



Original Article

ความถูกต้องของซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ ของระบบภาพนำวิถี

Accuracy of automatic image registration software for image guided radiotherapy

พงศกร จันจ่ารัส¹ • ภัทรพล ภัทรกิจบรรกุล¹ • ทวีป แสงแห่งธรรม^{2*}

¹ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ 10330

²สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพฯ 10330

Pongsakorn Janjumrat¹ • Phattharaphon Phattharakitbouaonkun¹ • Taweap Sanghangthum^{2*}

¹Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Science, Chulalongkorn University, Bangkok 10330

²Division of Radiotherapy, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University, Bangkok 10330

*ผู้รับผิดชอบบทความ: ทวีป แสงแห่งธรรม | Corresponding author: Taweap Sanghangthum (E-mail: mairt34@yahoo.com)

Received: 24 May 2021 | Revised: 17 July 2021 | Accepted: 3 Sep 2021

Thai J Rad Tech 2021;46(1):16-25

บทคัดย่อ

ระบบภาพนำวิถีคือการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการฉายรังสีก่อนการฉายรังสี โดยมีซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพที่สามารถหาตำแหน่งความคลาดเคลื่อนจากการจัดท่าผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีได้ งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาความถูกต้องของซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติของการใช้ MV-EPID, kV-OBI และ kV-CBCT ในการตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยและก้อนมะเร็งก่อนการฉายรังสี โดยนำส่วนศีรษะ ทรวงอก และ อุ้งเชิงกราน ของหุ่นจำลองทางรังสีมาเก็บภาพจำลองการรักษาและนำมาจัดทำอีกครั้งในห้องฉายรังสี ทำการเลื่อนเพียงในแนวนอน-ล่าง, หัว-เท้า, และซ้าย-ขวา ทีละหนึ่งแกนและเลื่อนพร้อมกันทั้งสามแกนไปในระยะ 1, 3, 5, 10 และ 20 มิลลิเมตร จากนั้นทำการตรวจสอบตำแหน่งด้วย IGRT ทั้ง 3 ประเภท และบันทึกค่าแนวการเลื่อนอัตโนมัติจากซอฟต์แวร์ เพื่อนำมาหาความคลาดเคลื่อนในการเลื่อน (Error shifted) จากนั้นนำค่า Error shifted ที่ได้มาหาค่าเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน จากการศึกษาพบว่าการใช้ kV-CBCT มีความถูกต้องมากที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ย Error shifted ไม่เกิน ± 1 มิลลิเมตร ในทุกบริเวณและทุกทิศทาง และมีค่าเฉลี่ยภาพรวมของค่า Error shifted ของส่วนศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานอยู่ที่ 0.0 ± 0.8 , 0.2 ± 0.6 และ 0.1 ± 0.4 มิลลิเมตร ตามลำดับ การใช้ MV-EPID มีความถูกต้องรองลงมา โดยมีค่าเฉลี่ย Error shifted ไม่เกิน ± 1.5 มิลลิเมตร และมีค่าเฉลี่ยภาพรวมของค่า Error shifted ของส่วนศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานอยู่ที่ -0.1 ± 0.5 , -0.3 ± 1.8 และ 0.2 ± 0.6 มิลลิเมตร ตามลำดับ การใช้ kV-OBI มีความถูกต้องน้อยที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ย Error shifted ไม่เกิน ± 2 มิลลิเมตร และมีค่าเฉลี่ยภาพรวมของค่า Error shifted ของส่วนศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานอยู่ที่ 0.0 ± 0.9 , -0.6 ± 1.6 และ -0.9 ± 1.3 มิลลิเมตร ตามลำดับ ทั้งนี้การใช้ MV-EPID และ kV-OBI ซอฟต์แวร์ลงทะเบียนภาพอัตโนมัติมีความผิดพลาดมากเมื่อมีค่าการเลื่อนเพียงค่าสูง ๆ ขณะที่ MV-EPID มีข้อจำกัดคือซอฟต์แวร์ลงทะเบียนภาพอัตโนมัติไม่สามารถอ่านค่าได้เมื่อมีการเลื่อนเพียงค่าสูง ๆ

คำสำคัญ: ระบบภาพนำวิถี, ซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ, การถ่ายภาพเอกซเรย์พลังงานเมกะโวลต์ของเครื่องฉายรังสี, การถ่ายภาพเอกซเรย์พลังงานกิโลโวลต์ของเครื่องฉายรังสี, การเอกซเรย์ด้วยลำรังสีแบบโคเน

Abstract

Image-guided radiotherapy (IGRT) is a method used the imaging in treatment room to validate patient positioning before treatment. The image registration software is used to find the patient position uncertainties. This research aimed to determine the accuracy of the automatic image registration software of using MV-EPID, kV-OBI, and kV-CBCT to determine the location of patients and cancerous lumps before irradiation. The head, chest, and pelvic regions of anthropomorphic phantom was scanned by CT-simulator. The phantom was set again in treatment room. The treatment couch was moved in vertical, longitudinal, and lateral directions in each axis and all three axes with the known couch shifted of 1, 3, 5, 10 and 20 mm, and then the three IGRT types were performed. The auto shifted software was applied to find the couch shifted. The deviations from auto shifted software and known couch shifted were reported and calculated for mean and SD. The results showed that kV-CBCT data presented the highest accuracy with a mean of shifted error within ± 1 mm in all regions and all directions and the overall mean of shifted error values of the head, thorax, and pelvic regions were 0.0 ± 0.8 mm, 0.2 ± 0.6 mm, and 0.1 ± 0.4 mm, respectively. The MV-EPID data presented secondary accuracy with a mean of shifted error of less than ± 1.5 mm and the overall mean of error shifted values of the head, thorax, and pelvic regions were -0.1 ± 0.5 mm, -0.3 ± 1.8 mm, and 0.2 ± 0.6 mm, respectively. The kV-OBI presented the least accurate with a mean of shifted error of less than ± 2 mm and an overall mean of shifted error values of the head, thorax, and pelvic regions at 0.0 ± 0.9 mm, -0.6 ± 1.6 mm, and -0.9 ± 1.3 mm, respectively. However, the use of MV-EPID and kV-OBI automatic image registration software was incorreced when the large couch shifted was set. Moreover, the automatic registration software was limited in MV-EPID when the large couch shifted was applied.

