตการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งในรูปแบบสามมิติในระยะเวลาต่างๆ หรือตามเฟสของการหายใจ ซึ่งสามารถเก็บข้อมูลการหายใจได้จากภายนอกตัวผู้ป่วย โดยได้มาจากการเคลื่อนที่ของหน้าอกและช่องท้องช่วงลิ้นปี่จนถึงสะดือที่สัมพันธ์กับการหายใจซึ่งสัมพันธ์ถึงการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็ง²

อัตราส่วนพิทช์ (pitch ratio) คือ อัตราส่วนระหว่างค่าพิทช์ต่อความกว้างของลำรังสี เป็นปัจจัยหนึ่งที่มีความสำคัญต่อการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

4 มิติ ซึ่งต้องกำหนดให้มีความเหมาะสม นั่นคือ ต้องมีค่าต่ำเพียงพอที่จะหลีกเลี่ยงการเกิดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหว (motion artifact) และมีค่าที่สูงพอที่จะสามารถสร้างภาพให้ครอบคลุมส่วนที่ต้องการสร้างภาพภายใน 120 วินาที เพื่อป้องกันการเกิดความร้อนสูงที่หลอดเอกซเรย์³ โดยค่าสูงสุดของอัตราส่วนพิทช์สามารถคำนวณได้จากเวลาในการสแกน 1 รอบ (วินาที) คูณกับอัตราการหายใจ (ครั้งต่อนาที)หารด้วย 60 วินาทีต่อนาที ดังสมการ⁴

Maximum pitch ratio=

$$\frac{\text{Rotation time (sec)} \times \text{Breath rate (breaths/min)}}{60 \text{ (seconds/min)}}$$

การปรับตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์ที่ไม่เหมาะสมกับอัตราการหายใจจะส่งผลให้ภาพที่ได้เกิดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหว อันเนื่องมาจากการเคลื่อนที่ของส่วนที่ตรวจ ส่งผลให้ก้อนมะเร็งและอวัยวะในบริเวณนั้นผิดรูปไปจากความเป็นจริง ดังนั้นค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมจึงเป็นปัจจัยที่สำคัญที่มีผลต่อคุณภาพและความถูกต้องของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ในการนำมาใช้จัดการกับก้อนมะเร็งที่มีการเคลื่อนที่เพื่อการหาขอบเขตของก้อนมะเร็งที่แท้จริง

จากงานวิจัยของ Wink และคณะ⁵ ช่วยสนับสนุนประโยชน์ของการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ เพื่อจัดการปัญหาของการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็ง โดยพบว่าการใช้เทคนิค gating ในการหมุนของหลอดเอกซเรย์ที่เร็วจะให้คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ เทียบเท่ากับภาพที่ไม่มีการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็ง นอกจากนี้ยังมีงานวิจัยทางรังสีวินิจฉัยที่ทำการศึกษาผลของการใช้ค่าอัตราส่วนพิทช์สูงใน dual-source CT เพื่อลดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนที่ที่เกิดจากการหายใจจากผลการทดลองพบว่าการใช้ค่าอัตราส่วนพิทช์ที่สูงสามารถลดการเกิดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวได้⁶ นอกจากนี้ยังมีอีกหลายงานวิจัยที่ศึกษาถึงปริมาณรังสีกับค่าอัตราส่วนพิทช์ โดยพบว่าค่าอัตราส่วนพิทช์ต่ำปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจะมีค่ามากขึ้น ดังนั้นจึงได้

ศึกษาถึงคุณภาพของภาพและปริมาณรังสีจากการเพิ่มค่าอัตราส่วนพิทช์ โดยพบว่าการใช้อัตราส่วนพิทช์ที่สูงนั้นทำให้เกิดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหว และผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีต่ำเมื่อเทียบกับโปรโตคอลทั่วไป⁷⁻⁹ สำหรับการเลือกค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมนั้นเคยมีงานวิจัยก่อนหน้าที่ได้มีการสร้างโนโมแกรม (nomogram) สำหรับใช้ในการเลือกค่าอัตราส่วนพิทช์ แต่ยังไม่สะดวกในการใช้งานเมื่อเทียบกับค่าที่กำหนดโดยอัตโนมัติจากเครื่อง อาจเนื่องมาจากความผิดพลาดของผู้ปฏิบัติงานในการเลือกค่าจากโนโมแกรมได้³ ซึ่งในทางปฏิบัติทางโรงพยาบาลจะเลือกตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์จากตารางซึ่งแนะนำโดยบริษัท

จากที่กล่าวมาจะเห็นได้ว่าค่าอัตราส่วนพิทช์ส่งผลต่อทั้งคุณภาพของภาพและปริมาณรังสี ดังนั้นเพื่อความเหมาะสมทั้งด้านคุณภาพของภาพและปริมาณรังสี ผู้วิจัยจึงได้ศึกษาเพื่อหาอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ในก้อนมะเร็งที่มีการเคลื่อนที่เพื่อลดปริมาณรังสีให้กับผู้ป่วย โดยที่ยังคงได้คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ที่เหมาะสม

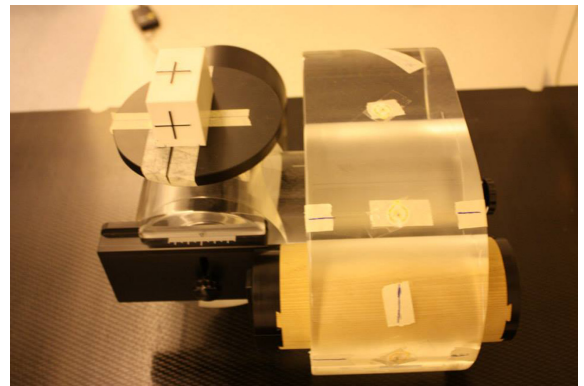
วัสดุและวิธีการ

1. การเก็บข้อมูลสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

4 มิติ

การศึกษาในครั้งนี้ ทดลองในหุ่นจำลองยี่ห้อ Modus รุ่น QUASAR™ (รูปที่ 1) โดยภายในสามารถบรรจุก้อนมะเร็งจำลองขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร และสามารถจำลองการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งซึ่งเคลื่อนที่ตามอัตราการหายใจที่กำหนดได้ การทดลองกำหนดให้ระยะการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งจำลองในแนวนอนล่าง (superoinferior direction) เท่ากับ 1 เซนติเมตร ตามค่าเฉลี่ยของผู้ป่วยปกติ¹ ทำการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ของหุ่นจำลองที่มีการตั้งค่าอัตราการหายใจที่ต้องการทดสอบ คือ 10, 15 และ 20 ครั้งต่อนาที โดยใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาของบริษัท Phillips รุ่น Brilliance Big bore จำนวน 16 สไลซ์ ร่วมกับระบบการเก็บข้อมูลแบบ

