Journal of Thai Association of Radiation Oncology

Volume 32 Issue 1 January – June 2026

- Immobilization Devices for Proton Therapy in Head and Neck Cancer: The Role of Radiation Therapists
- Lung cancer radiotherapy using end expiration breath hold technique with respiratory gating for scanners (RGSC) and linear accelerator at Siriraj hospital
- Proton Therapy in Liver Cancer at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society: Technical and Clinical Implementation
- Marker-less patient setup applications of surface-guided radiotherapy and quality assurance: An institutional experience
- Comparison of lung tumor position for image guided radiotherapy between Three Dimensional Cone beam computed tomography and Four Dimensional Cone beam computed tomography

ISSN 2730-177X (Online)

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย



Thai Association of Radiation Oncology

รายชื่อคณะกรรมการบริหาร
สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
วาระปี 2568-2570

คณะกรรมการบริหาร

ศ.พญ.อิ่มใจ	ชิตาพนารักษ์	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	นายกสมาคม
รศ.พญ.มัณฑนา	ธนะไชย	โรงพยาบาลรามาธิบดี	อุปนายก 1
รศ.พญ.กาญจนา	โชติเลอศักดิ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	อุปนายก 2
น.ท.หญิง กนกพิศ	โตวนำชัย	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	เลขาธิการ
รศ.นพ.อรรถพล	พินิจพัชรเลิศ	โรงพยาบาลธรรมศาสตร์	ผู้ช่วยเลขาธิการ และนายทะเบียน
รศ.พิเศษ พญ.สาริน	กิจพาณิชย์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เหรัญญิก และผู้ช่วยฝ่ายวิเทศสัมพันธ์และสื่อสารองค์กร
รศ.พญ.จันจิรา	เพชรสุขศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	ประธานฝ่ายวิชาการ
ผศ.พญ.อชิรญา	เตยะธิติ	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
นพ.ชัยรัตน์	โล่วณิชเกียรติกุล	โรงพยาบาลรามาธิบดี	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
ผศ.พญ.นันทกานต์	อภิวโรดมภ์	โรงพยาบาลศิริราช	ประธานฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา
ผศ.พญ.ปฐมพร	ศิรประภาศิริ	กระทรวงสาธารณสุข	รองประธานฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา 1
นพ.ธราธร	ตุงคะสมิต	สถาบันมะเร็งแห่งชาติ	รองประธานฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา 2
น.อ.หญิง มล.อภิรดี	กฤดากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายปฏิคม
พ.อ.หญิง ศิรินทิพย์	ทรงวุฒิวิชัย	โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า	รองประธานฝ่ายปฏิคม
รศ.นพ.พิทยา	ด่านกุลชัย	โรงพยาบาลศิริราช	ประธานฝ่ายพัฒนาทรัพยากรบุคคล
ผศ.นพ.ราศิน	วรวงศากุล	โรงพยาบาลรามาธิบดี	รองประธานฝ่ายพัฒนาทรัพยากรบุคคล
รศ.พญ.กิตต์วดี	ศักดิ์ศรชัย อธิกคุณากร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิเทศสัมพันธ์และสื่อสารองค์กร
ผศ.พญ.ปรางระวี	แสงจันทร์	โรงพยาบาลธรรมศาสตร์	รองประธานฝ่ายวิเทศสัมพันธ์และสื่อสารองค์กร และผู้ช่วยเหรัญญิก
ศ.นพ.เอกสิทธิ	ธราวิจิตรกุล	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
ผศ.นพ.คมสันต์	ธำรงค์อนันตสกุล	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	รองประธานฝ่ายสารสนเทศ
ศ.นพ.ชวลิต	เลิศบุษยานุกูล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
ผศ.พญ.ศศิกาญจน์	จำจด	โรงพยาบาลจุฬาภรณ์	กรรมการกลาง และผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา
ผศ.พญ.ชมพร	สีตะธนี	โรงพยาบาลรามาธิบดี	กรรมการกลาง และผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา
นพ.ยศดนัย	นาเมืองจันทร์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	กรรมการกลาง และผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาทรัพยากรบุคคล
พญ.รุ่งอรุณ	กิตติเชษฐ์	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	กรรมการกลาง และผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ

รายชื่อคณะอนุกรรมการบริหาร
สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
วาระปี 2568-2570

คณะอนุกรรมการ

รศ.พิเศษ ดร.พญ.อนุสสรา	ประยงค์รัตน์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
ผศ.พญ.จิดาภา	พฤฒิกิตติ	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
นพ.พงศ์พันธุ์	จันวัฒนา	โรงพยาบาลหาดใหญ่	ผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาทรัพยากรบุคคล
ผศ.นพ.ภูริวัฒน์	เมืองวงศ์	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นพ.จิรศักดิ์	สุขาบูรณ์	โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี	ผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา
รศ.พิเศษ ดร.พญ.ชนม์นิภา	นันทวิทยา	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร

ที่ปรึกษา
สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปี พ.ศ. 2568- 2570

รายชื่อที่ปรึกษา

ผศ.พญ.สุรีย์	ฐิตะฐาน	พล.ต. (พิเศษ) รศ.นพ.ประมุข	พรหมรัตนพงศ์
ศ.เกียรติคุณ นพ.ไพรัช	เทพมงคล	ศ.นพ.พิทยภูมิ	ภัทรนุธาพร
ศ.เกียรติคุณ พญ.พวงทอง	ไกรพิบูลย์	รศ.นพ.ประเสริฐ	เลิศสงวนสินชัย
รศ.นพ.วิชาญ	หล่อวิทยา	รศ.นพ.ศรีชัย	ครุสันธิ์
ศ.เกียรติคุณ พญ.ลักษณา	โพชนุกูล	ผศ.พญ.สมใจ	แดงประเสริฐ
พล.อ.ต.นพ.เอกชัย	วิเศษศิริ	ว่าที่ร้อยตรี นพ.ปิยะ	ประทีปะเสน
ศ.เกียรติคุณ พญ.วิมล	สุขถมยา	รศ.นพ.เต็มศักดิ์	พึ่งรัศมี
นพ.ยงยุทธ	คงธนารัตน์	รศ.นพ.ชลเกียรติ	ขอประเสริฐ
พล.ต.หญิง รศ.พญ.พรศรี	คิดชอบ		

Content

มะเร็งวิวัฒน์
วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 32 ฉบับที่ 1 มกราคม – มิถุนายน 2569

03 คณะกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2568- 2570
04 คณะอนุกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2568- 2570
04 ที่ปรึกษาสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2568 - 2570
07 บรรณาธิการแถลง

O1 การใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยในการฉายรังสีอนุภาคโปรตอนสำหรับมะเร็งศีรษะและลำคอ: บทบาทของนักรังสีการแพทย์
Immobilization Devices for Proton Therapy in Head and Neck Cancer: The Role of Radiation Therapists
เมทินี วิเศษรินทอง, ณัฐวุฒิ มาฟู, ยุภาวดี โชติมิตร, จารึก ก้านเพ็ชร

O16 การฉายรังสีรักษามะเร็งปอดด้วยเทคนิคการกลั้นลมหายใจออกร่วมกับระบบ Respiratory gating for scanners (RGSC) และเครื่องฉายรังสี Linear accelerator ของโรงพยาบาลศิริราช
Lung cancer radiotherapy using end expiration breath hold technique with respiratory gating for scanners (RGSC) and linear accelerator at Siriraj hospital
ฟ้าวลัย พงษ์ไพบูลย์, กรกช สุนทรชัยนุกูล, กชกร อัศวศุภชัย, จุฬารัตน์ สืบสม

O34 เทคนิคการฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนในโรคมะเร็งตับ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
Proton Therapy in Liver Cancer at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society: Technical and Clinical Implementation
ธนภัทร เตียเจริญ, ภัทราพร ฐาศศิร์, ภัทราวดี พรมงูเหลือม

O61 ประสบการณ์การประยุกต์ใช้ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย ยี่ห้อ AlignRT สำหรับจัดตำแหน่งฉายรังสี และการประกันคุณภาพ
Marker-less patient setup applications of surface-guided radiotherapy and quality assurance: An institutional experience
สรจรส อุณห์ศิริ, ศักดา กิ่งแก้ว, มนัญชยา วิมลโนช, พันทิวา อุณห์ศิริ

Content

มะเร็งวิวัฒน์
วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 31 ฉบับที่ 2 กรกฎาคม - ธันวาคม 2568

R1 *ศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างค่าความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดระหว่างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในห้องฉายรังสีแบบสามมิติ (3D-CBCT) และสี่มิติ (4D-CBCT)*

Comparison of lung tumor position for image guided radiotherapy between Three Dimensional Cone beam computed tomography and Four Dimensional Cone beam computed tomography

ศุภนิดา งามดี, จิราพร เสตกรณุกูล, อุตุมพร พ่วงรักษา, ชณิดา สถิตวัฒนวิโรจน์, ไพลิน พาผิโพธิ์, นัทวรรณ ม่วงไม้

บรรณาธิการแถลง

เจ้าของ
สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วัตถุประสงค์
1. เพื่อส่งเสริมการวิจัยทางการแพทย์ โดยเฉพาะอย่างยิ่งโรคมะเร็ง
2. เพื่อแลกเปลี่ยนข้อคิดเห็นทางวิชาการ ด้านการแพทย์ การสาธารณสุข และวิทยาศาสตร์สุขภาพของประเทศไทย โดยเฉพาะด้านโรคมะเร็ง
3. เพื่อเผยแพร่และประชาสัมพันธ์ความรู้ทางวิชาการแพทย์ และวิทยาศาสตร์สุขภาพ เกี่ยวกับโรคมะเร็ง
4. เพื่อเป็นวารสารเผยแพร่กิจกรรมของสมาคม รังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

นโยบายการพิจารณาบทความ
บทความทุกบทความจะต้องผ่านการพิจารณาโดยผู้ทรงคุณวุฒิในสาขาที่เกี่ยวข้องอย่างน้อย 2 ท่าน แบบผู้ทรงคุณวุฒิและผู้แต่งไม่ทราบชื่อกันและกัน (double-blind review)

กำหนดออก
วารสารตีพิมพ์เผยแพร่ 2 ฉบับต่อปี ฉบับที่ 1 มกราคม - มิถุนายน และฉบับที่ 2 กรกฎาคม - ธันวาคม

สำนักงานกองบรรณาธิการ
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
โทรศัพท์ : 66-2-2564334 โทรสาร : 66-2-2564590
E-mail : thairedjournal@gmail.com
Webpage : https://www.tci-thaijo.org/index.php/jtaro/index

ที่ปรึกษา
รศ.นพ.ชลเกียรติ ขอประเสริฐ
รศ.พญ.มัณฑนา ชนะไชย
ศ.พญ.อิ่มใจ ชิดาพนารักษ์

บรรณาธิการ
ศ.นพ.ชวลิต เลิศบุษยานุกูล

รองบรรณาธิการ
รศ.(พิเศษ) ดร.พญ.ชนม์นิภา นันทวิทยา
อ.พญ.ฐิติพร จารุเธียร
ผศ.ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม
อ.ดร.พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร
รศ.พญ.พิมพ์ขวัญ กำเนิดศุภผล