Keywords: Image-guided radiotherapy, Image registration software, MV-EPID, kV-OBI, kV-CBCT

บทนำ

จุดประสงค์ของรังสีรักษาคือการให้ปริมาณรังสีสูงต่อก้อนมะเร็ง ขณะเดียวกันต้องควบคุมปริมาณรังสีต่อเนื้อเยื่อปกติให้น้อยที่สุด^[1,2] เทคนิคการฉายรังสีแบบเข้ารูป (Conformal radiotherapy) เช่น เทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้ม (Intensity Modulated Radiotherapy: IMRT) หรือเทคนิคการฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วย (Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT) มีบทบาทอย่างมาก และมีการเลือกใช้มากขึ้นในหลายหน่วยงานรังสีรักษา เทคนิคเหล่านี้จำเป็นต้องมีความถูกต้องอย่างสูงในเรื่องการจัดทำผู้ป่วยในพื้นที่ลำรังสี^[3] และต้องให้เหมือนกันในทุกวันซึ่งถือเป็นปัจจัยหลักของการฉายรังสีสมัยใหม่ด้วยเทคนิคการฉายรังสีข้างต้น^[4] การจัดทำที่ไม่ตรงตำแหน่งที่ต้องการฉายนั้นทำให้ปริมาณรังสีที่ฉายไม่ครอบคลุมบริเวณที่ต้องการฉายรังสี (target tissue) และบริเวณที่ไม่ต้องการฉายรังสีจะได้รับปริมาณรังสีโดยไม่จำเป็น^[5] ก่อนการฉายรังสีจึงจำเป็นต้องมีการถ่ายภาพเพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อน ซึ่งปัจจุบันทำด้วยระบบภาพนำวิถี

ระบบภาพนำวิถี (Image Guided Radiotherapy: IGRT) คือการถ่ายภาพเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการฉายรังสี แบ่งเป็นระบบภาพ On Board

Imager (kV-OBI) มีส่วนของหัวเอกซเรย์สำหรับการถ่ายภาพ (kV X-ray source) และตัวรับภาพ (kV detector) แบ่งออกเป็นภาพแนวระนาบคู่ตั้งฉาก 2 มิติ (2D kV-pair planar image) หรือ kV Orthogonal หรือ kV-kV และภาพปริมาตร 3 มิติ (3D kV-CBCT) หรือ CBCT^[6] รวมทั้งในบางเครื่องมีตัวรับภาพในระดับพลังงานเมกะโวลต์ (MV) แบบ 2 มิติ จากหัวเครื่องฉายรังสีซึ่งอยู่ในทิศตรงข้ามกับหัวเครื่องฉายรังสีที่เรียกว่า Electronic Portal Imaging Device (MV-EPID) อีกด้วย

ภาพจากระบบภาพนำวิถี และภาพการจำลองการรักษาของผู้ป่วยถูกนำส่งไปในซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพ (Image registration software) เพื่อเปรียบเทียบและหาค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งระหว่างภาพจากการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉาย และภาพการจำลองการรักษา โดยผ่านอัลกอริทึม (Algorithm) ของซอฟต์แวร์ซึ่งเรียกว่า Automatic image registration และหากนักรังสีเทคนิคยังพบความคลาดเคลื่อนในภาพ ก็จะมีการปรับเลื่อนตำแหน่งอีกครั้ง ซึ่งเรียกว่า Manual image registration จากนั้นนักรังสีเทคนิคทำการเลื่อนเตียงผู้ป่วยกลับไปตามความคลาดเคลื่อนที่ซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพได้แสดงออกมา เพื่อให้ตำแหน่งของผู้ป่วยและก้อนมะเร็งตรงกับตำแหน่งเดียวกับที่วางแผนการรักษาไว้

ดังนั้นหากซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพ (Image registration software) มีการคำนวณ ความคลาดเคลื่อนที่ผิดตั้งแต่ในขั้น Automatic image registration จะส่งผลให้การฉายรังสีนั้นมีปริมาณ รังสีที่ฉายไม่ครอบคลุมบริเวณที่ต้องการฉายรังสี (Target tissue) หรือไม่ตรงกับก้อนมะเร็ง และบริเวณที่ไม่ต้องการฉายรังสี จะได้รับปริมาณรังสีโดยไม่จำเป็น

Kanakavelua N และคณะ^[7] ทำการตรวจสอบความถูกต้องของซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติระหว่างการใช้ kV-CT และ kV-CBCT ในการถ่ายภาพหุ่นจำลอง และคนไข้ โดยทำการเก็บภาพหุ่นจำลองจาก CT ที่มี slice thickness แตกต่างกันและ MV-CBCT ที่ตั้งค่า MU, slice size และ slice thickness เป็นต้น และประเมินความถูกต้องของภาพถ่ายคนไข้จากการใช้ kV-CBCT ถ่ายภาพอวัยวะต่าง ๆ เช่น สมอง, ศีรษะ, ลำคอ, ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน เป็นต้น พบว่าความคลาดเคลื่อนจากการลงทะเบียนภาพอัตโนมัติของภาพถ่ายหุ่นจำลองมีค่าไม่เกิน 2 มิลลิเมตร ในทั้งสามแนว และความคลาดเคลื่อนจากการลงทะเบียนภาพอัตโนมัติของผู้ป่วยส่วนใหญ่มีค่าไม่เกิน 2 มิลลิเมตร ขณะที่ slice thickness และ slice size ของ kV-CBCT ไม่ส่งผลต่อความถูกต้องของซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ

Dayananda SS และคณะ^[8] ทำการประเมินประสิทธิภาพของซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพ (IR) เพื่อตรวจจับความคลาดเคลื่อนที่ทราบค่า โดยการลงทะเบียนภาพอัตโนมัติซึ่งจำลองผ่านการเคลื่อนที่ของ ExactCouch โดยใช้ Onboard imager (OBI; 2D) และ CBCT (3D) ความคลาดเคลื่อนถูกตั้งไว้ 27 ค่า แบ่งเป็นการเลื่อน 11 ค่า การหมุน 10 ค่า การเลื่อนและการหมุน 6 ค่า ทั้งนี้ชุดการเคลื่อนสูงสุด ± 15 มิลลิเมตร ในทั้ง 3 แกนการเลื่อนและการเลื่อน 0° ถึง $\pm 1^\circ$ โดยภาพ kV-OBI ถูกลงทะเบียนภาพอัตโนมัติกับภาพ DRRs ขณะที่ภาพ kV-CBCT ถูกจับคู่กับ Planning CT โดยใช้ซอฟต์แวร์จับคู่แบบ 2D-2D และ 3D-3D แสดงค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยในการเลื่อนอยู่ที่ ± 0.5 มิลลิเมตร และ $\pm 0.2^\circ$, การหมุนอยู่ที่ ± 0.9 มิลลิเมตร และ $\pm 0.3^\circ$ การเลื่อนพร้อมการหมุนอยู่ที่ ± 0.4 มิลลิเมตร และ $\pm 0.2^\circ$ ตามลำดับ