การจัดการตำแหน่งตามเวลาจริง (Real-time Position Management system™; RPM) โดยทำการเก็บข้อมูลภาพแบบทุกช่วงการหายใจ และตั้งค่าพารามิเตอร์ในการสแกน คือ 120 kVp 300 mAs ความหนาของสไลซ์เท่ากับ 3 มิลลิเมตร ระยะห่างระหว่างสไลซ์เท่ากับ 3 มิลลิเมตร และความยาวของการสแกนเท่ากับ 69 เซนติเมตร เวลาในการสแกน 0.5 วินาที สแกนซ้ำโปรโตคอลละ 3 ครั้ง เพื่อนำค่าที่ได้มาหาค่าเฉลี่ย นอกจากนี้ยังทำการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองที่ไม่มีการเคลื่อนที่ เพื่อนำไปใช้ในการหาขนาดของก้อนมะเร็งจำลองกรณีที่ไม่มีการเคลื่อนที่จากการหายใจ



รูปที่ 1 แสดงหุ่นจำลองการหายใจ (respiratory motion phantom) ยี่ห้อ Modus รุ่น QUASAR™

สำหรับการตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์ที่สัมพันธ์กับอัตราการหายใจในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ นั้น ในงานวิจัยจะแบ่งกลุ่มของค่าอัตราส่วนพิทช์ออกเป็น 4 กลุ่ม ได้แก่ (1) ค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำ ซึ่งเป็นค่าอัตราส่วนพิทช์ใหม่ที่บริษัทแนะนำให้ใช้ (2) ค่าอัตราส่วนพิทช์เฉลี่ยระหว่างค่าที่โรงพยาบาลใช้กับค่าที่บริษัทแนะนำ (3) ค่าอัตราส่วนพิทช์ที่โรงพยาบาลใช้ในปัจจุบัน ซึ่งเป็นค่าอัตราส่วนพิทช์เดิมที่อ้างอิงจากบริษัท⁴ และ (4) ค่าอัตราส่วนพิทช์ที่คำนวณจากสมการโดยค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำจะมีค่าอัตราส่วนพิทช์ต่ำที่สุด ในขณะที่ค่าที่ได้จากการคำนวณจากสมการ

ที่ 1 จะมีค่ามากที่สุด สำหรับค่าอัตราส่วนพิทซ์ในกลุ่มต่างๆ ที่อัตราการหายใจ 10, 15 และ 20 ครั้งต่อนาที (ตารางที่ 1)

2. การวิเคราะห์ข้อมูลเชิงปริมาณ

นำข้อมูลดิบที่ได้จากการสแกนในแต่ละชุด ทำการสร้างภาพใหม่ (image reconstruction) ตามเฟสการหายใจ โดยศึกษาในเฟสการหายใจที่ร้อยละ 0, 25, 50 และ 75 และหาร้อยละความแตกต่างของปริมาตร และการผิดรูปในแต่ละเฟสการหายใจ แต่ละอัตราการหายใจ และแต่ละกลุ่มค่าอัตราส่วนพิทซ์ ดังนี้

2.1 ร้อยละความแตกต่างของปริมาตร

วัดปริมาตรของก้อนมะเร็งจำลองที่ได้จากการสร้างภาพเอกซเรย์ที่ไม่มีเคลื่อนที่ของหุ่นจำลอง และภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ จากทุกโปรโตคอลด้วยโปรแกรม automatic volume contouring จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาของบริษัท Varian® รุ่น Eclipse A10 (รูปที่ 2ก) โดยในการวัดปริมาตรจะตั้งค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ที่อาจจะมีผลต่อโปรแกรม automatic volume contouring ด้วยค่าที่เท่ากัน ได้แก่ การตั้ง hounsfield unit (HU) ค่าบนเท่ากับ 100 และค่าล่างเท่ากับ -480 ในทุกๆ โปรโตคอล

วิเคราะห์หาร้อยละความแตกต่างของปริมาตร โดยเทียบระหว่างปริมาตรของก้อนมะเร็งจำลองของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ((Vc)_{MOVING}) เทียบกับปริมาตรของก้อนมะเร็งในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ไม่มีเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็ง ((Vc)_{STATIONARY}) ดังสมการ

$$\%difference\ of\ volume = \frac{(Vc)_{MOVING} - (Vc)_{STATIONARY}}{(Vc)_{STATIONARY}} \times 100$$

2.2 การผิดรูป (elongation)

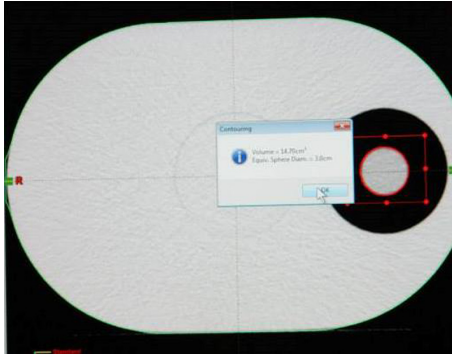
คำนวณหาค่าการผิดรูปของก้อนมะเร็งในแต่ละโปรโตคอลที่ค่าอัตราส่วนพิทซ์ และอัตราการหายใจต่างๆ เฟสการหายใจต่างๆ ตามวิธีจากงานวิจัยของ Starkschall และคณะ¹⁰ โดยหาอัตราส่วนของระยะของเส้นผ่านศูนย์กลางของก้อนมะเร็งจำลองในแนวหน้า-หลัง (anteroposterior direction; AP) แทนด้วย Dimension_{AP} และระยะของเส้นผ่านศูนย์กลางของก้อนมะเร็งจำลองในแนวหัว-เท้า (superoinferior direction; SI) แทนด้วย Dimension_{SI} ซึ่งเป็นแนวที่มีการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งตามการหายใจ สำหรับการวัดขนาดของก้อนทั้ง 2 แนว (รูปที่ 2ข และ ค) และการคำนวณดังสมการ