กองบรรณาธิการ
ศ.นพ.เอกสิทธิ ธราวิจิตรกุล
ผศ.นพ.ธนาพันธุ์ พีรวงศ์
อ.นิภา ชุมสุวรรณ์
รศ.ลลิดา ตันติภูมิอมร
อ.แสงอุทิศ ทองสวัสดิ
ผศ.ดร.สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์
รศ.พญ.พุฒิพรรณ พัวทวีพงศ์
ผศ.พญ.จิราพร เสตกรณุกูล
อ.ธง โชติชุติพันธุ์

ผู้ประสานงานกองบรรณาธิการ
ธันยรัศมิ์ ดีวรรณวงศ์

ฝ่ายศิลปกรรม
วรัญญา อาศัยศาสน์

วารสารฉบับนี้ นำเสนอบทความที่สะท้อนพัฒนาการสำคัญของวงการรังสีรักษาไทยในมิติของ “ความแม่นยำ” ซึ่งเป็นหัวใจของการรักษาด้วยรังสีในยุคปัจจุบัน ตั้งแต่ระดับการจัดท่าและยึดตรึงผู้ป่วย ไปจนถึงเทคโนโลยีลำอนุภาคขั้นสูง

บทความจากโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย นำเสนอประสบการณ์การฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนในผู้ป่วยมะเร็งตับ ซึ่งเป็นอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวสูงและอยู่ใกล้เนื้อเยื่อสำคัญ สะท้อนความซับซ้อนทางเทคนิคที่ทีมต้องเผชิญเพื่อให้ได้ผลการรักษาที่ปลอดภัยและมีประสิทธิภาพ

ในประเด็นการจัดการการเคลื่อนไหวของอวัยวะเช่นเดียวกัน บทความจากโรงพยาบาลศิริราชนำเสนอแนวทางเชิงเทคนิคของการฉายรังสีมะเร็งปอดด้วยเทคนิคการกลั้นลมหายใจออก (EEBH) ร่วมกับระบบ respiratory gating for scanncers ซึ่งเป็นข้อมูลเชิงปฏิบัติที่มีคุณค่าสำหรับสถาบันที่มีทรัพยากรใกล้เคียงกัน

ขณะที่บทความวิจัยเชิงเปรียบเทียบระหว่าง 3D และ 4D cone beam CT ในการระบุตำแหน่งก้อนมะเร็งปอด ได้ให้ข้อมูลเชิงประจักษ์ที่ช่วยสนับสนุนการตัดสินใจเลือกเทคนิคภาพนำวิถีในงานประจำวัน และปิดท้ายด้วยบทความปริทัศน์เรื่องอุปกรณ์ยึดตรึงสำหรับการฉายรังสีโปรตอนในมะเร็งศีรษะและคอ ซึ่งตอกย้ำบทบาทของนักรังสีเทคนิคในการควบคุมความแม่นยำตั้งแต่ขั้นตอนแรกของกระบวนการรักษา

กองบรรณาธิการขอขอบคุณทุกท่านที่ร่วมส่งบทความ และหวังว่าเนื้อหาในฉบับนี้จะเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนางานรังสีรักษาในประเทศไทยต่อไป

บรรณาธิการ
วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
Jounal of Thai Association of Radiation Oncology

การใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยในการฉายรังสีอนุภาคโปรตอน สำหรับมะเร็งศีรษะและลำคอ: บทบาทของนักรังสีการแพทย์

Immobilization Devices for Proton Therapy in Head and Neck Cancer: The Role of Radiation Therapists

เมทินี วิเศษรินทอง[1], ณัฐวุฒิ มาฟู[1], ยุภาวดี โชติมิตร[1], จารึก ก้านเพ็ชร[1]

[1]สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

เมทินี วิเศษรินทอง

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

อีเมล: metinee32@gmail.com

Metinee Wisetrintong[1], Nuttawut Mafoo[1], Yupawadee Chotmit[1], Jaruek Kanphet[1]

[1]Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorials Hospital, Thai Red Cross Society

Corresponding author

Metinee Wisetrintong

Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society

Email: metinee32@gmail.com

Submitted: October 6, 2025

Revised: December 28, 2025

Accepted: February 26, 2026

Abstract

Head and neck cancers present significant therapeutic challenges in radiation oncology due to the proximity of multiple radiosensitive organs and critical structures. Proton therapy has emerged as a specialized technique to minimize unintended doses to surrounding normal tissues, leveraging the physical properties of the Bragg peak to achieve maximal dose deposition at a precise depth. However, the therapeutic advantages of proton therapy are strictly dependent on highly accurate and reproducible patient immobilization. This review highlights the clinical importance of immobilization in proton therapy for head and neck malignancies and describes the essential roles of radiation therapists in device preparation and treatment simulation. By examining the technical processes of patient positioning and the utilization of various immobilization systems—including thermoplastic masks, specialized head and neck cushions (e.g., cushions), bite blocks, and related supportive accessories—this article summarizes a CT simulation workflow based on clinical experience and evidence from relevant literature. Effective immobilization is shown to reduce patient motion and breathing-induced variations, thereby minimizing range uncertainty and ensuring positional reproducibility across the entire treatment course. Furthermore, appropriate immobilization strategies decrease radiation exposure to organs at risk, directly enhancing the precision and safety of proton therapy. Consequently, the selection of appropriate devices, combined with the meticulous technical practice of skilled radiation therapists, remains a cornerstone of treatment accuracy and patient safety in this complex anatomical region.

Keywords: Proton Therapy, Immobilization, Head and Neck Cancer, Radiotherapy, Bragg Peak

บทคัดย่อ

มะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอเป็นกลุ่มโรคที่รักษาด้วยรังสีรักษาได้ยาก เนื่องจากมีอวัยวะที่ไวต่อรังสีและโครงสร้างสำคัญอยู่ล้อมรอบจำนวนมาก การบำบัดด้วยโปรตอน (proton therapy) จึงก้าวเข้ามาเป็นเทคนิคที่มีความสำคัญในการช่วยลดปริมาณรังสีที่กระจายไปยังเนื้อเยื่อปกติรอบข้าง ด้วยคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของ “Bragg peak” ที่สามารถปลดปล่อยปริมาณรังสีสูงสุดได้ตามระดับความลึกที่กำหนด อย่างไรก็ตาม ความแม่นยำของการรักษานั้นขึ้นอยู่กับการจัดท่าและการใช้อุปกรณ์ช่วยยึดตรึงตำแหน่งผู้ป่วย (patient immobilization) ที่เที่ยงตรงและทำซ้ำได้จริง

บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อชี้ให้เห็นความสำคัญของการยึดตรึงตำแหน่งผู้ป่วยในการฉายรังสีโปรตอนสำหรับมะเร็งศีรษะและลำคอ พร้อมทั้งอธิบายบทบาทสำคัญของนักรังสีการแพทย์ในการเตรียมอุปกรณ์และการจำลองการรักษา (CT simulation) โดยได้รวบรวมกระบวนการจัดท่าและอุปกรณ์ช่วยยึดตรึงประเภทต่างๆ เช่น หน้ากากพลาสติกประคองศีรษะ (thermoplastic masks) อุปกรณ์หนุนรองศีรษะและคอ (cushions) อุปกรณ์ช่วยแยกขากรรไกร (bite blocks) และอุปกรณ์เสริมอื่นๆ รวมถึงสรุปขั้นตอนการทำงาน (workflow) ในการทำ CT simulation จากประสบการณ์เชิงปฏิบัติและหลักฐานสนับสนุนจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ผลจากการทบทวนพบว่า การยึดตรึงตำแหน่งที่มีประสิทธิภาพสามารถลดการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยและความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการหายใจ ช่วยลดความไม่แน่นอนของระยะลึกของลำรังสี (range uncertainty) และช่วยให้การจัดท่าในแต่ละวันมีความแม่นยำสม่ำเสมอตลอดระยะเวลาการรักษา นอกจากนี้ การใช้อุปกรณ์ช่วยยึดตรึงที่เหมาะสมยังช่วยลดปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญจะได้รับให้น้อยลงอีกด้วย โดยสรุปแล้ว อุปกรณ์ช่วยยึดตรึงตำแหน่งถือเป็นปัจจัยชี้ขาดต่อความแม่นยำและความปลอดภัยของการรักษาด้วยโปรตอนในมะเร็งศีรษะและลำคอ ซึ่งการเลือกใช้อุปกรณ์ที่เหมาะสมควบคู่ไปกับความชำนาญของนักรังสีการแพทย์ จะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาและความปลอดภัยของผู้ป่วยได้อย่างมีนัยสำคัญ

คำสำคัญ: Proton Therapy, Immobilization, Head and Neck Cancer, Radiotherapy, Bragg Peak

J Thai Assoc Radiat Oncol 2026; 32(1): O1 - O15

1. บทนำ

การรักษาผู้ป่วยมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอถือเป็นหนึ่งในความท้าทายที่สำคัญในทางรังสีรักษา เนื่องจากบริเวณดังกล่าวมีอวัยวะสำคัญและไวต่อรังสีอยู่เป็นจำนวนมาก การรักษาด้วยการฉายรังสีอนุภาคโปรตอน (proton therapy) ได้รับการยอมรับว่า สามารถช่วยลดปริมาณรังสีที่กระจายไปยังเนื้อเยื่อปกติรอบข้างได้ดีกว่าการฉายรังสีด้วยโฟตอน[1,2] ส่งผลให้ผู้ป่วยมีโอกาสเกิดผลข้างเคียงลดลง สามารถทนต่อการรักษาได้มากขึ้น ดังงานวิจัยของ Chang CL และคณะที่ทำการศึกษาในผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอชนิดสความัสเซลล์ (HNSCC) จำนวน 60,485 ราย แล้วพบว่าการรักษาด้วย proton therapy มีความสัมพันธ์กับอัตราการรอดชีวิตโดยรวม (overall survival) และอัตราการรอดชีวิตจำเพาะต่อโรคมะเร็ง (cancer-specific survival) ที่ดีกว่า รวมถึงมีอัตราการกลับเป็นซ้ำของโรคเฉพาะที่ (locoregional recurrence) ต่ำกว่า เมื่อเทียบกับการฉายรังสีแบบ IMRT[3] คุณลักษณะสำคัญที่ทำให้อนุภาคโปรตอนแตกต่างจากโฟตอนคือปรากฏการณ์ Bragg peak ซึ่งเป็นจุดที่อนุภาคโปรตอนปลดปล่อยพลังงานออกมาเกือบทั้งหมด ณ ระยะหยุด (range) ในเนื้อเยื่อ[4,5] ดังนั้น ความถูกต้องของตำแหน่งผู้ป่วยและความสม่ำเสมอของความหนาแน่นเนื้อเยื่อที่อนุภาคโปรตอนเคลื่อนที่ผ่านจึงมีความสำคัญอย่างยิ่ง ความคลาดเคลื่อนเพียงเล็กน้อยของตำแหน่งที่ต้องการรักษาหรือความไม่แน่นอนของระยะหยุด (range uncertainty) สามารถส่งผลให้ก้อนมะเร็งที่เป็นเป้าหมายในการรักษาได้รับปริมาณรังสีไม่เพียงพอ ขณะเดียวกันเนื้อเยื่อปกติที่อยู่ข้างเคียงอาจได้รับรังสีเกินขอบเขตที่วางแผนไว้[6,7]