จะเห็นว่างานวิจัยก่อนหน้านี้ มีการเน้นไปที่ kV-OBI และ kV-CBCT เท่านั้น ขณะที่ในทางปฏิบัติจริงมีการใช้ MV-EPID ด้วย และระบบการเคลื่อนเพียงแบบอัตโนมัติมีการจำกัดค่าสูงสุดที่ 2 ซม. ซึ่งยังไม่พบมีการศึกษาถึงการเลื่อนค่าระดับนี้ นอกจากนี้จากผลการสำรวจจาก 21 สถาบันทางการแพทย์ในประเทศไทย ที่ใช้เครื่องฉายรังสี

ยี่ห้อ Varian พบว่ามีการใช้ Automatic image registration มากกว่า 70% ในการตรวจสอบตำแหน่งด้วย MV-EPID, kV-OBI และ kV-CBCT ในการฉายรังสีที่ศีรษะ ทรวงอก อุ้งเชิงกราน และ ต่อมลูกหมาก^[9] ด้วยเหตุข้างต้น ผู้วิจัยจึงเล็งเห็นความสำคัญของความถูกต้องของซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ (Automatic image registration software) ดังนั้นงานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาความถูกต้องของซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ จากการใช้ MV-EPID, kV-OBI และ kV-CBCT ในการตรวจสอบตำแหน่งการจัดทำผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี

วิธีดำเนินการวิจัย

นำหุ่นจำลอง Alderson RANDO (Radiology Support Device, United Kingdom) มาทำการจำลองการรักษาด้วยเครื่อง CT Simulator ยี่ห้อ Siemens รุ่น SOMATOM Definition AS (Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) เพื่อเก็บภาพของศีรษะ (Head), ทรวงอก (Chest) และ อุ้งเชิงกราน (Pelvis) โดยใช้พลังงาน 120 kVp และ slice thickness 3 มม. จากนั้นส่งภาพเข้าระบบวางแผนการรักษา และส่งแผนการรักษาไปห้องฉายรังสี

หุ่นจำลองรังสีถูกจัดท่าอีกครั้งบนเตียงของเครื่องฉายรังสี Varian รุ่น Clinac iX (Varian Medical System, Palo Alto, CA) เลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงและจัดท่าหุ่นจำลองให้เหมือนกับขั้นตอนการจำลองการรักษา เพื่อลดปัจจัยต่าง ๆ ที่จะส่งต่อความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าหุ่นจำลองและการเคลื่อนของหุ่นจำลองระหว่างการเคลื่อนเตียง โดยใช้ระบบเลเซอร์ช่วยในการจัดท่าหุ่นจำลองที่จุดอ้างอิงตามแผนการรักษา ดังรูปที่ 1

หลังจากจัดท่าหุ่นจำลองในห้องฉายรังสี ทำการหาตำแหน่งอ้างอิงโดยใช้ IGRT แบบ kV-CBCT โดยให้แนวแกน lateral (LAT), longitudinal (LNG) และ Vertical (VER) มีค่าแนวการเลื่อนอัตโนมัติจากซอฟต์แวร์ (Auto shifted) เป็น 0 และทำซ้ำทั้งหมด 3 ครั้ง จนมั่นใจว่าตรงกับขั้นตอนการจำลองการรักษาจริง แล้วจึงใช้ตำแหน่งเตียงนี้เป็นตำแหน่งอ้างอิง จากนั้นทำการเคลื่อนเตียงฉายรังสีในแนวแกน LAT, LNG และ VRT เป็นระยะที่ทราบค่าแน่นอน ได้แก่ 1, 3, 5, 10 และ 20 มม. ทั้งแบบแต่ละแกนและเลื่อนพร้อมกันทั้ง 3 แกน โดยใช้ IGRT ทั้ง 3 ระบบ ได้แก่ MV-EPID, kV-OBI และ kV-CBCT ทั้งนี้ความถูกต้องแม่นยำของการเคลื่อนเตียงฉายรังสีได้ผ่านการทำการประกันคุณภาพตามมาตรฐาน AAPM TG-142^[10]

จากนักฟิสิกส์การแพทย์แล้ว และผลการทดสอบอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้

ทั้งนี้การสร้างภาพของ MV-EPID จะใช้รังสีเอกซ์พลังงานระดับเมกะโวลต์ในการสร้างภาพจากหัวเครื่องฉายรังสี และมีแผ่นรับภาพที่ติดอยู่กับเครื่องฉายรังสีซึ่งติดอยู่ด้านตรงข้ามในการรับภาพ ภาพที่ได้เป็นภาพระบบดิจิตอล 2 มิติ สามารถแสดงภาพได้ทันทีหลังการถ่ายภาพ โดยภาพที่ได้มีคุณภาพต่ำ มีคอนทราสต์ไม่ดี ภาพไม่ชัดเจนเท่ากับการใช้ภาพรังสีเอกซ์พลังงานกิโลโวลต์ เนื่องจากเกิดอันตรกิริยาคอมป์ตัน (Compton interaction) มากกว่า



รูปที่ 1 การจัดหุ่นจำลองในห้องฉายรังสี

การสร้างภาพของ kV-OBI จะใช้รังสีเอกซ์พลังงานระดับกิโลโวลต์ในการสร้างภาพจากหลอดรังสีเอกซ์ที่ติดอยู่กับเครื่องฉายรังสีและติดอยู่ด้านข้างเป็นมุม 90° กับหัวเครื่องฉายรังสี และมีแผ่นรับภาพอยู่ด้านตรงข้ามในการรับภาพ ภาพที่ได้เป็นภาพระบบดิจิตอล 2 มิติ สามารถแสดงภาพได้ทันทีหลังการถ่ายภาพ ภาพที่ได้มีคุณภาพดี มี Contrast ดีกว่าภาพจาก MV-EPID เนื่องจากเป็นผลของอันตรกิริยาแบบโฟโตอิเล็กทริกเป็นหลัก ทำให้สามารถมองเห็นตำแหน่งของกระดูกอย่างชัดเจน แต่ยังคงมีข้อจำกัด คือ ไม่เห็นรายละเอียดของเนื้อเยื่อ และแสดงภาพเป็น 2 มิติ เท่านั้น การสร้างภาพของ kV-CBCT จะมีลักษณะเช่นเดียวกับ kV-OBI แต่จะมีการหมุน Gantry ของเครื่องเร่งอนุภาคพร้อมถ่ายภาพเอกซเรย์ด้วยลำรังสีแบบโค่นผ่านตัวผู้ป่วยครึ่งหรือหนึ่งรอบ เป็นการสร้างภาพจากหลายมุมมอง (Projection) จากนั้นโปรแกรม