$$Elongation = \frac{Dimension_{AP}}{Dimension_{SI}}$$

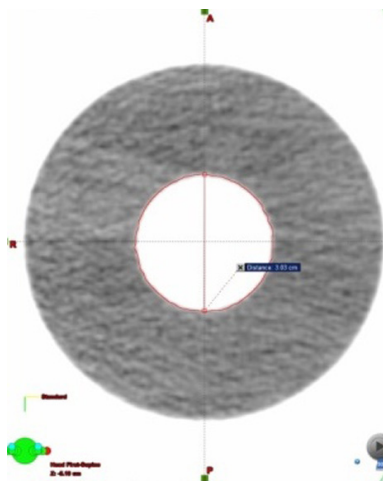
ซึ่งการประเมินการผิดรูปของก้อนมะเร็ง ซึ่งเป็นทรงกลมในภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ นั้น หากไม่มีการผิดรูปค่าที่ได้ต้องมีค่าใกล้เคียง 1 ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางแนวหน้า-หลัง และแนวหัว-เท้า จะต้องเท่ากัน

ตารางที่ 1 ค่าอัตราส่วนพิทซ์ในแต่ละอัตราการหายใจที่กำหนดสำหรับ rotation time เท่ากับ 0.5 วินาที

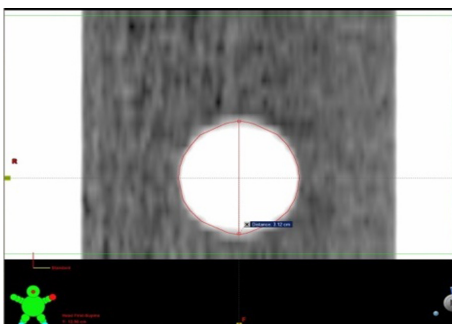
| กลุ่มค่าอัตราส่วนพิทซ์ | อัตราส่วนพิทซ์ | | |
|--|-----------------|-----------------|-----------------|
| | 10 ครั้งต่อนาที | 15 ครั้งต่อนาที | 20 ครั้งต่อนาที |
| ค่าที่บริษัทแนะนำ | 0.042 | 0.079 | 0.079 |
| ค่าเฉลี่ยระหว่างค่าปกติที่โรงพยาบาลใช้กับค่าที่บริษัทแนะนำ | 0.058 | 0.096 | 0.115 |
| ค่าที่โรงพยาบาลใช้ | 0.075 | 0.11 | 0.15 |
| ค่าที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการ | 0.083 | 0.125 | 0.167 |



ก



ข



ค

รูปที่ 2 แสดงตัวอย่างการหาปริมาตรจากการหาขอบเขตอัตโนมัติ (ก) และการวัดเส้นผ่านศูนย์กลางของก้อนมะเร็งจำลอง โดยวัดในแนวหน้า-หลัง (ข) และวัดในแนวหัว-ท้าย (ค)

3. การประเมินคุณภาพของภาพ

ประเมินคุณภาพของภาพด้านสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวจากภาพในแนวแบ่งหน้า-หลัง (coronal) และแบ่งซ้าย-ขวา (sagittal) จากทุกโปรโตคอล ซึ่งประเมินโดยรังสีแพทย์จำนวน 5 คน ใช้เกณฑ์การประเมิน 5 ระดับ โดยมีรายละเอียดระดับคะแนน ดังนี้

1 คือ มีสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวมากที่สุด ไม่สามารถกำหนดขอบเขตขนาดวัตถุได้เลยโดยภาพวัตถุผิดรูปร่างมาก

2 คือ มีสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวมาก แต่สามารถกำหนดขอบเขตภาพวัตถุโดยการปรับ window width และ window level

3 คือ มีสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวปานกลาง แต่เพียงพอที่สามารถกำหนดขอบเขตภาพวัตถุ

4 คือ มีสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวเล็กน้อย แต่สามารถกำหนดขอบเขตภาพวัตถุได้

5 คือ ไม่มีสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวสามารถกำหนดขอบเขตภาพวัตถุได้ชัดเจน

4. การวัดปริมาณรังสี volume computed tomography dose index (CTDI_{VOL})

วัด CTDI_{VOL} โดยใช้หัววัดรังสีชนิด pencil beam ionization chamber ปริมาตร 3 ลูกบาศก์เซนติเมตร ร่วมกับ body phantom ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 32 เซนติเมตร โดยวัดที่ center (CTDI_{100,C}) และ peripheral (CTDI_{100,P}) ตามกระบวนการในการวัดของ International Atomic Energy Agency, Technical Report Series no. 457¹¹ ตั้งค่าความหนาของสไลซ์ 3 มิลลิเมตร จำนวน 1 สไลซ์ ที่ค่าความต่างศักย์หลอด 120 kV และค่ากระแสหลอดเวลา 300 mAs และคำนวณหาค่า CTDI_{VOL} จากสมการ

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_W}{Pitch}$$

$$\text{เมื่อ } CTDI_W = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P}$$

และคำนวณหาร้อยละการลดลงของปริมาณรังสี (%dose reduction) เมื่อค่าอัตราส่วนพิทท์เพิ่มขึ้น

จากสมการที่ 5 เมื่อเทียบปริมาณรังสี $CTDI_{VOL}$ จากค่าอัตราส่วนพิทช์กลุ่มอื่นๆ ($(CTDI_{VOL})_{other}$) กับค่าที่บริษัทแนะนำ ($(CTDI_{VOL})_{Recommend}$)

%dose reduction=

$$\frac{(CTDI_{VOL})_{other} - (CTDI_{VOL})_{Recommend}}{(CTDI_{VOL})_{Recommend}} \times 100$$

5. การวิเคราะห์ผลทางสถิติ

วิเคราะห์ค่าทางสถิติโดยใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์สำเร็จรูป IBM SPSS statistics version 21 เปรียบเทียบร้อยละความแตกต่างของปริมาตรของก้อนมะเร็งจำลอง ค่าผิดปกติ และเปรียบเทียบคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ที่ได้จากคะแนนประเมิน ระหว่างค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำกับอัตราส่วนพิทช์ในกลุ่มอื่นๆ โดยใช้สถิติ Wilcoxon signed rank test ที่ระดับความเชื่อมั่นร้อยละ 95