ด้วยเหตุนี้ การทำอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วย (immobilization devices) สำหรับการฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนจึงมีความสำคัญมากกว่าการรักษาด้วยการฉายรังสีโฟตอนในหลายมิติ นอกจากต้องสามารถยึดตรึงผู้ป่วยให้อยู่ในท่าที่มั่นคง ลดการเคลื่อนไหวระหว่างการหายใจหรือกลืน ทำซ้ำตำแหน่งเดิม (reproducibility) ได้ทุกครั้งของการรักษาแล้วยังต้องสอดคล้องกับคุณลักษณะเฉพาะของการวางแผนการฉายรังสีด้วยโปรตอนซึ่งมีความไวต่อความคลาดเคลื่อนทั้งในตำแหน่งและความหนาแน่นของเนื้อเยื่อมากกว่าการฉายรังสีทั่วไปอีกด้วย[8,9] จากประสบการณ์การปฏิบัติงานมากกว่า 20 ปีในฐานะนักรังสีการแพทย์ ผู้เขียนตระหนักถึงความสำคัญของการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงที่เหมาะสมในผู้ป่วยแต่ละราย ซึ่งมีบทบาทสำคัญอย่างยิ่งต่อคุณภาพการรักษาโดยเฉพาะกลุ่มผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ

2. ความสำคัญของการยึดตรึงผู้ป่วยในการฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอน

2.1 เพิ่มความแม่นยำของตำแหน่งเป้าหมาย

การจัดตำแหน่ง (setup) ที่ไม่ถูกต้องจะมีผลต่อการฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนมากกว่าการฉายด้วยโฟตอน[6] การยึดตรึงผู้ป่วยที่มั่นคงและสามารถทำซ้ำได้ทุกครั้ง ช่วยให้ Bragg peak ตกอยู่ในตำแหน่งเป้าหมายตามที่กำหนด ส่งผลให้ปริมาณรังสีครอบคลุมก้อนมะเร็งได้อย่างถูกต้องเป็นไปตามการรักษาที่วางแผนไว้[7]

2.2 ลดความเสี่ยงต่ออวัยวะและเนื้อเยื่อปกติ

การขยับหรือเคลื่อนไหวของผู้ป่วยแม้เพียงเล็กน้อยอาจทำให้ขอบเขตของรังสีล้ำเข้าไปยังอวัยวะที่สำคัญ เช่น ไขสันหลัง (spinal cord) สมองน้อย (brain stem) หรือเส้นประสาทตา (optic nerve)ได้[8] การใช้อุปกรณ์ยึดตรึงที่มีประสิทธิภาพสามารถลดความเสี่ยงที่อาจเกิดจากการจัดตำแหน่ง หรือการขยับของผู้ป่วย อีกทั้งยังสามารถลด uncertainty ทำให้ลดปริมาณรังสีต่ออวัยวะปกติได้อีกทางหนึ่ง[9]

2.3 ลดความไม่แน่นอนจากการเคลื่อนไหว

การนอนนิ่งในท่าเดิมเป็นเวลานานอาจทำให้ผู้ป่วยวิตกกังวล นอนไม่สบาย และอาจทำให้เกิดการเคลื่อนไหว เช่น ก้ม-เงยศีรษะ หรือขยับไหล่ รวมถึงการหายใจที่ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของอวัยวะโดยเฉพาะอวัยวะภายในทรวงอกหรือช่องท้อง[10] อุปกรณ์ช่วยยึดตรึง เช่น thermoplastic masks, body frame, cushions และ vac-lok มีบทบาทสำคัญในการลดความไม่แน่นอนจากการเคลื่อนไหวเหล่านี้และเพิ่มความเสถียรของตำแหน่งผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ[11]

2.4 ความสามารถในการทำซ้ำตำแหน่งเดิมได้ทุกครั้งของการรักษา

การรักษาด้วยโปรตอนจำเป็นต้องแบ่งการฉายออกเป็นหลายครั้ง (fractions) เพื่อให้เนื้อเยื่อปกติฟื้นฟู เพิ่มประสิทธิภาพการรักษาและลดผลข้างเคียงจากการฉายรังสี การยึดตรึงผู้ป่วยที่ดีช่วยจัดตำแหน่งให้ผู้ป่วยอยู่ในตำแหน่งเดิมทุกครั้งของการรักษาตั้งแต่ครั้งแรกไปจนถึงครั้งสุดท้าย เพิ่มความเชื่อมั่นว่าตำแหน่งการรักษามีความถูกต้องแม่นยำ[9,12] ซึ่งถือเป็นหัวใจสำคัญของการรักษาด้วยวิธีการฉายรังสี

3. หน้าที่หลักของนักรังสีการแพทย์ในกระบวนการจัดทำอุปกรณ์ยึดตรึงและจำลองการรักษา (simulation) สำหรับผู้ป่วยที่ฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอด้วยการฉายรังสีอนุภาคโปรตอน

3.1 การเตรียมผู้ป่วย (patient preparation)

3.1.1 การสร้างความเข้าใจและลดความกังวล

ผู้ป่วยส่วนใหญ่เมื่อเข้ามายังห้องจำลองการรักษามักเกิดความกังวลและความกลัว เนื่องจากไม่คุ้นเคยกับอุปกรณ์และขั้นตอนต่าง ๆ นักรังสีการแพทย์จึงมีบทบาทสำคัญในการแสดงความเป็นมิตร พูดคุยอย่างเป็นกันเอง และให้คำอธิบายที่ชัดเจน เข้าใจง่าย ไม่ว่าจะเป็นขั้นตอนการทำหน้ากากพลาสติกประคองศีรษะ (thermoplastic masks) การขึ้นรูปอุปกรณ์หนุนรองศีรษะและคอ (cushions) ระยะเวลาในการอุ่นและการแข็งตัวของอุปกรณ์ รวมถึงระยะเวลารวมของขั้นตอนทั้งหมด การบอกรายละเอียดเหล่านี้แม้จะดูเล็กน้อย แต่จากประสบการณ์การทำงานจริงพบว่าช่วยให้ผู้ป่วยผ่อนคลายและให้ความร่วมมือได้ดียิ่งขึ้น[13]

3.1.2 การประเมินสภาพร่างกายและการเลือกใช้อุปกรณ์

ก่อนเริ่มขั้นตอนใด ๆ นักรังสีการแพทย์ต้องตรวจสอบสภาพร่างกายและประวัติของผู้ป่วย เช่น การยืดเหยียดแขนหรือขา การก้มเงยของศีรษะลำคอ มีอาการเจ็บหรือปวดร่วมด้วยหรือไม่ การมีฟันปลอม ฟันโยก ภาวะกลัวที่แคบ โรคทางเดินหายใจ หรือโรคร่วมอื่น ๆ ที่อาจมีผลต่อการจำลองการรักษา การประเมินเหล่านี้ช่วยให้สามารถเลือกใช้อุปกรณ์ที่เหมาะสม เช่น การเลือกใช้ bite block เพื่อเพิ่มความแม่นยำในการตรึงขากรรไกร หรืออุปกรณ์รองขาเพื่อเพิ่มความสบายระหว่างนอนนิ่งเป็นเวลานาน

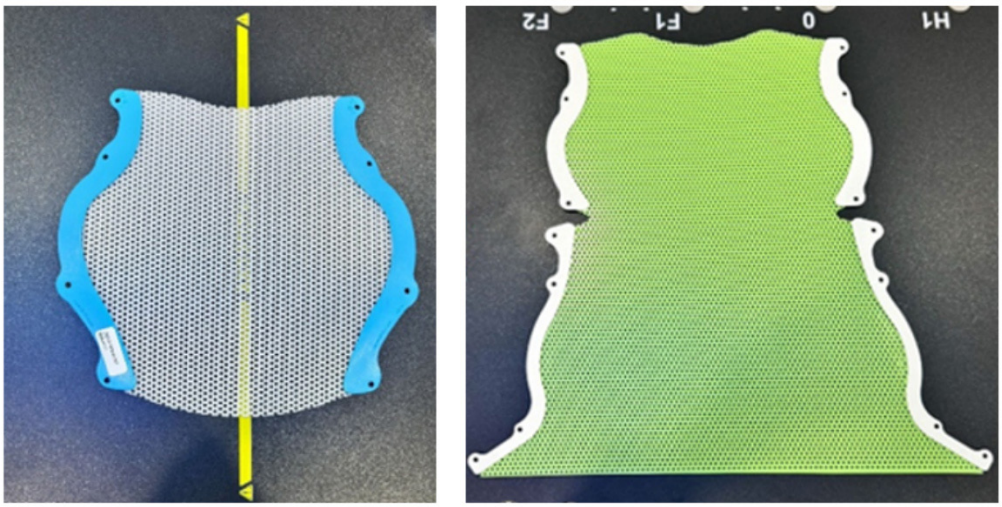
3.1.3 การติดตามสัญญาณชีพและการดูแลด้านจิตใจ

ในผู้ป่วยบางราย โดยเฉพาะผู้ที่มีความวิตกกังวลสูง กลัวที่แคบ กลัวหน้ากาก หรือมีโรคทางเดินหายใจร่วมด้วย การติดตั้ง pulse oximeter เพื่อติดตามอัตราการเต้นของหัวใจและความอิ่มตัวของออกซิเจนช่วยให้สามารถเฝ้าระวังภาวะฉุกเฉินได้อย่างทันท่วงที อีกทั้งยังสร้างความมั่นใจให้ผู้ป่วยว่ามีการดูแลอย่างใกล้ชิด นอกจากนี้ การใช้มาตรการเสริม เช่น การเปิดเพลงเบา ๆ ในระหว่างขั้นตอนของการขึ้นรูป cushions และหน้ากาก หรือ ในขั้นตอนการสแกนภาพ ยังเป็นแนวทางที่ช่วยลดความเครียดและเพิ่มความผ่อนคลาย ซึ่งมีงานวิจัยสนับสนุนว่ามีประสิทธิภาพจริง[14,15]

3.2 การเตรียมอุปกรณ์และการขึ้นรูป (device preparation and molding)

3.2.1 หน้ากากพลาสติกประคองศีรษะ (thermoplastic masks)

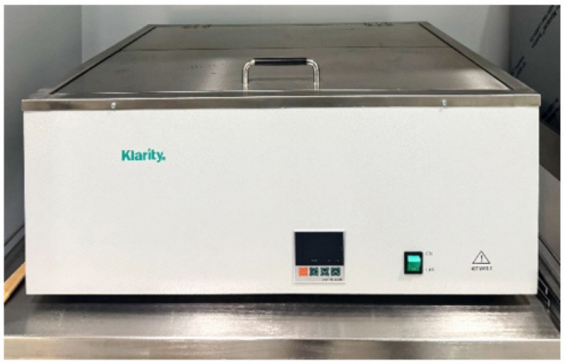
- การเลือกชนิดหน้ากาก หากรอยโรคอยู่บริเวณศีรษะหรือฐานกะโหลกจะเลือกใช้ thermoplastic masks ชนิด BOS (base of skull) แบบสั้น (short BOS mask)[16] ดังแสดงใน**ภาพที่ 1** ซึ่งครอบคลุมตั้งแต่ส่วนบนสุดของศีรษะจนถึงคอ และหากรอยโรคยาวต่ำลงมาต้องการให้ครอบคลุมถึงคอหอยและหัวไหล่จะใช้ thermoplastic masks ชนิด BOS (base of skull) แบบยาว (long BOS mask) เพื่อเพิ่มความมั่นคง[17]