คอมพิวเตอร์ทำการสร้างภาพออกมาเป็นภาพ 3 มิติ เห็นรายละเอียดด้วยระนาบภายในและเนื้อเยื่ออย่างชัดเจน

โดยโปรโตคอลของ IGRT ที่ถ่ายศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน เป็น Clinical protocol ของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ หลังจากเลื่อนเตียงในระยะที่ทราบค่าและทำ IGRT แล้ว ทำการเปรียบเทียบภาพ IGRT ที่ได้กับภาพอ้างอิงจากขั้นตอนการจำลองการรักษา และใช้ซอฟต์แวร์ลงทะเบียนภาพอัตโนมัติในการอ่านค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้ โดยทำการเปิด Region of interest (ROI) ให้คลุมทั้งบริเวณภาพ ทำการบันทึกค่า Auto shifted ที่ได้จากซอฟต์แวร์ในแนว LAT, LNG และ VRT ในแต่ละ Imaging modality และใน 3 ส่วนของหุ่นจำลองรังสีทั้งศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน รวมจำนวน Auto shifted ที่ใช้ในการวิเคราะห์ทางสถิติทั้งหมด 540 ค่า จากนั้นหาค่าความคลาดเคลื่อน (Error shifted) ทั้งค่าเฉลี่ย (\bar{X}) และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) ทั้งนี้เพื่อทดสอบการวิเคราะห์ข้อมูลจะไม่นำค่า Auto shifted ที่ระบบไม่สามารถอ่านได้ (N/A) และค่า Error shifted ที่มีค่ามากกว่า 5 มม. มาใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

ผลการวิจัย

ตารางที่ 1 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนที่อ่านได้จากระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติในแนว LAT, LNG และ VRT ที่ซอฟต์แวร์อ่านค่าได้จากโปรแกรมการลงทะเบียนภาพแบบอัตโนมัติ จากหุ่นจำลองผู้ป่วยบริเวณศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานจากการใช้ภาพ MV-EPID

จากตารางที่ 1 พบว่าเมื่อมีการเลื่อนเตียงตั้งแต่ 5 มม. ลงไป ระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติสามารถอ่านค่าได้อย่างถูกต้อง ยกเว้นแนว LNG บริเวณศีรษะและทรวงอก หากมีการเลื่อนมากกว่า 5 มม. ระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ มักไม่สามารถอ่านค่าได้อย่างถูกต้อง รวมถึงระบบไม่สามารถคำนวณค่าความคลาดเคลื่อนได้ในการเลื่อนเตียงค่าสูงๆ โดยเฉพาะเมื่อมีการเลื่อน 3 แกน จากตารางที่ 2 พบว่าค่าเฉลี่ยภาพรวมความคลาดเคลื่อนแนว LAT มีขนาดค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานน้อยที่สุด ขณะที่แนว LNG มีขนาดค่าเฉลี่ยสูงที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนในแนว LAT, LNG และ VRT ที่ -0.2 ± 1.0 มม, -0.4 ± 1.1 มม, และ 0.3 ± 1.3 มม ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาถึงค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยตามตำแหน่ง พบว่า บริเวณศีรษะมีความคลาดเคลื่อนที่ต่ำสุด ขณะที่บริเวณทรวงอกมีความคลาดเคลื่อนสูงสุด โดยระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติจากการใช้ภาพ MV-EPID สร้างภาพให้ค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนบริเวณศีรษะ ทรวงอก

และอู่เชิงกรานเท่ากับ -0.1 ± 0.5 มม, -0.3 ± 1.8 มม, และ 0.2 ± 0.6 มม ตามลำดับ ตารางที่ 3 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนที่อ่านได้จากระบบลงทะเบียนภาพอัดโนมิติในแนว LAT, LNG และ VRT ที่ซอฟต์แวร์อ่านค่าได้จากโปรแกรม

การลงทะเบียนภาพแบบอัดโนมิติ จากหุ่นจำลองผู้ป่วย บริเวณศีรษะ ทรวงอก และอู่เชิงกรานจากการใช้ภาพ kV-OBI

ตารางที่ 1 ความคลาดเคลื่อนจากระบบลงทะเบียนภาพอัดโนมิติเมื่อมีการถ่ายภาพจาก MV-EPID

ระบบภาพ	ระยะเตียงที่เลื่อน (มม)			ค่าความคลาดเคลื่อน (มม)								
				ศีรษะ			ทรวงอก			อู่เชิงกราน		
	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT
MV-EPID	1			0	0	0	0	0	2	1	0	0
		1		0	0	0	0	0	2	1	0	0
			1	0	0	0	0	1	1	1	-1	0
		3		0	0	0	-2	1	3	0	-1	1
			3	0	0	0	1	-2	2	0	-1	2
				0	0	-1	1	0	-2	0	0	0
		5		-6	0	0	-6	-1	1	-1	0	1
			5	0	0	0	-3	-4	0	1	0	1
				0	0	0	0	1	-3	1	0	0
		10		N/A	N/A	N/A	-11	-1	1	-12	0	1
			10	-1	-1	1	-3	-9	0	0	0	0
				0	0	1	1	0	-8	0	0	0
		20		-20	1	1	-20	-1	2	-24	0	0
			20	N/A	N/A	N/A	-2	-21	0	N/A	N/A	N/A
				-1	0	-1	0	1	-18	N/A	N/A	N/A
	1	1	1	-1	0	0	0	0	2	0	0	0
	3	3	3	-1	-1	0	-1	-4	-1	0	0	0
	5	5	5	-1	-1	0	-8	-4	-5	0	0	0
	10	10	10	N/A	N/A	N/A	-14	-8	-9	N/A	N/A	N/A
	20	20	20	N/A	N/A	N/A	-20	-21	-18	N/A	N/A	N/A

ตารางที่ 2 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อนจากระบบลงทะเบียนภาพอัดโนมิติจากภาพถ่าย MV-EPID