ผลการศึกษา

1. ร้อยละความแตกต่างของปริมาตร

ปริมาตรของก้อนมะเร็งจำลองและร้อยละความแตกต่างของปริมาตรของก้อนมะเร็งจำลองในแต่ละเฟสการหายใจ แต่ละอัตราการหายใจสำหรับค่าอัตราส่วนพิทช์ในกลุ่มต่างๆ (ตารางที่ 2) โดยค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำจะให้ความแตกต่างของปริมาตรน้อยกว่าค่าอัตราส่วนพิทช์ในกลุ่มอื่นๆ เมื่อวิเคราะห์ทางสถิติ โดยเปรียบเทียบร้อยละความแตกต่างของปริมาตรของอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำกับค่าในกลุ่มอื่นๆ พบว่าการตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์ตามโปรโตคอลในกลุ่มต่างๆ นั้นได้ร้อยละความแตกต่างของปริมาตรของก้อนมะเร็งจำลองไม่แตกต่างจากกลุ่มค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำด้วยค่า $p\text{-value} > 0.05$

2. การผิดปกติ

ผลการวัดค่าเฉลี่ยของเส้นผ่านศูนย์กลางของก้อนมะเร็งจำลองในแนวหน้า-หลัง และแนวหัว-ท้าย และค่าผิดปกติที่คำนวณได้ สำหรับค่าอัตราส่วนพิทช์

ในกลุ่มต่างๆ และเฟสการหายใจต่างๆ ที่อัตราการหายใจ 10, 15 และ 20 ครั้งต่อนาที (ตารางที่ 3) โดยพบว่าค่าการผิดปกติที่ได้จากสมการที่ 3 มีแนวโน้มใกล้เคียง 1 ในทุกๆ โปรโตคอล เมื่อเปรียบเทียบค่าผิดปกติจากค่าอัตราส่วนพิทช์ในกลุ่มค่าที่บริษัทแนะนำให้ใช้ เทียบกับค่าในกลุ่มอื่นๆ พบว่าค่าผิดปกติจากโปรโตคอลค่าอัตราส่วนพิทช์ในแบบต่างๆ ไม่แตกต่างจากค่าที่บริษัทแนะนำที่ $p\text{-value} > 0.05$

3. ผลการประเมินคุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ

คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ จากแต่ละกลุ่มค่าอัตราส่วนพิทช์จะให้ขอบเขตของก้อนมะเร็งแตกต่างกัน โดยกลุ่มที่บริษัทแนะนำจะให้ภาพที่มีคุณภาพดีที่สุด และมีคะแนนความพึงพอใจลดลงตามค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เพิ่มขึ้น ดังแสดงคะแนนประเมินในตารางที่ 4 เมื่อทดสอบความแตกต่างระหว่างผลการประเมินรูปที่ได้จากอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำกับอัตราส่วนพิทช์ในกลุ่มอื่นๆ พบว่าค่าอัตราส่วนพิทช์ในกลุ่มค่าเฉลี่ยระหว่างอัตราส่วนพิทช์ปกติที่โรงพยาบาลใช้กับค่าที่บริษัทแนะนำให้คุณภาพของภาพไม่แตกต่างจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ที่ได้จากการตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำที่ $p\text{-value} > 0.05$ ในทุกอัตราการหายใจ แต่สำหรับกลุ่มอื่นๆ ซึ่งมีค่าอัตราส่วนพิทช์ที่มากขึ้นพบว่าคุณภาพของภาพมีความแตกต่างจากภาพที่มีอัตราส่วนพิทช์ตามที่บริษัทแนะนำ ยกเว้นที่อัตราการหายใจ 15 ครั้งต่อนาที ที่ค่าอัตราส่วนพิทช์ในกลุ่มค่าปกติที่โรงพยาบาลใช้ปัจจุบัน ทั้งนี้ก็เป็นไปตามทฤษฎีที่ว่า เมื่อค่าอัตราส่วนพิทช์เพิ่มขึ้น คุณภาพของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ จะลดลง

จากรูปที่ 3 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ของอัตราส่วนพิทช์เฉลี่ยระหว่างค่าที่โรงพยาบาลใช้และค่าที่บริษัทแนะนำจะมีคุณภาพของภาพใกล้เคียงอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำ ดังแสดงในรูปที่ 3ก เทียบกับ 3ข แต่อัตราส่วนพิทช์ที่โรงพยาบาลใช้และคำนวณด้วยสมการ ภาพจะมีความแตกต่างจากภาพของอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำอย่างเห็นได้ชัด (รูปที่ 3ค และ 3ง)

แต่สำหรับอัตราการหายใจที่ต่างกันไม่มีผลต่อลักษณะขอบเขตของก้อนมะเร็ง เนื่องจากมีการแก้ค่าอัตราส่วนพิทซ์ตามอัตราการหายใจแล้ว

4. ปริมาณรังสีและร้อยละการลดลงของปริมาณรังสี

วัดปริมาณรังสี CTDI_{100,C} ได้เท่ากับ 16.69 มิลลิเกรย์ CTDI_{100,P} ได้เท่ากับ 34.27 มิลลิเกรย์ และเมื่อคำนวณหาค่า CTDI_w ได้เท่ากับ 28.41 มิลลิเกรย์ โดยค่าปริมาณรังสี CTDI_w นี้จะนำไปใช้ในการคำนวณ

CTDI_{VOL} ซึ่งได้ผลการทดสอบแสดงดังตารางที่ 5 โดยเมื่อค่าอัตราส่วนพิทซ์เพิ่มขึ้นค่าปริมาณรังสีจะลดลงตามสมการที่ 4 จากผลการทดลองค่าอัตราส่วนพิทซ์เฉลี่ยระหว่างค่าปกติที่โรงพยาบาลกับค่าที่บริษัทแนะนำจะสามารถลดปริมาณรังสีได้ในช่วงร้อยละ 17.71-31.30 กลุ่มค่าที่โรงพยาบาลใช้สามารถลดปริมาณรังสีได้ในช่วงร้อยละ 28.18-47.33 และกลุ่มค่าที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการสามารถลดปริมาณรังสีได้ในช่วงร้อยละ 36.80-52.69