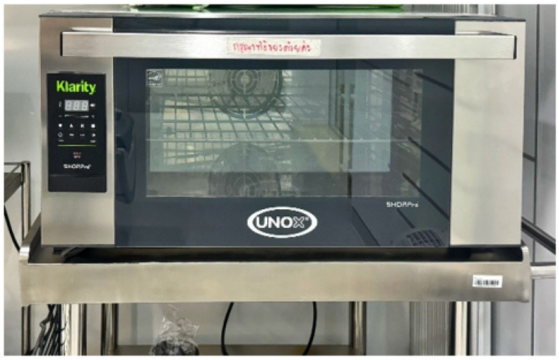
(ก) (ข)

ภาพที่ 1 thermoplastic masks ชนิด BOS แบบสั้น (ก) และแบบยาว (ข)

- ขั้นตอนการขึ้นรูป หน้ากากจะถูกอุ่นในน้ำร้อนด้วยหม้อต้มหน้ากาก (hot water bath) ที่อุณหภูมิ 68–70 °C เป็นเวลา 1–2 นาที หรือในเครื่องอบลมร้อน (oven) ที่อุณหภูมิ 70–74 °C เป็นเวลา 3–10 นาที[9] ดังแสดงใน**ภาพที่ 2 (ก) และ (ข)** ตามลำดับ จนกระทั่งวัสดุอ่อนตัว จากนั้นสวมหน้ากาก ให้แนบสนิทกับใบหน้าผู้ป่วย และขึ้นรูปตามโครงหน้าและลำคอของผู้ป่วย หน้ากากจะถูกขึ้นรูปให้เข้ากับสรีระของผู้ป่วยในขณะที่ยังอุ่นอยู่และควรทิ้งสักพัก รอจนวัสดุเย็นและแข็งตัว จากนั้นถอดหน้ากากออกเพื่อตรวจสอบการหดตัวและสวมใหม่ให้เข้ารูปและแนบสนิทที่สุด



(ก)



(ข)

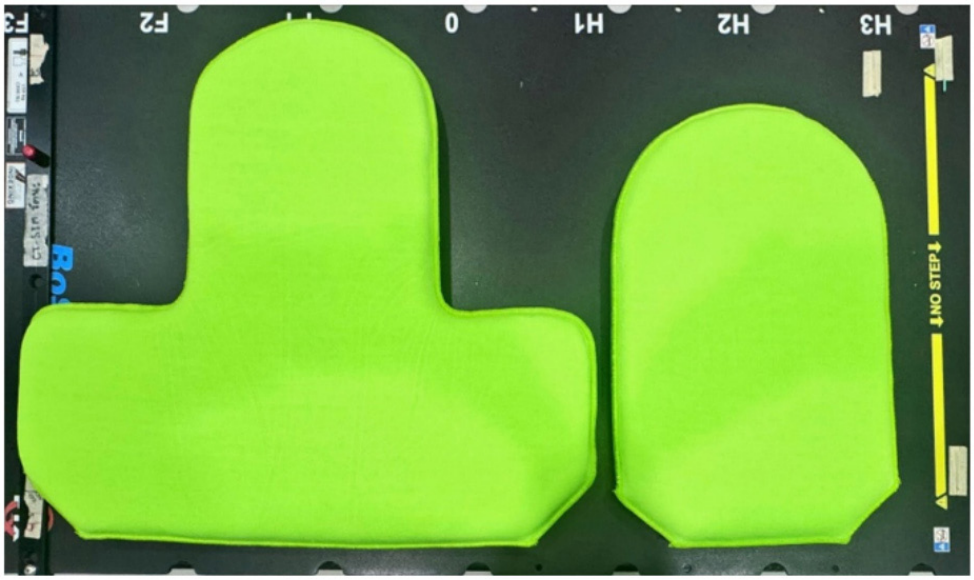
ภาพที่ 2 หม้อต้มหน้ากาก (ก) และเครื่องอบลมร้อน (ข)

- จากประสบการณ์ในการปฏิบัติงานจุดที่ต้องระวังคือการเกิดช่องอากาศ (air gap) ตามบริเวณใบหน้าและคอโดยเฉพาะบริเวณคอรวมไปถึงไหปลาร้า (clavicle) กรณีที่ใช้หน้ากากยาว ซึ่งอาจลดความแม่นยำของการฉายรังสี รวมถึงแรงกดจุดที่อาจสร้างความไม่สบายให้แก่ผู้ป่วย

3.2.2 อุปกรณ์หนุนรองศีรษะและคอ (cushions)

- คุณสมบัติและข้อดี cushions ทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์หนุนรองที่ปรับรูปได้ เมื่ออบด้วยเครื่องอบลมร้อนจนอ่อนตัวให้เป็นฐานรองรับศีรษะ ท้ายทอย (occiput) ส่วนโค้งของกระดูกต้นคอ (cervical lordosis) และลำตัวส่วนบนของผู้ป่วย ช่วยประคองศีรษะ ต้นคอและลำตัวส่วนบนให้ผู้ป่วยอยู่ในแนวกึ่งกลาง (midline) รองรับพอดีกับสรีระผู้ป่วยและเสริมความมั่นคง เพื่อเพิ่มความแม่นยำเชิงตำแหน่งระหว่างการจำลองการรักษาและการฉายรังสี[17,18] โดย cushions สามารถปรับรูปได้พอดีตามรูปร่างและสรีระผู้ป่วยเฉพาะราย ทำให้ผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหงายที่ผ่อนคลาย หายใจสะดวก มีความสบายขณะอยู่ภายใต้อุปกรณ์ยึดตรึง ลดการเคลื่อนไหวขณะจัดท่าผู้ป่วยและระหว่างการรักษาเป็นการเพิ่มความแม่นยำและทำซ้ำตำแหน่งเดิมในการรักษาให้ถูกต้องยิ่งขึ้น

- วิธีการขึ้นรูป อุ่นด้วยเครื่องอบลมร้อนที่อุณหภูมิ ~75 °C นาน 10–12 นาที จนวัสดุอ่อนตัว จากนั้นขึ้นรูปให้แนบสนิทกับศีรษะ ท้ายทอย ต้นคอ และหัวไหล่ผู้ป่วย ในขณะปรับรูปให้พอดี ความนุ่ม และความอุ่นของ cushions สามารถช่วยให้ผู้ป่วยผ่อนคลายยิ่งขึ้น เมื่อรอจนเย็นและแข็งตัวจะคงรูปตามสรีระของผู้ป่วยรายนั้น หรือบางครั้ง cushions เกิดแข็งตัวเร็วเกินไป ทำให้ขึ้นรูปไม่พอดีกับสรีระผู้ป่วยสามารถนำมาอุ่นใหม่แล้วปรับรูปจนพอดีได้ซ้ำในผู้ป่วยรายเดิม โดยอ้างอิงจากคู่มือของผู้ผลิต[16,18]



(ก) (ข)

ภาพที่ 3 cushions ขนาด 52 cm x47 cm (ก) ใช้ในผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอ และขนาด 40.5 cm x 25.8 cm (ข) ใช้ในผู้ป่วยที่ฉายรังสีบริเวณศีรษะ

- cushions ที่ใช้สำหรับฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอมี 3 ขนาดให้เลือกใช้ตามความเหมาะสม

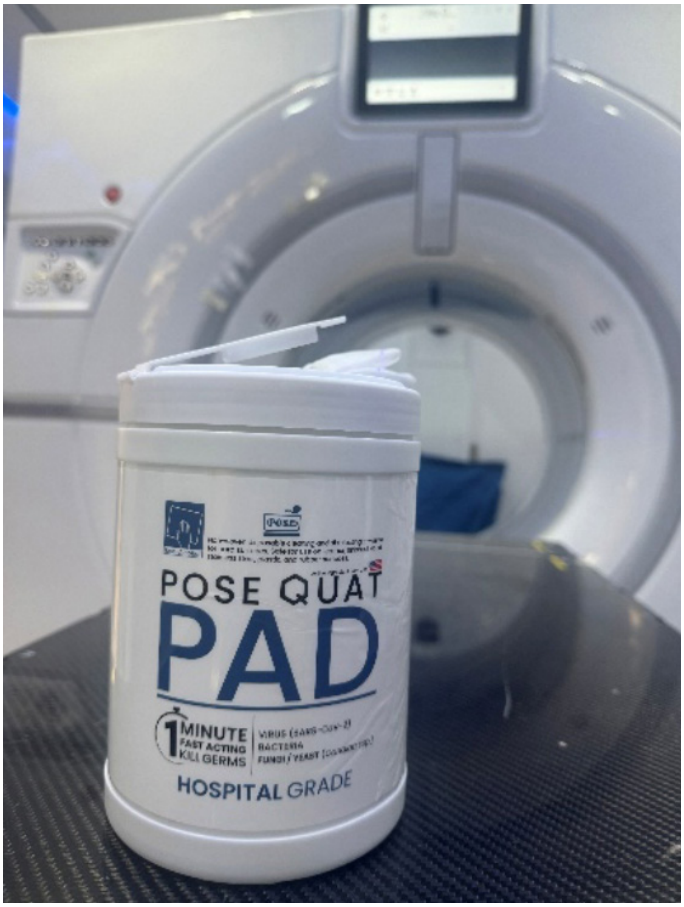
• ขนาด 35 x 17.5 cm ใช้ในผู้ป่วยเด็กที่ฉายรังสีบริเวณที่ศีรษะ

• ขนาด 52 x 47 cm ใช้ในผู้ป่วยทั่วไปที่ฉายรังสีบริเวณศีรษะ ลำคอหรือคอหอยรวมถึงต้อคอ ดังแสดงใน **ภาพที่ 3 (ก)**

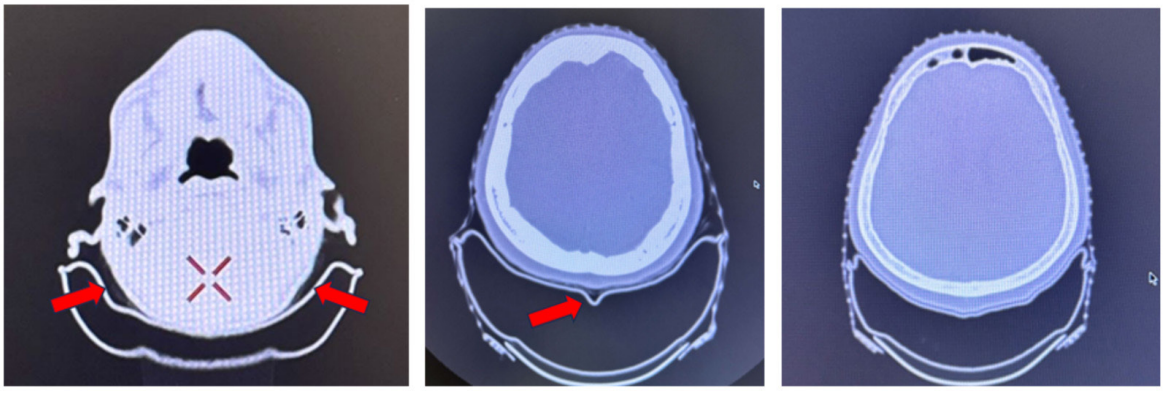
• ขนาด 40.5 x 25.8 cm ใช้ในผู้ป่วยทั่วไปที่ฉายรังสีบริเวณศีรษะ ดังแสดงใน**ภาพที่ 3 (ข)**