ระบบภาพ		ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อน (มม)			
		LAT	LNG	VRT	ภาพรวม
MV-EPID	ศีรษะ	-0.4 ± 0.5	-0.1 ± 0.5	0.1 ± 0.6	-0.1 ± 0.5
	ทรวงอก	-0.6 ± 1.3	-0.8 ± 1.7	0.3 ± 2.1	-0.3 ± 1.8
	อู่เชิงกราน	0.3 ± 0.6	-0.2 ± 0.4	0.4 ± 0.6	0.2 ± 0.6
	ภาพรวม	-0.2 ± 1.0	-0.4 ± 1.1	0.3 ± 1.3	-0.1 ± 1.2

จากตารางที่ 3 พบว่าผลการศึกษาจากระบบภาพ kV-OBI เป็นไปในทางเดียวกันกับค่าจากการใช้ MV-EPID แต่มีค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยที่สูงกว่า แม้จะมีคุณภาพของภาพที่ดีกว่าการใช้ MV-EPID ทั้งนี้เป็นผลเนื่องจากระบบลงทะเบียนภาพอัดโนมิติจากการใช้ภาพ kV-OBI อ่านค่าได้ไม่ถูกต้องเมื่อทำการเลื่อนเตียงในค่าสูง แม้จะสามารถ

อ่านค่าได้ทั้งหมดก็ตาม จากตารางที่ 4 พบว่าค่าเฉลี่ยภาพรวมความคลาดเคลื่อนแนว VRT มีค่าเฉลี่ยน้อยที่สุด ขณะที่แนว LNG มีขนาดค่าเฉลี่ยสูงที่สุด โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนในแนว LAT, LNG และ VRT ที่ -0.4 ± 1.4 มม, -0.7 ± 1.0 มม, และ -0.2 ± 1.5 มม ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาถึงค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยตาม

ตำแหน่ง พบว่า บริเวณศีรษะมีความคลาดเคลื่อนที่ต่ำสุด ขณะที่บริเวณอุ้งเชิงกรานมีความคลาดเคลื่อนสูงสุด โดยระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติจากการใช้ภาพ KV-OBI สร้างภาพ ให้ค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนบริเวณศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานเท่ากับ 0.0 ± 0.9 มม, -0.6 ± 1.6 มม, และ -0.9 ± 1.3 มม ตามลำดับ

ตารางที่ 5 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนที่อ่านได้จากระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติในแนว LAT, LNG และ VRT ที่ซอฟต์แวร์อ่านค่าได้จากโปรแกรมการลงทะเบียนภาพแบบอัตโนมัติ จากหุ่นจำลองผู้ป่วยบริเวณศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานจากการใช้ภาพ KV-CBCT จากตารางที่ 5 พบว่าผลการศึกษาจากระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติด้วยระบบภาพ KV-CBCT มีความถูกต้องสูง แสดงค่าความ

คลาดเคลื่อนอยู่ภายใน ± 1.0 มม ในทุกแนว และทุกตำแหน่ง ยกเว้นแนว LNG ของบริเวณทรวงอกที่มีความคลาดเคลื่อน 2 มม เมื่อมีการเลื่อนเตียง 1 มม จากตารางที่ 6 พบว่าค่าเฉลี่ยภาพรวม ค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนในแนว LAT, LNG และ VRT ที่ 0.1 ± 0.8 มม, 0.1 ± 0.5 มม, และ 0.2 ± 0.4 มม ตามลำดับ และเมื่อพิจารณาถึงค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยตามตำแหน่ง พบว่า บริเวณศีรษะมีความคลาดเคลื่อนที่ต่ำเช่นเดียวกับการใช้ภาพ MV-EPID และ KV-OBI โดยระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติจากการใช้ภาพ KV-CBCT สร้างภาพ ให้ค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนบริเวณศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานเท่ากับ 0.0 ± 0.8 มม, 0.2 ± 0.6 มม, และ 0.1 ± 0.4 มม ตามลำดับ

ตารางที่ 3 ความคลาดเคลื่อนจากระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติเมื่อมีการถ่ายภาพจาก KV-OBI

ระบบภาพ	ระยะเตียงที่เลื่อน (มม)			ค่าความคลาดเคลื่อน (มม)								
				ศีรษะ			ทรวงอก			อุ้งเชิงกราน		
	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT
KV-OBI	1			0	1	0	0	-1	1	-1	-1	0
		1		0	0	0	0	-2	2	0	0	-1
			1	0	0	0	0	-1	1	0	-1	-1
	3			0	0	0	0	-1	0	0	-1	0
		3		0	0	0	0	-2	2	0	0	0
			3	0	0	0	0	-1	-2	0	-1	-1
	5			-7	0	0	0	-1	6	-4	-1	0
		5		0	0	0	-1	-2	1	0	-2	0
			5	0	0	0	0	-1	-3	0	-1	-5
	10			-11	0	0	-9	-1	2	-10	-1	0
		10		0	0	1	-1	-3	6	-1	-13	0
			10	0	0	0	1	-1	-9	0	-1	-10
	20			-7	0	0	-20	-1	2	-20	-1	0
		20		1	0	6	1	-21	3	0	-21	0
			20	1	2	-18	1	-1	-18	0	-1	-20
1	1	1	0	1	0	-1	-2	0	0	0	-1	
3	3	3	-5	0	0	-1	-2	-1	-1	0	-3	
5	5	5	-7	0	0	-4	-4	-3	-5	-6	-5	
10	10	10	-7	-2	0	-10	-9	-8	-10	-11	-10	
20	20	20	-20	-19	-20	-20	-21	-19	-21	-21	-20	

ตารางที่ 4 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อนจากระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติเมื่อมีการถ่ายภาพจาก kV-OBI

ระบบภาพ		ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อน (มม)			
		LAT	LNG	VRT	ภาพรวม
kV-OBI	ศีรษะ	-0.2±1.4	0.1±0.7	0.1±0.2	0.0±0.9
	ทรวงอก	-0.3±1.2	-1.6±0.8	0.4±1.9	-0.6±1.6
	อุ้งเชิงกราน	-0.8±1.5	-0.8±0.5	-1.1±1.7	-0.9±1.3
	ภาพรวม	-0.4±1.4	-0.7±1.0	-0.2±1.5	-0.5±1.3

ตารางที่ 5 ความคลาดเคลื่อนจากระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติเมื่อมีการถ่ายภาพจาก kV-CBCT