ตารางที่ 2 ตารางเปรียบเทียบค่าปริมาตร และร้อยละความแตกต่างของปริมาตรของก้อนมะเร็งจำลอง (แสดงค่าในวงเล็บ) สำหรับอัตราส่วนพิทซ์แต่ละกลุ่มที่เฟส และอัตราการหายใจต่างๆ

| กลุ่มค่าอัตราส่วนพิทซ์ | เฟส การ หายใจ (ร้อยละ) | 10 ครั้งต่อนาที | | 15 ครั้งต่อนาที | | 20 ครั้งต่อนาที | |
|--|---------------------------------|--|----------|--|----------|--|----------|
| | | ปริมาตร เฉลี่ย (ลูกบาศก์ เซนติเมตร) (ร้อยละ) | P-value* | ปริมาตร เฉลี่ย (ลูกบาศก์ เซนติเมตร) (ร้อยละ) | P-value* | ปริมาตร เฉลี่ย (ลูกบาศก์ เซนติเมตร) (ร้อยละ) | P-value* |
| | | ค่าที่บริษัทแนะนำ | 0 | 14.74 (3.95) | - | 14.75 (4.02) | - |
| | 25 | 14.74 (3.95) | | 14.75 (4.02) | | 14.90 (5.08) | |
| | 50 | 14.68 (3.53) | | 14.70 (3.67) | | 14.78 (4.23) | |
| | 75 | 14.66 (3.39) | | 14.68 (3.53) | | 14.71 (3.74) | |
| ค่าเฉลี่ยระหว่างค่าปกติ ที่โรงพยาบาลใช้กับค่าที่ บริษัทแนะนำ | 0 | 14.83 (4.58) | 0.068 | 14.81 (4.44) | 0.068 | 14.73 (3.89) | 0.715 |
| | 25 | 14.84 (4.65) | | 14.97 (5.57) | | 14.81 (4.44) | |
| | 50 | 14.75 (4.02) | | 14.75 (4.02) | | 14.74 (3.95) | |
| | 75 | 14.74 (3.95) | | 14.99 (5.71) | | 14.95 (5.43) | |
| ค่าที่โรงพยาบาลใช้ | 0 | 14.76 (4.09) | 0.068 | 14.77 (4.16) | 0.109 | 14.68 (3.53) | 0.273 |
| | 25 | 14.75 (4.02) | | 15.18 (7.05) | | 15.25 (7.55) | |
| | 50 | 14.77 (4.16) | | 14.70 (3.67) | | 14.81 (4.44) | |
| | 75 | 14.76 (4.09) | | 14.85 (4.72) | | 15.49 (9.24) | |
| ค่าที่ได้จากการคำนวณด้วย สมการ | 0 | 14.81 (4.44) | 0.066 | 14.65 (3.31) | 0.465 | 14.77 (3.67) | 0.715 |
| | 25 | 15.02 (5.92) | | 15.12 (6.63) | | 14.96 (5.50) | |
| | 50 | 14.79 (4.30) | | 14.94 (5.36) | | 14.76 (4.09) | |
| | 75 | 14.73 (3.88) | | 14.56 (2.68) | | 14.94 (5.36) | |

ค่าในวงเล็บ คือ ร้อยละความแตกต่างของปริมาตรของก้อนมะเร็งจำลอง

*Wilcoxon signed rank test โดยเทียบกับค่าอัตราส่วนพิทซ์ที่บริษัทแนะนำให้ใช้ที่อัตราการหายใจเดียวกัน

*แตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อ p-value<0.05

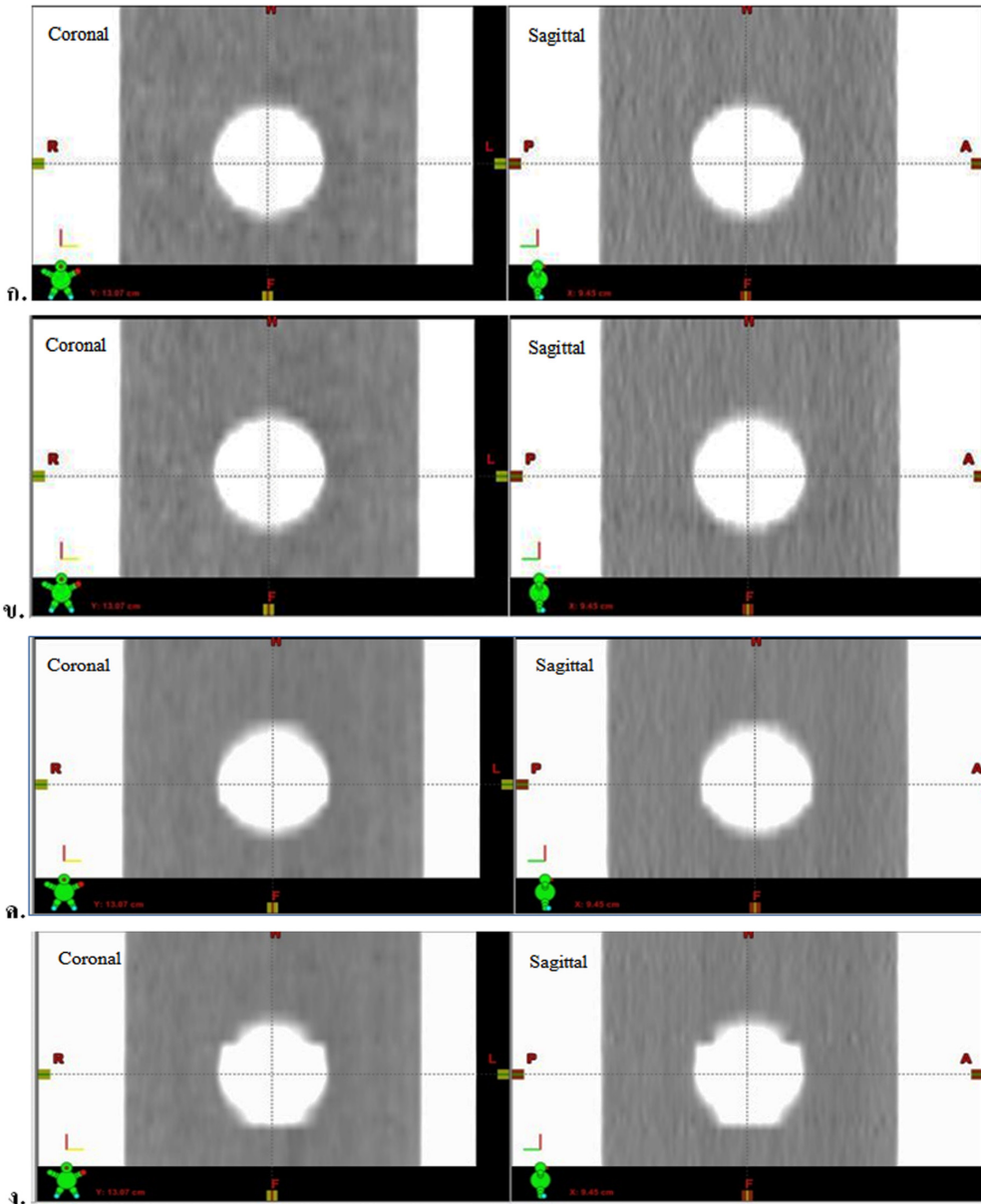
ตารางที่ 3 ผลค่าผิดปกติและการวิเคราะห์ทางสถิติที่อัตราการหายใจ 10, 15 และ 20 ครั้งต่อนาที ณ ค่าอัตราส่วนพิทช์ในกลุ่มต่างๆ และเฟสการหายใจต่างๆ