- เมื่อใช้งานเสร็จนำหน้ากากและ cushions มาทำความสะอาดด้วยแผ่น Pose Quat Pad ซึ่งเป็นแผ่นเช็ดทำความสะอาดและฆ่าเชื้อเกรดโรงพยาบาล (hospital grade) ดังแสดงใน**ภาพที่ 4** เพื่อกำจัดเชื้อโรคได้อย่างรวดเร็วและปลอดภัย โดยแผ่น Pose Quat Pad นี้สามารถฆ่าเชื้อโรคได้ภายใน 1 นาที สามารถทำลายเชื้อไวรัส (SAR-CoV-2), แบคทีเรีย, รวมถึงเชื้อราและยีสต์ ปราศจากแอลกอฮอล์ จึงไม่ระคายเคืองผิวหนังเหมาะสำหรับอุปกรณ์ที่ไม่ควรสัมผัสน้ำเช่น cushions หรือเครื่องมือและอุปกรณ์อื่นๆก่อนนำกลับมาใช้ใหม่

- จากประสบการณ์ในการปฏิบัติงาน พบว่าจุดที่ต้องระวังการเกิด air gap คือบริเวณหลังใบหูและบริเวณท้ายทอย ดังแสดงใน**ภาพที่ 5 (ก) และ (ข)** ตามลำดับ ซึ่งอาจเป็นสาเหตุทำให้ความแม่นยำของการฉายรังสีลดลงได้ จึงควรจัดผู้ป่วยและแก้ไขให้ไม่มี air gap ระหว่างผิวผู้ป่วยดังแสดงในภาพที่ 5 (ค) ตามปกติจะมองเห็น air gap เป็นช่องสีดำอยู่ระหว่างผิวของผู้ป่วยกับอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยเช่น cushions เป็นต้น การปรับค่า window width window level ให้เห็นภาพสว่างขึ้นดัง**ภาพที่ 5 (ค)** ทำให้สามารถมองเห็น air gap ได้ชัดเจนยิ่งขึ้น



ภาพที่ 4 แผ่นเช็ดทำความสะอาดฆ่าเชื้อเกรดโรงพยาบาล (Pose Quat Pad)



(ก) (ข) (ค)

ภาพที่ 5 air gap บริเวณหลังใบหู (ก) บริเวณท้ายทอย (ข) และภาพระหว่างผิวผู้ป่วยกับ cushions ที่ ไม่มี air gap (ค)

3.2.3 เตียงโปรตอน (couch top)

เตียงสำหรับการฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนมี 2 ขนาดควรเลือกใช้เตียงให้เหมาะสมกับตำแหน่งที่ฉายตามบริเวณรอยโรคของผู้ป่วย คือ ขนาด standard BOS couch ดังแสดงใน**ภาพที่ 6 (ก)** เหมาะสำหรับการฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอ และขนาด extend BOS couch ดังแสดงใน**ภาพที่ 6 (ข)** เหมาะสำหรับการฉายรังสีตั้งแต่ศีรษะครอบคลุมถึงกระดูกสันหลังทั้งหมด (craniospinal irradiation; CSI)

3.2.4 อุปกรณ์เสริม

ในบางกรณีอาจจำเป็นต้องใช้อุปกรณ์เสริมเพื่อเพิ่มความแม่นยำในการฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอด้วยการฉายรังสีอนุภาคโปรตรอน เช่น การใช้ bite-block ดังแสดงใน**ภาพที่ 7 (ก)** เพื่อยึดขากรรไกร ลดการเคลื่อนไหวในแนวก้มเงย และช่วยให้โครงสร้างในช่องปากและคอหอยอยู่ในตำแหน่งที่เสถียรมากขึ้น จึงช่วยลดความคลาดเคลื่อนระหว่างฉาย (intra-fraction error) และลดความคลาดเคลื่อนในแต่ละครั้งของการฉายรังสี



(ก) (ข)

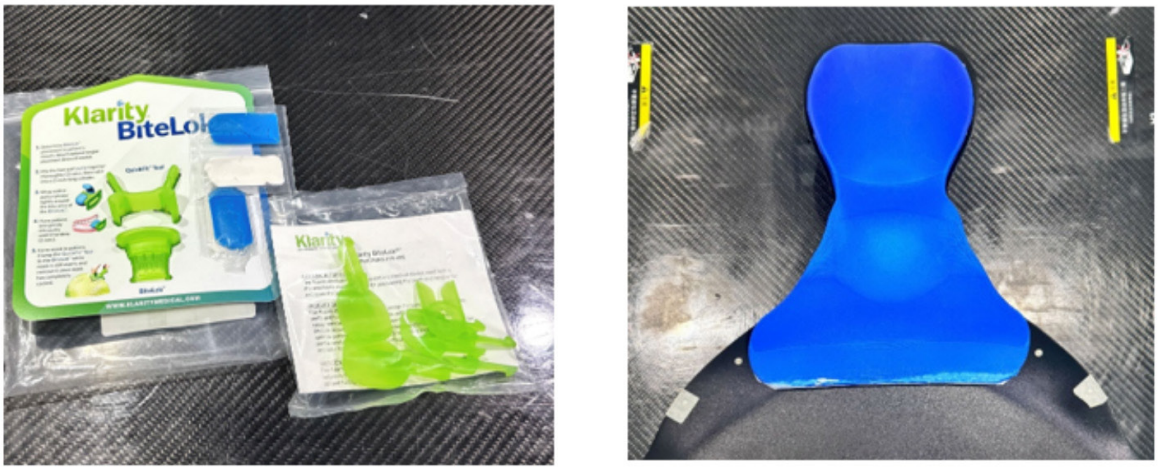
ภาพที่ 6 เตียงขนาด standard BOS couch (ก) สำหรับการฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอ และ ขนาด extend BOS couch (ข) สำหรับการฉายรังสีตั้งแต่ศีรษะครอบคลุมถึงกระดูกสันหลังทั้งหมด

(inter-fraction error) ทำให้ฉายรังสีได้แม่นยำและยังช่วยลดปริมาณรังสีที่จะไปโดนอวัยวะสำคัญอื่นๆ เช่น โคนลิ้น ช่องปาก และต่อมน้ำลาย เป็นต้น อีกทั้งอาจพิจารณาใช้ blue foam wedge ดังแสดงใน **ภาพที่ 7 (ข)** เพื่อปรับการเงยหน้าตามความเหมาะสมและใช้หมอนรองขาหรือข้อเท้า เพื่อเพิ่มความสบายยิ่งขึ้นในการนอนเป็นเวลานานๆ

3.3 การจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT simulation)

3.3.1 การจัดท่าผู้ป่วย

ผู้ป่วยนอนหงายบนเตียง standard Bos couch หรือ ชนิด extend BOS couch ให้เหมาะสมกับรอยโรคของผู้ป่วย จัดตัวผู้ป่วยให้อยู่กึ่งกลางเตียงและให้ตรงกับแนวเลเซอร์สามระนาบ พร้อมทั้งใส่อุปกรณ์รองขาเพื่อเพิ่มความสบายให้เหมาะสมกับสรีระผู้ป่วย ติดเครื่องวัด pulse oximeter เพื่อติดตามอัตราการเต้นของหัวใจและความอิ่มตัวของออกซิเจนช่วยให้สามารถเฝ้าระวังภาวะฉุกเฉินได้อย่างทันท่วงที อีกทั้งยังสร้างความมั่นใจให้ผู้ป่วยว่ามีการดูแลอย่างใกล้ชิด จากนั้นยกศีรษะเพื่อใส่ cushions ที่อุ่นจนอ่อนตัวและขึ้นรูปให้เข้ากับศีรษะและลำคอผู้ป่วยโดยระวังไม่ให้มี air gap แทรกอยู่ระหว่าง cushions และผิวของผู้ป่วย เมื่อ cushions แข็งตัวเข้ารูปแล้ว สวม thermoplastic masks ที่อุ่นจนอ่อนตัวให้แนบสนิทกับโครงใบหน้าผู้ป่วย ระหว่างขั้นตอนนี้นักรังสีการแพทย์ต้องตรวจสอบไม่ให้เกิด air gap เมื่อปล่อยให้หน้ากากเย็นลง หน้ากากจะแข็งตัวและมีรูปร่างแนบสนิทพอดีกับโครงหน้าผู้ป่วย หลังจากทำอุปกรณ์เรียบร้อยตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยให้ตรงกับแนวเลเซอร์อีกครั้ง



(ก) (ข)

ภาพที่ 7 อุปกรณ์เสริม bite-block (ก) และ หมอน blue foam (ข) ใช้ในกรณีต้องการให้ผู้ป่วยเงยหน้า

3.3.2 การกำหนดจุดอ้างอิง

เมื่อทำอุปกรณ์ยึดตรึงเสร็จสิ้นเรียบร้อยแล้ว จะทำการกำหนดจุดอ้างอิง (set-zero) และขีดเส้น alignment ตามแนวเลเซอร์เพื่อใช้เป็น reference สำหรับการจัดท่าในขั้นตอนการฉายรังสีต่อไป

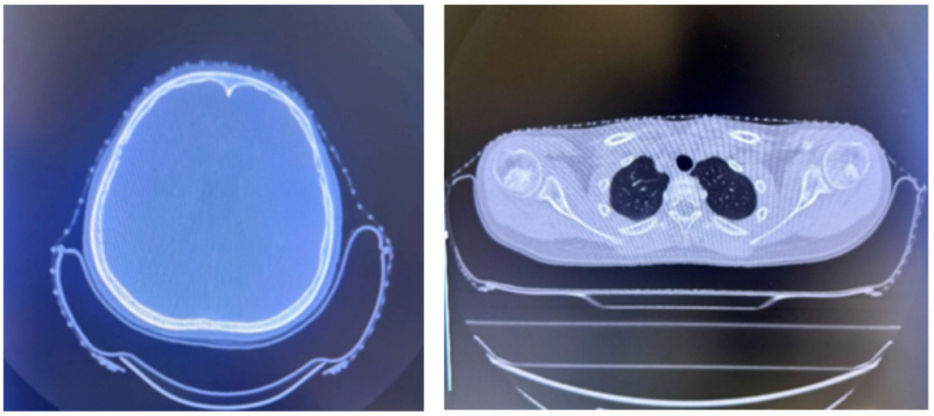
3.3.3 การสแกนภาพ CT

เริ่มด้วย scout image เพื่อตรวจสอบตำแหน่งสแกน จากนั้นทำการสแกนตาม protocol ของบริเวณศีรษะและลำคอ โดยทั่วไปครอบคลุมตั้งแต่ vertex จนถึง apex ของปอดหรือตามความจำเป็นหากแพทย์ต้องการข้อมูลภาพเพิ่มเติม เมื่อสแกนภาพเสร็จนักรังสีการแพทย์ตรวจสอบความแนบสนิทของ cushions และหน้ากากกับสรีระผู้ป่วย ดังแสดงใน**ภาพที่ 8 (ก) และ (ข)** ตามลำดับ