ระบบภาพ	ระยะเตียงที่เลื่อน (มม)			ค่าความคลาดเคลื่อน (มม)								
				ศีรษะ			ทรวงอก			อุ้งเชิงกราน		
	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT	LAT	LNG	VRT
kV-CBCT	1			0	0	1	1	0	0	1	-1	0
		1		-1	0	1	1	-2	0	0	0	0
			1	-1	1	1	1	0	0	1	0	0
		3		-1	1	1	0	0	0	0	0	0
			3	-1	0	0	0	0	0	1	0	0
				3	-1	0	0	1	0	0	0	0
		5		-1	0	1	1	-1	0	0	0	0
			5	-1	1	0	0	0	0	1	0	0
				5	-1	1	0	1	0	0	0	-1
		10		-1	1	1	1	0	0	0	0	0
			10	-1	1	0	1	0	0	1	-1	0
				10	-1	1	1	1	0	0	1	0
		20		0	1	1	0	0	0	0	0	0
			20	-1	0	0	1	0	0	1	0	0
				20	-1	0	0	1	1	0	0	0
	1	1	1	-1	0	1	0	0	1	1	0	0
	3	3	3	-1	0	0	1	0	0	0	0	0
	5	5	5	-1	0	0	1	0	0	0	0	0
	10	10	10	-1	0	0	1	0	0	0	0	0
	20	20	20	0	0	0	0	0	0	0	0	0

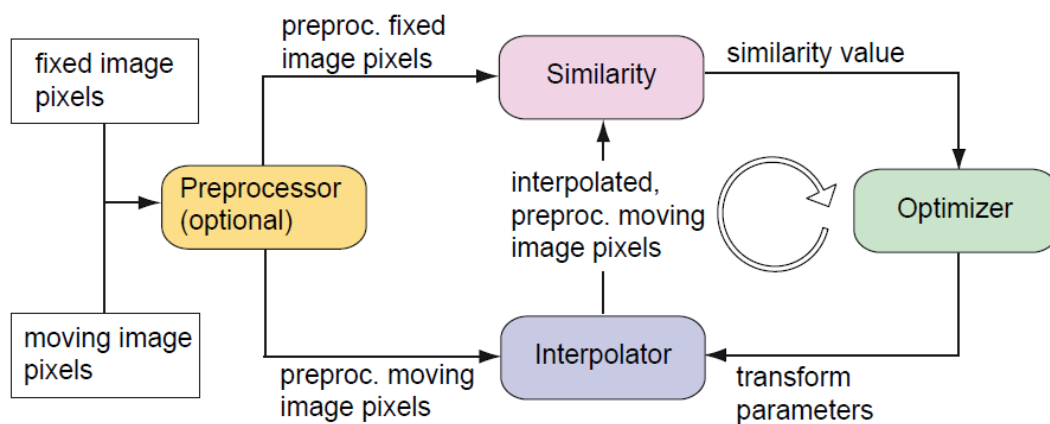
ตารางที่ 6 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อนจากระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติเมื่อถ่ายภาพจาก kV-CBCT

ระบบภาพ		ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อน (มม)			
		LAT	LNG	VRT	ภาพรวม
kV-CBCT	ศีรษะ	-0.9±0.4	0.4±0.5	0.5±0.5	0.0±0.8
	ทรวงอก	0.7±0.5	-0.1±0.5	0.1±0.2	0.2±0.6
	อุ้งเชิงกราน	0.4±0.5	-0.1±0.3	-0.1±0.2	0.1±0.4
	ภาพรวม	0.1±0.8	0.1±0.5	0.2±0.4	0.1±0.6

อภิปรายผลการวิจัย

จากการศึกษาพบว่าซอฟต์แวร์ลงทะเบียนภาพอัตโนมัติมีข้อจำกัดเมื่อมีค่าความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วยที่สูง ตั้งแต่ 10 มม เป็นต้นไป เมื่อมีการทำ IGRT โดยใช้ MV-EPID และ KV-OBI โดย KV-OBI แสดงค่าที่ผิดพลาดขณะที่การใช้ MV-EPID ซอฟต์แวร์อ่านค่าที่ผิดพลาดและไม่สามารถอ่านค่าได้ในหลาย ๆ ค่า ทั้งนี้เป็นข้อจำกัดของการลงทะเบียนภาพแบบอัตโนมัติ เมื่อมีการสร้างภาพแบบ 2 มิติและคุณภาพของภาพที่ไม่ดี เนื่องจากเป็นการใช้ไฟตอนพลังงานสูงในการสร้างภาพ อันตรกิริยาส่วนใหญ่เป็นแบบคอมปตัน นอกจากนี้การใช้ MV-EPID บริเวณทรวงอกมีขนาดค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความคลาดเคลื่อนที่สูงกว่าตำแหน่งอื่น ๆ ทั้งนี้เนื่องจากการเลื่อนเพียงค่าสูงเช่น 10-20 มม ซอฟต์แวร์ไม่สามารถอ่านค่าได้อย่างถูกต้อง ขณะที่บริเวณศีรษะและอุ้งเชิงกรานอ่านค่าไม่ได้เลย ดังนั้นในการปฏิบัติจริง แนะนำให้ทำการเลื่อนด้วยมือก่อน จากนั้นจึงให้ระบบซอฟต์แวร์ลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ ส่วนการใช้ KV-OBI บริเวณทรวงอกและอุ้งเชิงกรานมีขนาดค่าเฉลี่ยความ

คลาดเคลื่อนและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของความคลาดเคลื่อนที่สูงกว่าตำแหน่งอื่น ๆ นอกจากนี้การใช้ MV-EPID หรือ KV-OBI ที่เป็นภาพ 2 มิติ กับหุ่นจำลองรังสีที่มีรูปร่าง ความโค้งงอ ร่วมกับคุณภาพภาพ MV-EPID หรือ KV-OBI ที่ Contrast ไม่ดี นั้น เมื่อนำไปลงทะเบียนภาพกับภาพ DRR ที่มี Contrast ที่ดี เนื่องจากถูก Reconstruction มาจากภาพ CT sim โดยตรง ผู้วิจัยอนุมานจากกลไกพื้นฐานของอัลกอริทึมการลงทะเบียนภาพได้ว่าทำให้ค่าเอนโทรปีของภาพ MV-EPID หรือ KV-OBI แตกต่างจากภาพ DRR ส่งผลให้การวัด Similarity Measures จากการใช้ Mutual Information (MI) ได้ยาก ส่งผลให้ Optimizers ได้ค่า local maxima ที่น้อยจากความเป็นจริง ทำให้ค่า Auto shifted ที่ได้จากซอฟต์แวร์นั้นมีค่าแตกต่างจาก Known couch shifted นำมาสู่ค่า Error shifted ที่มากนั่นเอง ดังในรูปที่ 2 ทั้งนี้กระบวนการลงทะเบียนภาพเชิงลึกควรศึกษาในส่วนของ การประมวลผลภาพ (Image processing) ต่อไป