| กลุ่มค่าอัตราส่วนพิทช์ | เฟสการหายใจ (ร้อยละ) | 10 ครั้งต่อนาที | | 15 ครั้งต่อนาที | | 20 ครั้งต่อนาที | |
|--|----------------------|---------------------|----------|---------------------|----------|---------------------|----------|
| | | Elongation (AP, SI) | P-value* | Elongation (AP, SI) | P-value* | Elongation (AP, SI) | P-value* |
| ค่าที่บริษัทแนะนำ | 0 | 0.99 (3.07, 3.11) | - | 0.97 (3.04, 3.13) | - | 0.97 (3.05, 3.14) | - |
| | 25 | 0.95 (2.88, 3.03) | | 0.92 (2.83, 3.07) | | 0.98 (3.05, 3.11) | |
| | 50 | 1.03 (3.04, 2.95) | | 1.00 (2.96, 2.95) | | 1.03 (3.02, 2.94) | |
| | 75 | 1.03 (3.03, 2.94) | | 0.99 (2.93, 2.94) | | 1.03 (3.04, 2.94) | |
| ค่าเฉลี่ยระหว่างค่าปกติที่โรงพยาบาลใช้กับค่าที่บริษัทแนะนำ | 0 | 0.97 (3.04, 3.13) | 0.180 | 0.98 (3.05, 3.12) | 0.785 | 0.98 (3.04, 3.11) | 0.317 |
| | 25 | 0.95 (2.91, 3.06) | | 0.90 (2.84, 3.15) | | 0.98 (3.04, 3.11) | |
| | 50 | 1.03 (3.04, 2.95) | | 1.00 (2.95, 2.95) | | 1.03 (3.03, 2.94) | |
| | 75 | 1.02 (3.03, 2.97) | | 1.01 (2.97, 2.95) | | 1.03 (3.03, 2.94) | |
| ค่าที่โรงพยาบาลใช้ | 0 | 0.98 (3.04, 3.11) | 0.102 | 0.97 (3.05, 3.14) | 0.785 | 0.99 (3.03, 3.06) | 1.000 |
| | 25 | 0.93 (2.92, 3.16) | | 0.89 (2.88, 3.25) | | 1.01 (3.01, 2.96) | |
| | 50 | 1.03 (3.02, 2.95) | | 0.98 (2.97, 3.04) | | 1.02 (3.01, 2.97) | |
| | 75 | 1.01 (3.01, 2.97) | | 1.02 (2.88, 2.84) | | 0.98 (2.99, 3.04) | |
| ค่าที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการ | 0 | 0.98 (3.04, 3.10) | 0.066 | 1.01 (3.04, 3.01) | 0.465 | 1.01 (3.04, 3.00) | 1.000 |
| | 25 | 0.93 (2.90, 3.12) | | 0.86 (2.83, 3.28) | | 0.95 (3.02, 3.16) | |
| | 50 | 1.02 (3.01, 2.95) | | 0.99 (2.99, 3.02) | | 1.03 (3.04, 2.95) | |
| | 75 | 0.97 (3.00, 3.08) | | 0.96 (2.87, 2.99) | | 1.02 (3.01, 2.97) | |

ค่าที่แสดงในวงเล็บ คือ ค่าเฉลี่ยของเส้นผ่านศูนย์กลางของก้อนมะเร็งจำลอง ในหน่วยเซนติเมตร ในแนวหน้า-หลัง และแนวหัว-ท้าย AP คือ เส้นผ่านศูนย์กลางของก้อนมะเร็งจำลองที่วัดในแนว Anterior-Posterior และ SI คือ แนว Superio-Inferior

*Wilcoxon signed rank test โดยเทียบกับค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำให้ใช้ที่อัตราการหายใจเดียวกัน

*แตกต่างกันมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อ $p\text{-value} < 0.05$



รูปที่ 3 แสดงภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ของก้อนมะเร็งจำลองในแนวแบ่งหน้า-หลัง และแบ่งซ้าย-ขวาที่อัตราส่วนพิทช์ที่แนะนำโดยบริษัท (ก) ที่อัตราส่วนพิทช์เฉลี่ยระหว่างค่าที่โรงพยาบาลใช้และค่าที่บริษัทแนะนำ (ข) ค่าที่โรงพยาบาลใช้ปัจจุบัน (ค) และจากค่าอัตราส่วนพิทช์ที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการ (ง) ที่อัตราการหายใจ 10 ครั้งต่อนาที เฟสการหายใจร้อยละ 25

ตารางที่ 4 แสดงของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ในอัตราการหายใจ และเฟสการหายใจต่างๆ โดยแสดงเป็นค่ามัธยฐาน (median) และพิสัยควอไทล์ (IQR) จากการให้คะแนนของรังสีแพทย์จำนวน 5 คน