หากพบ air gap หรือความผิดปกติใดๆ อาจต้องปรับแก้อุปกรณ์และทำการสแกนซ้ำ จากนั้นข้อมูลภาพที่ได้จะถูกส่งต่อให้แพทย์ตรวจสอบตำแหน่งของรอยโรค ในกรณีที่มี air gap แทรกอยู่ระหว่างตำแหน่งของรอยโรค ดังแสดงในภาพที่ 5 อาจต้องปรับแก้อุปกรณ์อีกครั้ง หากไม่มีการปรับแก้อุปกรณ์เพิ่มเติม ทำการขีดเส้นตามแนว laser บน cushions หรือหน้ากาก ดังแสดงใน**ภาพที่ 9 (ก) และ (ข)** ตามลำดับ และลำตัวผู้ป่วยเพื่อใช้เป็นจุดอ้างอิงในการจัดท่าผู้ป่วยในขั้นตอนการฉายรังสีครั้งต่อไป

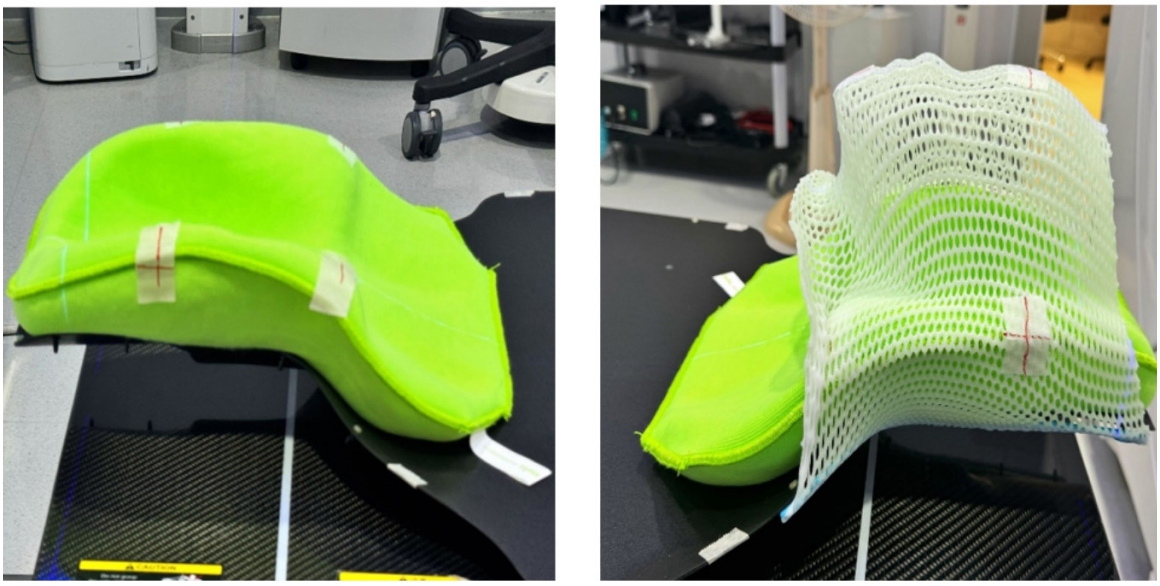
3.3.4 การบันทึกข้อมูล

หลังจากส่งข้อมูลภาพเข้าระบบแล้ว ทำการบันทึกข้อมูลประกอบ เช่นท่านอนผู้ป่วย ข้อมูลและรายละเอียดของอุปกรณ์ที่ใช้ ชนิดของหน้ากาก ขนาดของเตียง ระดับสูงต่ำของการรองขา และอุปกรณ์เสริมอื่นๆซึ่งเป็นสิ่งสำคัญอย่างยิ่งเพื่อให้มั่นใจว่าการจัดท่าซ้ำในขั้นตอนการฉายรังสีจะสอดคล้องกับการจำลองการรักษาครั้งแรกทุกประการ



(ก) (ข)

ภาพที่ 8 ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แนวตัดขวางของศีรษะและลำคอ (ก) และสรีระผู้ป่วยบริเวณช่องอกที่แนบสนิทกับ cushions และหน้ากาก (ข)



(ก) (ข)

ภาพที่ 9 cushions (ก) และ cushions ประกอบกับหน้ากากสั้น (ข)

4. ความรู้ความเข้าใจและทักษะความชำนาญเฉพาะที่จำเป็น

กระบวนการทั้งหมดนี้ต้องอาศัยทักษะ ความละเอียดรอบคอบและความชำนาญของนักรังสีการแพทย์ในการจัดรูปร่างและวางตำแหน่งของอุปกรณ์ให้มีความ reproducibility สูง ซึ่งมีผลต่อความแม่นยำในการฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนตลอดการรักษา โดยนักรังสีการแพทย์ต้องมีพื้นฐานความรู้และทักษะดังนี้

- มีความรู้ความเข้าใจลักษณะทางกายวิภาคของบริเวณศีรษะ และลำคอผู้ป่วยอย่างแม่นยำ

- มีความรู้และเข้าใจคุณลักษณะและข้อจำกัดของ thermoplastic masks, cushions , bite block, รวมถึงอุปกรณ์ยึดตรึงต่างๆเพื่อการใช้งานที่ถูกต้องและเหมาะสม

- มีความชำนาญในการขึ้นรูป cushions ให้มี air gap น้อยที่สุด และขึ้นรูปหน้ากากให้แนบสนิทกับโครงสร้างใบหน้าของผู้ป่วยโดยเน้นบริเวณหน้าผาก จมูก โหนกแก้ม ขากรรไกร คาง และหัวไหล่ของผู้ป่วย เพื่อให้การฉายรังสีมีความแม่นยำตลอดการรักษา

-มีความรู้ความชำนาญในการใช้ระบบการสร้างภาพทางรังสีและอุปกรณ์ประกอบทางรังสีเพื่อให้ได้ภาพทางรังสีที่เห็นรายละเอียดของอวัยวะภายในได้อย่างชัดเจน

- มีความรู้ความชำนาญและความละเอียดรอบคอบสามารถดูแลและตรวจสอบคุณภาพของอุปกรณ์ยึดตรึงที่ใช้ รวมถึงคุณภาพของภาพทางรังสีสำหรับการจำลองการรักษาและเครื่องมืออื่นๆ

- มีทักษะความสามารถในการสื่อสารเพื่อลดความกังวล ตื่นกลัว และการเคลื่อนไหวในขั้นตอนการจำลองการรักษา ส่งเสริมความร่วมมือของผู้ป่วยจนเสร็จสิ้นกระบวนการ

ข้อสรุป

การยึดตรึงผู้ป่วยเป็นองค์ประกอบสำคัญอย่างยิ่งของการฉายรังสีอนุภาคโปรตอนในมะเร็งศีรษะและลำคอ อุปกรณ์ยึดตรึงที่เลือกใช้ต้องมีความมั่นคง แนบสนิทไปกับโครงสร้างสรีระผู้ป่วย ไม่มีช่องอากาศ สามารถทำซ้ำตำแหน่งเดิมได้ทุกครั้งและต้องทำให้ผู้ป่วยรู้สึกสบายในระหว่างการรักษา ดังนั้นนักรังสีการแพทย์จำเป็นต้องมีความรู้ทั้งด้านวิชาการ ด้านเทคนิค มีทักษะความชำนาญเฉพาะรวมถึงความละเอียดรอบคอบเพื่อให้การรักษาปลอดภัยและมีความแม่นยำสูงสุด

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ นายจารึก ก้านเพ็ชร นักฟิสิกส์การแพทย์ ซึ่งเป็นที่ปรึกษาและให้ข้อมูลเกี่ยวกับคุณลักษณะของอนุภาคโปรตอนและช่วยตรวจทานเนื้อหาในการเขียนบทความนี้ และนายจำนงค์ คุ้มเขว้า หัวหน้านักรังสีการแพทย์และนางมนัสชนก จิตรนอก หัวหน้าห้องฉายรังสีโปรตอน ที่ให้คำปรึกษาในเรื่องการจัดท่าผู้ป่วยและการทำอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วย

เอกสารอ้างอิง

1. Chang JY, Zhang X, Wang X, Kang Y, Riley B, Bilton SD, et al. Significant reduction of normal tissue dose by proton radiotherapy compared with three-dimensional conformal or intensity-modulated radiation therapy in stage I or stage III non–small-cell lung cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2006; 65:1087–96.
2. Yoon M, Shin DH, Park SY, Lee SB, Shin KH, Kim DY, et al. Comparison of treatment plans between IMRT and proton therapy for nasopharyngeal carcinoma. Radiat Oncol. 2015;10:68.
3. Chang CL, Lin KC, Chen WM, Shia BC, Wu SY. Comparing the Oncologic Outcomes of Proton Therapy and Intensity-Modulated Radiation Therapy for Head and Neck Squamous Cell Carcinoma. Cancers (Basel). 2022; 14:5262.
4. Paganetti H. Range uncertainties in proton therapy and the role of Monte Carlo simulations. Phys Med Biol. 2012;57: R99–117.
5. Goitein M, Cox JD. Should randomized clinical trials be required for proton radiotherapy? J Clin Oncol. 2008; 26:175–6.

6. Engelsman M, Schwarz M, Dong L. Physics controversies in proton therapy. Semin Radiat Oncol. 2013; 23:88–96.
7. Moyers MF, Miller DW, Bush DA, Slater JD. Methodologies and tools for proton beam design for lung tumors. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2001; 49:1429–38.
8. Lomax AJ. Intensity modulation methods for proton radiotherapy. Phys Med Biol. 1999; 44:185–205.
9. Schreuder N, Shirato H, Shimizu S, Kagei K, Onimaru R, Khin Khin T, et al. Immobilization for proton radiotherapy. Front Oncol. 2020; 10:890.
10. Yao M, Dornfeld KJ, Buatti JM, Skwarchuk M, Tan H, Nguyen T, et al. Intensity-modulated radiation treatment for head-and-neck squamous cell carcinoma—the University of Iowa experience. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2005; 63:410–21.
11. Tsai CJ, Stieb S, Zou W, Shih HA, Bortfeld T. Patient positioning and immobilization in proton therapy. Br J Radiol. 2020; 93:20190378.
12. Kapanen M, Laaksomaa M, Tulijoki T, Peltola S, Hyödynmaa S, Kellokumpu-Lehtinen PL, et al. Effects of individual head supports on the reproducibility of patient positioning in head and neck radiotherapy. Radiother Oncol. 2013; 107:199–203.
13. Halkett GKB, O'Connor M, Aranda S, Jefford M, Lobb EA, Botti M, et al. RT Prepare: a radiation therapist-delivered intervention reduces psychological distress in women with breast cancer referred for radiotherapy. Radiother Oncol. 2018;127:128–35
14. Rossetti A, Chadha M, Reiner M, Sacks S, Sacks R, Turkanis M, et al. The effect of music therapy on anxiety and comfort in patients undergoing radiotherapy simulation. J Radiat Res. 2017; 58:756–62.
15. Bae I, Lim HM, Kim YJ, Kang J, Lee J, Kim S, et al. Music interventions for patients with cancer during radiotherapy: a randomized controlled trial. Clin J Oncol Nurs. 2014;18: E99–105.
16. Klarity Medical. Instruction for use [Internet]. Newark (OH): Klarity Medical; [cited 2022]. Available from: https://www.klaritymedical.com
17. van Kranen S, van Beek S, Rasch C, van Herk M, Sonke JJ. Setup uncertainties of anatomical sub-regions in head-and-neck cancer patients after offline CBCT guidance. Radiother Oncol. 2009; 92(2):291–295.
18. CIVCO Radiotherapy. Thermoplastics Reference Guide [Internet]. Orange City (IA): CIVCO Radiotherapy; [cited 2022]. Available from: https://www.civcort.com
19. Klarity Medical. How to mold Klarity Head AccuCushion. Newark (OH): Klarity Medical; 2022.