รูปที่ 2 กลไกพื้นฐานของอัลกอริทึมการลงทะเบียนภาพ^[11]

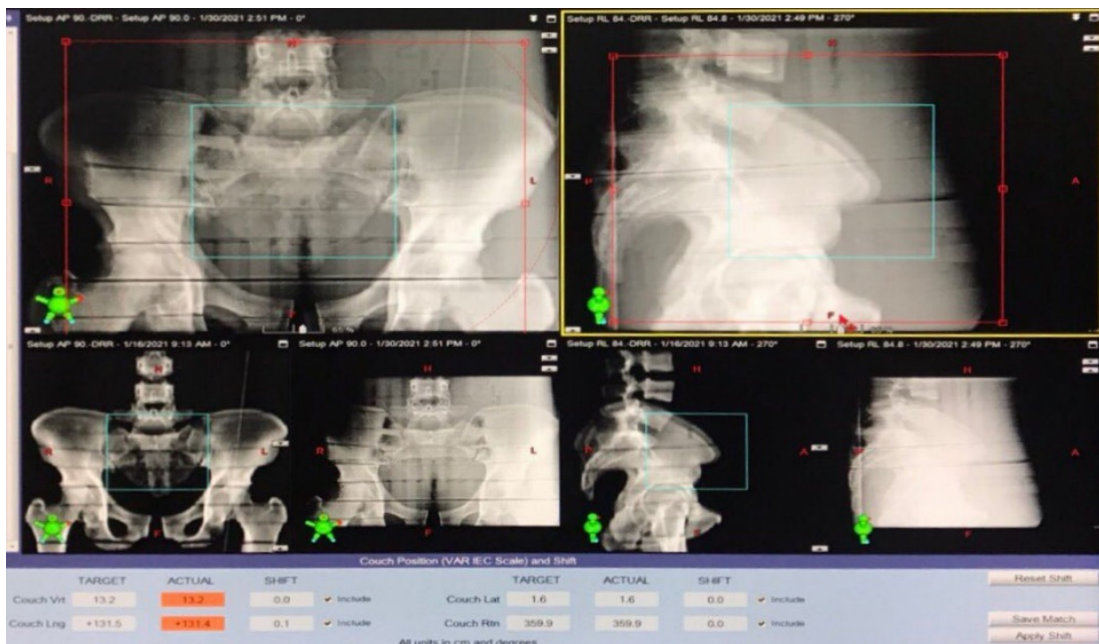
อย่างไรก็ตามเมื่อนำข้อมูลมาเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Chen C และคณะ^[12] ซึ่งใช้หุ่นจำลองรังสี CIRS ATOM Max Dental and Diagnostic Head ซึ่งเป็นหุ่นจำลองรังสีส่วนศีรษะทางรังสีวินิจฉัยด้วยการลงทะเบียนภาพอัตโนมัติกับ MV-EPID พบว่าในส่วนศีรษะหุ่นจำลองรังสีในงานวิจัยนี้มีค่าเฉลี่ย Error shifted ในแนว LAT LNG และ VRT ที่ใกล้เคียงกันและไม่เกิน ±1 มม โดยงานวิจัยของ Chen C และคณะมีค่า Error shifted แนว LAT LNG และ VRT อยู่ที่ 0.45 มม, 0.75 มม และ 0.55

มม ตามลำดับ ขณะที่งานวิจัยนี้มีค่าอยู่ที่ -0.2 มม, -0.4 มม และ 0.3 มม ตามลำดับ ขณะที่การใช้ IGRT แบบ KV-CBCT ระบบลงทะเบียนอัตโนมัติให้ค่าความคลาดเคลื่อนที่ต่ำมาก เนื่องจากการทำ CBCT ให้ข้อมูลภาพเป็นลักษณะ 3 มิติ มีรายละเอียดของข้อมูลภาพที่ชัดเจน จึงมีความถูกต้องที่สูงมาก ในทุกแนวการเลื่อนและทุกตำแหน่งของหุ่นจำลอง โดยค่าความคลาดเคลื่อนที่ระบบคำนวณได้ในแนว LAT LNG และ VRT จากการใช้ KV-CBCT มีความใกล้เคียงกับงานวิจัยของ Sharma SD และคณะ^[8] โดย

งานวิจัยของ Sharma SD และคณะ มีค่า Error shifted ในแนว LAT LNG และ VRT จากการใช้ kV-CBCT อยู่ที่ 0.3 ± 0.5 มม, 0.0 ± 1.1 มม และ 0.3 ± 0.7 มม ตามลำดับ ขณะที่งานวิจัยนี้มีค่าอยู่ที่ 0.1 ± 0.8 มม, 0.1 ± 0.5 มม, และ 0.2 ± 0.4 มม รวมทั้งมีค่าเฉลี่ยไม่เกิน 0.5 มม เช่นกัน

เมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยภาพรวมของค่า Error shifted ของทั้ง 3 เครื่องมือ พบว่าการใช้ kV-OBI มีความถูกต้องน้อยที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยภาพรวมอยู่ที่ -0.5 ± 1.3 มม หากพิจารณาแต่ละส่วนของหุ่นจำลองพบว่ามีความถูกต้องน้อยอย่างมากในบริเวณทรวงอกและอุ้งเชิงกราน ซึ่งคาดว่าน่าจะมีสาเหตุมาจากข้อจำกัดของซอฟต์แวร์ลงทะเบียนภาพอัตโนมัติที่แทบจะไม่สามารถคำนวณและแสดงค่า Auto shifted ได้เลยจาก Known couch shifted เมื่อมี Known couch shifted ในค่าสูง ดังตัวอย่างในรูปแบบที่ 3 ที่

เลื่อนเพียงแนว LAT 20 มม แต่ระบบลงทะเบียนภาพอัตโนมัติอ่านค่าได้เพียง 1 มม เท่านั้น (กรอบสีแดง ระบบค่า Auto shifted แสดง 0.1 ซม. หรือ 1 มม) ส่งผลให้ค่า Error shifted มีค่าสูงอย่างมาก ดังนั้นในทางคลินิกแนะนำให้มีการเลื่อนภาพด้วยมือ (Manual shifted) จากนักรังสีเทคนิคก่อน โดยให้ภาพ kV-OBI เข้ามาใกล้กับภาพ DRR ซึ่งเทคนิคนี้สามารถให้ค่า Auto shifted ที่มีความถูกต้องใกล้เคียงกับ Known couch shifted หรือมีค่า Error shifted ที่น้อยนั่นเอง อย่างไรก็ตามในงานวิจัยนี้ทางผู้วิจัยต้องการศึกษาถึงความน่าเชื่อถือของการลงทะเบียนภาพอัตโนมัติจากซอฟต์แวร์ลงทะเบียนภาพอัตโนมัติแบบแท้จริง โดยไม่มีการ Manual shifted เข้ามาเกี่ยวข้องแต่อย่างใด จึงไม่ใช้เทคนิคและข้อมูลนี้มาใช้ในวิเคราะห์