| กลุ่มค่าอัตราส่วนพิทช์ | เฟสการหายใจ (ร้อยละ) | 10 ครั้งต่อนาที | | 15 ครั้งต่อนาที | | 20 ครั้งต่อนาที | |
|--|----------------------|-----------------|--------------------|-----------------|--------------------|-----------------|--------------------|
| | | Median± IQR | P-value* | Median± IQR | P-value* | Median± IQR | P-value* |
| ค่าที่บริษัทแนะนำ | 0 | 4±1 | - | 4±0 | - | 4±1 | - |
| | 25 | 4±1 | | 3±0 | | 3±0 | |
| | 50 | 4±1 | | 4±1 | | 4±0 | |
| | 75 | 4±1 | | 4±1 | | 3±1 | |
| ค่าเฉลี่ยระหว่างค่าปกติที่โรงพยาบาลใช้กับค่าที่บริษัทแนะนำ | 0 | 3±1 | 0.739 | 4±0 | 0.285 | 3±1 | 0.206 |
| | 25 | 3±0 | | 4±1 | | 3±2 | |
| | 50 | 4±0 | | 4±1 | | 4±1 | |
| | 75 | 4±1 | | 2±2 | | 3±2 | |
| ค่าที่โรงพยาบาลใช้ | 0 | 3±1 | 0.007 ⁺ | 4±0 | 0.475 | 3±0 | 0.001 ⁺ |
| | 25 | 3±1 | | 3±1 | | 2±1 | |
| | 50 | 4±0 | | 4±0 | | 4±0 | |
| | 75 | 3±1 | | 2±1 | | 2±0 | |
| ค่าที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการ | 0 | 4±1 | 0.015 ⁺ | 4±0 | 0.004 ⁺ | 4±1 | 0.007 ⁺ |
| | 25 | 1±0 | | 2±1 | | 2±1 | |
| | 50 | 4±1 | | 4±1 | | 4±1 | |
| | 75 | 3±1 | | 2±1 | | 1±0 | |

*Wilcoxon signed rank test โดยเทียบกับค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำให้ใช้ที่อัตราการหายใจเดียวกัน

⁺แตกต่างกันมีนัยสำคัญทางสถิติ เมื่อ p-value<0.05

ตารางที่ 5 แสดงค่า CTDI_{VOL} ที่คำนวณได้จากค่าอัตราส่วนพิทช์ ณ กลุ่มต่างๆ และอัตราการหายใจต่างๆ และแสดงค่าร้อยละการลดลงของปริมาณรังสี

| กลุ่มค่าอัตราส่วนพิทช์ | อัตราการหายใจ (ครั้งต่อนาที) | อัตราส่วนพิทช์ | CTDI _{VOL} (มิลลิเกรย์) | ร้อยละการลดลงของปริมาณรังสี ¹ |
|--|------------------------------|----------------|----------------------------------|--|
| ค่าที่บริษัทแนะนำ | 10 | 0.042 | 676.37 | - |
| | 15 | 0.079 | 359.59 | - |
| | 20 | 0.079 | 359.59 | - |
| ค่าเฉลี่ยระหว่างค่าปกติที่โรงพยาบาลใช้ปัจจุบันกับค่าที่บริษัทแนะนำ | 10 | 0.058 | 489.78 | -27.59 |
| | 15 | 0.096 | 295.91 | -17.71 |
| | 20 | 0.115 | 247.02 | -31.30 |

ตารางที่ 5 (ต่อ)

| กลุ่มค่าอัตราส่วนพิทช์ | อัตราการหายใจ (ครั้งต่อนาที) | อัตราส่วนพิทช์ | CTDI _{VOL} (มิลลิเกรย์) | ร้อยละการลดลงของปริมาณรังสี ¹ |
|-------------------------------|------------------------------|----------------|----------------------------------|--|
| ค่าที่โรงพยาบาลใช้ | 10 | 0.075 | 378.77 | -44.00 |
| | 15 | 0.11 | 258.25 | -28.18 |
| | 20 | 0.15 | 189.38 | -47.33 |
| ค่าที่ได้จากการคำนวณด้วยสมการ | 10 | 0.083 | 342.26 | -49.40 |
| | 15 | 0.125 | 227.26 | -36.80 |
| | 20 | 0.167 | 170.10 | -52.69 |

¹เทียบกับค่าที่บริษัทแนะนำหาได้จากสมการ $\%dose\ reduction = \frac{(CTDI_{VOL})_{other} - (CTDI_{VOL})_{Recommend}}{(CTDI_{VOL})_{Recommend}} \times 100$

วิจารณ์

อัตราส่วนพิทช์ที่ให้ร้อยละความแตกต่างของปริมาณของก้อนมะเร็งน้อยที่สุด คือ อัตราส่วนพิทช์ที่ได้จากค่าที่บริษัทแนะนำ เนื่องจากเป็นค่าอัตราส่วนพิทช์ที่น้อยที่สุดส่งผลให้ปริมาณของก้อนมะเร็งจำลองจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ที่มีการเคลื่อนที่เทียบกับปริมาณของก้อนมะเร็งที่ได้จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ไม่มีการเคลื่อนที่มีความแตกต่างกันน้อยที่สุด ดังนั้นจึงเป็นเหตุผลที่คณะผู้วิจัยเลือกอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำเป็นมาตรฐานในการเปรียบเทียบกับอัตราส่วนพิทช์กลุ่มอื่นๆ

การประเมินร้อยละความแตกต่างของปริมาตรและค่าผิดปกติของก้อนมะเร็งไม่สามารถบอกขอบเขตที่แท้จริงของก้อนมะเร็งได้ ซึ่งในการวางแผนการรักษาไม่ได้ดูที่ค่าของปริมาตร แต่ต้องดูขอบเขตของก้อนมะเร็งด้วยว่าถูกต้องหรือไม่ ดังนั้นการประเมินผลจากร้อยละความแตกต่างของปริมาตรของก้อนมะเร็งและค่าผิดปกติอย่างเดียวยังไม่เพียงพอ ควรประเมินคุณภาพของภาพและรูปร่างของก้อนมะเร็งประกอบด้วย เนื่องจากการเกิดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวอาจจะส่งผลให้ก้อนมะเร็งมีขอบเขตที่ต่างไปจากก้อนมะเร็งที่แท้จริง ซึ่งจะส่งผลต่อการวาดขอบเขตของก้อนมะเร็ง ส่งผลต่อรูปร่าง

ของ planning target volume และการเปิดขอบเขตการฉายรังสี ดังจะเห็นได้ว่าที่เฟสการหายใจที่ร้อยละ 25 และ 75 นั้น ให้ภาพที่มีการเกิดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวเพิ่มมากขึ้นเมื่อตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์ที่มากกว่าค่าที่เหมาะสม แต่ผลการทดลองของค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาตรของก้อนมะเร็งและค่าผิดปกติก็ยังให้ค่าไม่แตกต่างจากกลุ่มของค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำ

จากผลของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ พบว่าเฟสการหายใจที่เป็นปัญหา คือ ที่เฟสการหายใจร้อยละ 25 และ 75 เนื่องจากเป็นตำแหน่งการหายใจที่อยู่ระหว่างการหายใจเข้าและออกสุด จึงมีการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งมาก ส่งผลให้ภาพมีสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหวมากกว่าที่เฟสการหายใจร้อยละ 0 และ 50 ซึ่งเป็นตำแหน่งการหายใจที่อยู่ในช่วงการหายใจเข้าและออกสุด จึงมีการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งน้อยที่สุด ดังนั้นหากมีการใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ที่เลือกการสร้างภาพจากการกำหนดเฟส จึงควรเลือกค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสม

จากงานวิจัยของ Hilgers และคณะ³ ได้ทำการหาค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมและสร้างเป็น nomogram เมื่อหาอัตราส่วนพิทช์ในระยะการสแกน 69 เซนติเมตร

ที่อัตราการหายใจ 10, 15 และ 20 ครั้งต่อนาที ได้ค่าเท่ากับ 0.089, 0.102 และ 0.114 ตามลำดับ เมื่อนำมาเทียบกับค่าอัตราส่วนพิทช์เฉลี่ยระหว่างค่าปกติที่โรงพยาบาลใช้กับค่าที่บริษัทแนะนำจากงานวิจัยนี้ซึ่งมีค่าเท่ากับ 0.058, 0.096 และ 0.115 ตามลำดับพบว่าค่าแตกต่างกันเล็กน้อยยกเว้นที่อัตราการหายใจ 10 ครั้งต่อนาที ซึ่งจากงานวิจัยนี้จะได้อัตราส่วนพิทช์ที่ต่ำกว่าและภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ที่ได้ไม่เกิดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหว แต่หากตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์ที่อัตราการหายใจ 10 ครั้งต่อนาที เท่ากับ 0.089 จะทำให้เกิดสิ่งแปลกปลอมจากการเคลื่อนไหว (ซึ่งสามารถพิจารณาเทียบเคียงได้จากรูปที่ 3ง ที่มีการตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์ เท่ากับ 0.083)

การเลือกค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมคำนึงถึงปริมาณรังสีที่น้อยที่สุดและคุณภาพของภาพที่ดีที่สุดเป็นสิ่งจำเป็น เพื่อให้เกิดประโยชน์อย่างสูงสุดต่อการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ โดยจากการวิจัยพบว่าค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมที่สุด คือ ค่าเฉลี่ยระหว่างค่าที่บริษัทแนะนำกับค่าปัจจุบันที่โรงพยาบาลใช้ เนื่องจากให้คุณภาพของภาพไม่แตกต่างกับการตั้งค่าอัตราส่วนพิทช์ที่บริษัทแนะนำและสามารถช่วยลดปริมาณรังสีได้ โดยสามารถลดปริมาณรังสีได้สูงสุดร้อยละ 31.3 ที่อัตราการหายใจ 20 ครั้งต่อนาที ทั้งนี้หากมีการศึกษาโดยการแบ่งค่าอัตราส่วนพิทช์อย่างละเอียดขึ้นก็อาจจะได้อัตราส่วนพิทช์ที่มากกว่าที่ได้จากงานวิจัยในครั้งนี้ และจะสามารถช่วยลดปริมาณรังสีจากการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ ได้

สรุป

เมื่อวิเคราะห์จากร้อยละความแตกต่างของปริมาตร การผิดรูป และการประเมินคุณภาพของภาพพบว่าค่าอัตราส่วนพิทช์ที่เหมาะสมสำหรับการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ คือ กลุ่มค่าอัตราส่วนพิทช์เฉลี่ยระหว่างค่าปกติที่โรงพยาบาลใช้กับค่าที่บริษัทแนะนำ โดยมีค่าเท่ากับ 0.058, 0.096 และ 0.115 ที่อัตราการหายใจ 10, 15 และ 20 ครั้ง

ต่อนาที ตามลำดับ และสามารถช่วยลดปริมาณรังสีได้สูงสุดถึงร้อยละ 31.3 เมื่อเทียบกับค่าที่บริษัทแนะนำที่อัตราการหายใจ 20 ครั้งต่อนาที

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณ ผู้ทรงคุณวุฒิทุกท่านสำหรับข้อเสนอแนะ นางสาวลัดดาวัลย์ สุวรรณไพรัตน์ นางสาวภัสสรณ์ รัชตวัฒนอนันต์ และนายสุริยันต์ จันทิหล้า สำหรับการเก็บข้อมูลงานวิจัย และรังสีแพทย์ทางรังสีรักษา โรงพยาบาลจุฬารามณ์ สำหรับการประเมินคุณภาพของภาพ

เอกสารอ้างอิง

- Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys* 2006; 33: 3874 - 900.
- Varian Medical Systems. Real-time Position Management™ System comprehensive system for total motion management. Palo Alto: Varian Medical Systems; 2007.
- Hilgers G, Nuver T, Minken A. Helical 4D CT pitch management for the Brilliance CT Big Bore in clinical practice. *J Appl Clin Med Phys* 2015; 16: 389 - 98.
- Philips Medical Systems. Brilliance CT: big bore configuration. Instructions for use. Vol 1. Amsterdam: The Company; [no. d.].
- Wink NM, McNitt-Gray MF, Solberg TD. Optimization of multi-slice helical respiration-correlated CT: the effects of table speed and rotation time. *Phys Med Biol* 2005; 50: 5717 - 29.
- Farshad-Amacker NA, Alkadhi H, Leschka S, et al. Effect of high-pitch dual-source CT to compensate motion artifacts: a phantom study. *Acad Radiol* 2013; 20: 1234 - 9.
- Bodelle B, Bauer RW, Holthaus L, et al. Dose and image quality of high-pitch dual source computed tomography for the evaluation of cervical lymph node status - comparison to regular 128-slice single source computed tomography. *Eur J Radiol* 2013; 82: e281 - 5.
- Korn A, Fenchel M, Bender B, et al. High-pitch

- dual-source CT angiography of supra-aortic arteries: assessment of image quality and radiation dose. *Neuroradiology* 2013; 55: 423 - 30.
9. Liu Y, Xu J, Li J, et al. The ascending aortic image quality and the whole aortic radiation dose of high-pitch dual-source CT angiography. *J Cardiothorac Surg* 2013; 8: 228.
 10. Starkschall G, Desai N, Balter P, et al. Quantitative assessment of four-dimensional computed tomography image acquisition quality. *J Appl Clin Med Phys* 2007; 8: 2362.
 11. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice, TRS 457. Vienna: IAEA; 2007; p.188 - 209.