การฉายรังสีรักษามะเร็งปอดด้วยเทคนิคการกลั้นลมหายใจออกร่วมกับระบบ Respiratory gating for scanners (RGSC) และเครื่องฉายรังสี Linear accelerator ของโรงพยาบาลศิริราช

Lung cancer radiotherapy using end expiration breath hold technique with respiratory gating for scanners (RGSC) and linear accelerator at Siriraj hospital

ฟ้าวลัย พงษ์ไพบูลย์[1], กรกช สุนทรชัยนุกูล[1], กชกร อัศวศุภชัย[1], จุฬารัตน์ สืบสม[1]
[1]สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้นิพนธ์ประสานงาน
จุฬารัตน์ สืบสม
สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล
เลขที่ 2 ถนนวังหลัง แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กรุงเทพมหานคร 10700
อีเมล: juralat.suebsom@gmail.com

Favalai Pongpaiboon[1], Korakot Soonthonchainukul[1], Kotchakorn Assawasuphachai[1], Julara Suebsom[1]
[1]Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University

Corresponding author
Julara Suebsom
Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University
2, Wang Lang Road, Siriraj, Bangkok Noi, Bangkok, 10700
Email: juralat.suebsom@gmail.com

Submitted: Oct 8, 2025
Revised: Feb 8, 2026
Accepted: Mar 25, 2026

บทคัดย่อ

การเคลื่อนไหวของปอดจากการหายใจเป็นปัจจัยสำคัญที่ก่อให้เกิดความไม่แน่นอนของตำแหน่งเป้าหมายในการฉายรังสีรักษามะเร็งปอด อาจส่งผลต่อความแม่นยำและความปลอดภัยของการรักษา บทความนี้นำเสนอแนวทางเชิงเทคนิคและเชิงเวชปฏิบัติสำหรับการฉายรังสีรักษามะเร็งปอดด้วยเทคนิคการกลั้นลมหายใจออก (end-expiration breath-hold; EEBH) ร่วมกับระบบ respiratory gating for scanners (RGSC) และเครื่องฉายรังสี linear accelerator โดยครอบคลุมขั้นตอนการคัดเลือกและเตรียมผู้ป่วย การฝึกซ้อมการกลั้นลมหายใจ การจำลองการฉายรังสีด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computed tomography simulation, CT simulation) ภายใต้สภาวะ EEBH การวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคการฉายรังสีขั้นสูง รวมถึงกระบวนการฉายรังสีและการตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพ kV-kV และ cone beam CT (CBCT) เพื่อสนับสนุนความสม่ำเสมอของตำแหน่งการฉายรังสีในทางคลินิก นอกจากนี้ ยังกล่าวถึงข้อพิจารณาในการนำเทคนิค EEBH ไปใช้ในเวชปฏิบัติ เช่น ความร่วมมือของผู้ป่วย ความสามารถในการทำซ้ำของการกลั้นลมหายใจ การฝึกซ้อมก่อนการรักษา และการติดตามตำแหน่งอย่างสม่ำเสมอในแต่ละ fraction เพื่อคงคุณภาพและความปลอดภัยของการรักษา แนวทางดังกล่าวเป็นรายงานเชิงเทคนิคและเวชปฏิบัติ มิได้มุ่งเน้นการประเมินผลลัพธ์เชิงเปรียบเทียบ และสามารถใช้เป็นแนวทางอ้างอิงสำหรับบุคลากรทางรังสีรักษาในสถาบันที่มีทรัพยากรและเทคโนโลยีใกล้เคียงกัน

คำสำคัญ: การกลั้นลมหายใจออก, การฉายรังสี, มะเร็งปอด, การหายใจ, ความสามารถในการทำซ้ำ

Abstract

Respiratory motion, or lung movement resulting from breathing, is an important factor that causes uncertainty in the target position during radiation treatment for lung cancer, and may affect the accuracy and safety of the treatment. This article presents technical and practical guidelines for radiation treatment of lung cancer using the end-expiration breath-hold (EEBH) technique with respiratory gating for scanners (RGSC) and a linear accelerator, covering the patient selection process and preparation procedures, including breath-hold training, computed tomography simulation (CT simulation) under EEBH conditions, and advanced radiation therapy planning. Additionally, it encompasses the process of radiation delivery and position monitoring using kV-kV and cone beam CT (CBCT) images to ensure the consistency of the patient's radiation position in clinical settings. Furthermore, it discusses the considerations for using EEBH techniques in medical practice, such as patient cooperation, reproducibility of breath holding, pre-treatment training, and position monitoring in each fraction to maintain the quality and safety of treatment. Therefore, these guidelines are technical reports and medical practice. These are not evaluating comparative results. However, this article can serve as a reference guide for radiotherapy treatment workflows in institutions with similar resources and technology.

Keywords: End expiration breath hold, radiation therapy, lung cancer, breathing, reproducibility

J Thai Assoc Radiat Oncol 2026; 32(1): O16 - O33

บทนำ

มะเร็งปอดถือว่าเป็นโรคที่มีความรุนแรงสูงสุดชนิดหนึ่งของประชากรทั้งในระดับสากลและประเทศไทย โดยในปี พ.ศ. 2563 มีอัตราของผู้ป่วยมะเร็งปอดรายใหม่เพิ่มขึ้นประมาณ 2.2 ล้านราย และผู้เสียชีวิตจากมะเร็งปอดถึง 1.8 ล้านราย[1] ความสำคัญของปัญหานี้สะท้อนผ่านอัตราการเกิดโรคและการเสียชีวิตที่มีจำนวนมาก โดยเฉพาะในประเทศกำลังพัฒนาที่มีระบบสาธารณสุขไม่ทั่วถึง สำหรับประเทศไทย มะเร็งปอดถือเป็นหนึ่งในห้ากลุ่มโรคมะเร็งที่พบบ่อยที่สุด สาเหตุหลักของโรคคือการสูบบุหรี่ มลพิษทางอากาศจากฝุ่น PM2.5 และโรคระบาดที่กระจายในอากาศ[2,3]

ในช่วงปี พ.ศ. 2563-2567 หน่วยบริการฉายรังสี แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช มีผู้ป่วยมะเร็งปอดเข้ารับการฉายรังสีเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง ดัง**ตารางที่ 1** และ**ภาพที่ 1** ซึ่งสะท้อนถึงความจำเป็นในการพัฒนาแนวทางการรักษาที่มีความแม่นยำและปลอดภัยสำหรับผู้ป่วยกลุ่มนี้ได้อย่างเหมาะสม

แม้การรักษามะเร็งปอดจะสามารถรักษาได้หลายรูปแบบ เช่น การผ่าตัด (surgery) การให้ยาเคมีบำบัด (chemotherapy) การใช้ยามุ่งเป้า (targeted therapy) หรือการใช้ยาภูมิคุ้มกันบำบัด (immunotherapy)[4] แต่ในผู้ป่วยที่ไม่สามารถเข้ารับการผ่าตัดได้หรือไม่เหมาะสมต่อการผ่าตัด และรักษาเฉพาะตำแหน่งทั้งเพื่อประคับประคอง การฉายรังสี (radiotherapy) จึงถือเป็นวิธีการรักษาหลักอีกวิธีหนึ่ง อย่างไรก็ตาม ความท้าทายของการฉายรังสีมะเร็งปอดคือการเคลื่อนไหวของปอดและอวัยวะภายในทรวงอกระหว่างการหายใจ ซึ่งทำให้เป้าหมายรอยโรคที่ต้องการรักษาเคลื่อนที่ตลอดเวลา โดยเฉพาะรอยโรคที่อยู่บริเวณปอดส่วนล่างหรือใกล้กระบังลม จะมีการเคลื่อนที่มากสุดในแนวดิ่ง (ขึ้น-ลง) ประมาณ 10-12 มิลลิเมตร ส่งผลให้ต้องขยายตำแหน่งเป้าหมาย (target volume) เพื่อชดเชยความไม่แน่นอนเชิงตำแหน่ง และอาจเพิ่มปริมาณรังสีที่กระทบต่ออวัยวะปกติใกล้เคียง (organs at risk, OARs) รอบๆ สูงขึ้น[5,6]

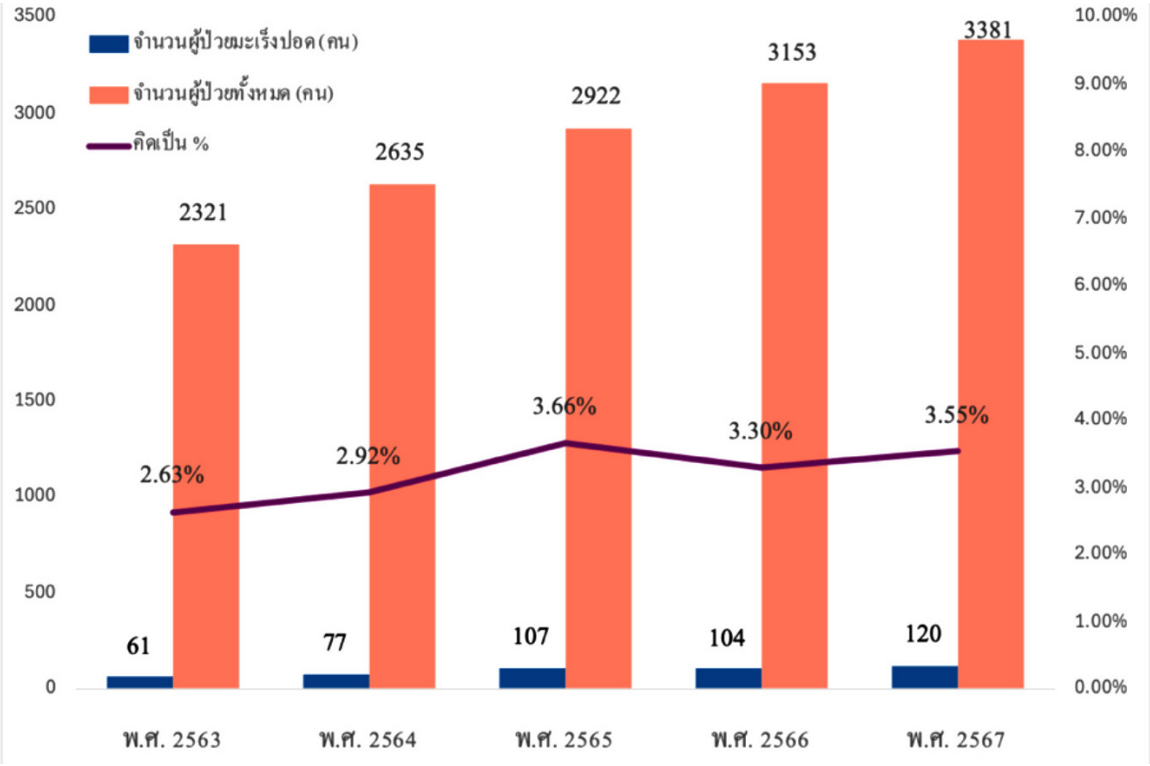
จากข้อจำกัดดังกล่าว จึงมีการพัฒนาเทคนิคที่ควบคุมการเคลื่อนไหวที่เกิดจากการหายใจ (motion management techniques) เช่น การใช้วิธีการถ่ายภาพแบบ 4 มิติ (4DCT) เป็นการสร้างภาพ CT แบบ 3 มิติ ร่วมกับการบันทึกสัญญาณการหายใจของผู้ป่วยเป็นระยะเวลาต่าง ๆ หรือเรียกอีกอย่างว่า เฟสของการหายใจ เพื่อ