รูปที่ 3 หน้าต่างซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติจากการใช้ kV-OBI

สรุปผลการวิจัย

จากการศึกษาค่าความคลาดเคลื่อนและความถูกต้องของการลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ พบว่าการใช้ kV-CBCT มีความถูกต้องมากที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ย Error shifted ไม่เกิน ± 1 มม ในทุกบริเวณและทุกทิศทางของการเลื่อน และมีค่าเฉลี่ยภาพรวมของค่า Error shifted ของส่วนศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานอยู่ที่ 0.0 ± 0.8 มม, 0.2 ± 0.6 มม และ 0.1 ± 0.4 มม ตามลำดับ การใช้ MV-EPID มีความถูกต้องรองลงมา โดยมีค่าเฉลี่ย Error shifted ไม่เกิน ± 1.5 มม และมีค่าเฉลี่ยภาพรวมของค่า Error shifted ของส่วน

ศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานอยู่ที่ -0.1 ± 0.5 มม, -0.3 ± 1.8 มม และ 0.2 ± 0.6 มม ตามลำดับ การใช้ kV-OBI มีความถูกต้องน้อยที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ย Error shifted ไม่เกิน ± 2 มม และมีค่าเฉลี่ยภาพรวมของค่า Error shifted ของส่วนศีรษะ ทรวงอก และอุ้งเชิงกรานอยู่ที่ 0.0 ± 0.9 มม, -0.6 ± 1.6 มม และ -0.9 ± 1.3 มม ตามลำดับ อย่างไรก็ตาม การใช้ MV-EPID และ kV-OBI ซอฟต์แวร์ลงทะเบียนภาพอัตโนมัติมีข้อจำกัด เมื่อมีค่าการเลื่อนเพียงค่าสูงๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อใช้ MV-EPID ในการเลื่อนเพียงค่าสูงระบบไม่สามารถอ่านค่าได้ ทั้งนี้การลงทะเบียนภาพควร

ใช้การเลื่อนภาพด้วยมือ (Manual shifted) จากนักรังสีเทคนิคควบคู่กับการลงทะเบียนภาพอัตโนมัติ (Auto shifted) สามารถเพิ่มความถูกต้องในตำแหน่งการรักษาผู้ป่วยได้ โดยเฉพาะเมื่อมีความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งสูง

เอกสารอ้างอิง

- [1] Ye JC, Qureshi MM, Clancy P, Dise LN, Willins J, Hirsch AE. Daily patient setup error in prostate image guided radiation therapy with fiducial-based kilovoltage onboard imaging and conebeam computed tomography. *Quant Imaging Med Surg* 2015;5(5): 665–72.
- [2] Britton KR, Takai Y, Mitsuya M, Nemoto K, Ogawa Y, Yamada S. Evaluation of Inter- and Intrafraction organ motion during Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) for localized prostate cancer measured by a newly developed on-board image-guided system. *Radiat Med* 2005;23(1):14-24.
- [3] กมลรัตน์ เลื่องงามเอี่ยม, คิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม. การกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งการฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากที่รักษาด้วยเทคนิคการปรับความเข้มของลำรังสี (VMAT) โดยใช้เครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบโคน. *วารสารมะเร็งวิทยา* 2560;23(1):27-37.
- [4] Bentel GC, Marks LB, Krishnamurthy R. Impact of cradle immobilization on setup reproducibility during external beam radiation therapy for lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;38(3):527-31.
- [5] Balter JM, Chen GTY, Pelizzari CA, Krisnasamy S, Rubin S, Vijayakumar S. Online repositioning during treatment of the prostate: A study of potential limits and gains. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1993;27(1):137-43.
- [6] คชา ดินทุพานนท์, สุธิ เดชะวงศ์สุวรรณ, วีรณัฐ ทวีบุญ. การศึกษาเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของตำแหน่ง isocenter ระหว่างแนวเหนือและใต้ต่อ nipple สำหรับการฉายรังสีมะเร็งบริเวณทรวงอกและช่องท้องโดยการใช้ภาพ KV Orthogonal หรือ Cone-beam computed tomography (CBCT) ของโรงพยาบาลศิริราช. *วารสารมะเร็งวิทยา* 2561;24(1):25-34.
- [7] Kanakavelu N, Samuel EJJ. Accuracy in automatic image registration between MV cone beam computed tomography and planning kV computed tomography in image guided radiotherapy. *Rep Pract Oncol Radiother* 2016;21(5):487–94.
- [8] Sharma SD, Dongre P, Mhatre V, Heigrujam M. Evaluation of automated image registration algorithm for image-guided radiotherapy (IGRT). *Australas Phys Eng Sci Med* 2012;35(3): 311-9.
- [9] Thai Society of Radiological Technologists (TSRT). Preliminary Survey for IGRT Reference Guide. กรุงเทพฯ: Thai Society of Radiological Technologists. 2021.
- [10] Varian Medical Systems, Inc. (2020). On-Board Imager (OBI) Reference Guide. Switzerland: Varian Medical Systems, Inc.
- [11] Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2019;36(9):4197-212.
- [12] Chen C, Wu C, Zhong Y, Xie C, Zhou Y, Liu H, et al. A new registration algorithm of electronic portal imaging devices images based on the automatic detection of bone edges during radiotherapy. *Scientific Reports* 2020;10(1)10253



วารสารรังสีเทคนิค

The Thai Journal of Radiological Technology

ความถูกต้องของซอฟต์แวร์การลงทะเบียนภาพอัตโนมัติของระบบภาพนำวิถี
Accuracy of automatic image registration software for image guided
radiotherapy

พงศกร จันจรัส • ภัทรพล ภัทรกิจบรรกุล • ทวีป แสงแห่งธรรม

Thai J Rad Tech 2021;46(1):16-25

วารสารรังสีเทคนิค

วารสารวิชาการของสมาคมรังสีเทคนิคแห่งประเทศไทย

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยมหิดล

แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กทม. 10700