ตารางที่ 1 สถิติจำนวนผู้ป่วยมะเร็งปอดปฐมภูมิที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณปอด เปรียบเทียบกับจำนวนผู้ป่วยทั้งหมดในหน่วยบริการฉายรังสี แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช ช่วงปี พ.ศ. 2563-2567

ปี พ.ศ.	พ.ศ. 2563	พ.ศ. 2564	พ.ศ. 2565	พ.ศ. 2566	พ.ศ. 2567	ค่าเฉลี่ย
จำนวนผู้ป่วยมะเร็งปอด (คน)	61	77	107	104	120	94
จำนวนผู้ป่วยทั้งหมด (คน)	2321	2635	2922	3153	3381	2882
คิดเป็น %	2.63%	2.92%	3.66%	3.30%	3.55%	3.21%

หมายเหตุ: จำนวนผู้ป่วยมะเร็งปอดในตารางนี้นับเฉพาะผู้ป่วยมะเร็งปอดปฐมภูมิที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณปอด ไม่รวมกรณีมะเร็งปอดที่แพร่กระจายไปยังอวัยวะอื่น และเข้ารับการฉายรังสีในตำแหน่งอื่น

ที่มา: หน่วยสถิติ แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช

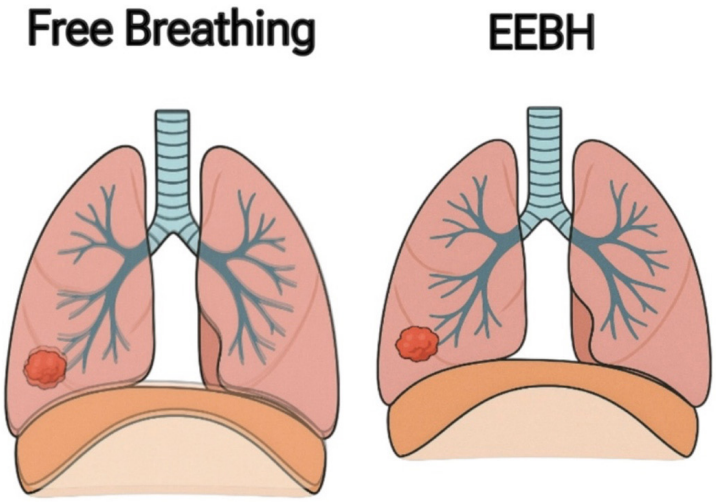


ภาพที่ 1 กราฟแสดงสถิติจำนวนผู้ป่วยมะเร็งปอดปฐมภูมิที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณปอด เปรียบเทียบกับจำนวนผู้ป่วยทั้งหมดในหน่วยบริการฉายรังสี แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช ช่วงปี พ.ศ. 2563-2567

ประเมินการเคลื่อนไหวของรอยโรคจากทุกช่วงของการหายใจ หรือเทคนิคที่ให้ผู้ป่วยหายใจได้ตามปกติแต่จำกัดการเคลื่อนไหว เช่น respiratory gating, real time tumor tracking, abdominal compression[7] และ continuous positive airway pressure (CPAP) รวมไปถึงเทคนิคการกลั้นลมหายใจทั้งเข้าและออกสุด[5]

ในทางเวชปฏิบัติ เทคนิคการกลั้นลมหายใจเข้า (deep inspiration breath hold, DIBH) ถูกนำมาใช้ในหลายสถาบันสำหรับการฉายรังสีบริเวณทรวงอก เนื่องจากสามารถเพิ่มปริมาตรปอดและช่วยลดปริมาณรังสีต่ออวัยวะเสี่ยงบางส่วนได้ อย่างไรก็ตาม สำหรับการฉายรังสีรักษามะเร็งปอด การเลือกใช้เทคนิคการกลั้นลมหายใจไม่สามารถกำหนดเป็นรูปแบบเดียวกันได้ในผู้ป่วยทุกราย เนื่องจากยังขึ้นอยู่กับตำแหน่งรอยโรค ลักษณะการเคลื่อนไหวของปอด และความสามารถในการควบคุมการหายใจของผู้ป่วยแต่ละราย[8]

โดยในที่นี้จะกล่าวถึงเทคนิคการกลั้นลมหายใจออก (end expiration breath hold, EEBH) ซึ่งเป็นหนึ่งในวิธีที่อาศัยช่วงการหายใจออกสุด อันเป็นช่วงที่อวัยวะภายในทรวงอกเคลื่อนไหวน้อยและคงที่มากที่สุด เมื่อเทียบกับช่วงที่ผู้ป่วยหายใจเข้าออกแบบปกติ (free breathing) ดัง**ภาพที่ 2** ส่งผลให้เทคนิคนี้สามารถ



ภาพที่ 2 การเปรียบเทียบรอยโรคในปอดระหว่างการหายใจปกติ (free breathing) และการกลั้นลมหายใจออก (end-expiration breath-hold, EEBH)
ที่มา: ภาพวาดโดย ฟ้าวลัย พงษ์ไพบูลย์

ช่วยลด internal target volume (ITV) และเพิ่มความเสถียรภาพเชิงตำแหน่ง (position stability) ได้ดีกว่าบางกรณี[9,10] โดยเฉพาะในการฉายรังสีร่วมพิกัด (stereotactic body radiation therapy, SBRT) หรือการฉายรังสีปรับความเข้มแบบหมุน (volumetric modulated arc therapy, VMAT) ที่ต้องการความแม่นยำสูง

ในปัจจุบัน มีการนำเทคนิค EEBH มาประยุกต์ใช้ร่วมกับระบบ respiratory gating for scanners (RGSC) ซึ่งเป็นระบบกำหนดจังหวะการหายใจสำหรับการสแกนภาพ และติดตามการเคลื่อนไหวแบบเรียลไทม์ของ Varian medical systems พัฒนาต่อยอดจากระบบ real time position management (RPM) โดยใช้หลักการ gating เดียวกัน แต่เพิ่มความสามารถในการประมวลผลสัญญาณการหายใจให้แม่นยำขึ้น รองรับการทำงานร่วมกับทั้งเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองการรักษา (CT simulation) และเครื่องฉายรังสี linear accelerator (ในที่นี้ใช้เครื่องฉายรังสี TrueBeam Varian) ในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งปอดบางราย โดยพิจารณาจากลักษณะรอยโรค ความสามารถในการกลั้นลมหายใจ และความเหมาะสมทางคลินิกของผู้ป่วยเป็นรายบุคคล[11,12,13]

บทความนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อนำเสนอแนวทางเชิงเทคนิคและเชิงเวชปฏิบัติ (technical and clinical implementation guideline) สำหรับการคัดเลือกผู้ป่วย การเตรียมผู้ป่วย การจำลองการรักษา การวางแผน และการฉายรังสีรักษามะเร็งปอดด้วยเทคนิค EEBH ร่วมกับระบบ RGSC และเครื่องฉายรังสี linear accelerator โดยมุ่งเน้นการอธิบายขั้นตอนการดำเนินงานจริง ความเป็นไปได้ในการนำไปใช้ในคลินิก และประเด็นที่ควรคำนึงถึงในการประยุกต์ใช้เทคนิคดังกล่าวในสถาบันที่มีบริบทและเทคโนโลยีใกล้เคียงกัน

แนวทางการดำเนินงานในเวชปฏิบัติสำหรับการฉายรังสีด้วยเทคนิคการกลั้นลมหายใจออก

1. เกณฑ์การคัดเลือกผู้ป่วย

การคัดเลือกผู้ป่วยที่เหมาะสมเป็นขั้นตอนสำคัญ เนื่องจากไม่ใช่ผู้ป่วยมะเร็งปอดทุกรายจะสามารถปฏิบัติตามเทคนิค EEBH ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ปัจจัยที่ควรพิจารณา ได้แก่ ตำแหน่งและขนาดของก้อน การเคลื่อนไหวของรอยโรคตามการหายใจ สมรรถภาพปอด ความสามารถในการทำตามคำสั่ง และความสม่ำเสมอในการทำซ้ำ (reproducibility)[8] โดยทั่วไป เทคนิค EEBH นี้เหมาะสำหรับผู้ป่วยมะเร็งปอดที่ไม่สามารถผ่าตัดได้ และมีรอยโรคอยู่ในตำแหน่งที่มีการเคลื่อนไหวตามการหายใจสูง เช่น ปอดส่วนล่างหรือใกล้กระบังลม

ก่อนเข้าสู่กระบวนการรักษาด้วยการฉายรังสีเทคนิค EEBH ผู้ป่วยควรได้รับการฝึกและทดลองกลั้นลมหายใจในขั้นตอน CT simulation โดยสามารถกลั้นลมหายใจออกได้ต่อเนื่องอย่างน้อย 15-20 วินาที และสามารถทำได้หลายรอบอย่างสม่ำเสมออย่างน้อย 3 ครั้ง ภายใต้การติดตามของระบบ RGSC เพื่อประเมินความเสถียรจากการทำเทคนิคนี้ หากผู้ป่วยมีโรคเกี่ยวกับระบบทางเดินหายใจรุนแรง ภาวะหายใจลำบาก สมรรถภาพของปอดต่ำ มีภาวะวิตกกังวลสูงหรือไม่สามารถปฏิบัติตามคำสั่งได้อย่างต่อเนื่อง ควรพิจารณาใช้เทคนิคทางเลือกอื่น เช่น free breathing เป็นต้น

2. ขั้นตอนการเตรียมผู้ป่วยและการจำลองการรักษา (CT simulation)

การจำลองการรักษาด้วยเทคนิค EEBH ของผู้ป่วยมะเร็งปอด เริ่มจากการให้ข้อมูลและฝึกซ้อมกับผู้ป่วยเกี่ยวกับการหายใจแบบกลั้นลมหายใจออก ตามคำสั่งที่ว่า “หายใจเข้า หายใจออก กลั้นหายใจ” เพื่อสร้างความเข้าใจและความร่วมมือ โดยนักรังสีการแพทย์จะอธิบายจุดประสงค์ของการกลั้นลมหายใจออก ว่ามีความสำคัญต่อการลดการเคลื่อนไหวของรอยโรคและทำให้ฉายรังสีตรงตำแหน่งรอยโรคมากที่สุด พร้อมทั้งให้ผู้ป่วยทดลองฝึกกลั้นลมหายใจในท่าที่จะใช้จริงในวันที่ฉายรังสีภายในห้อง CT simulation

ผู้ป่วยจะถูกจัดให้อยู่ในท่านอนหงาย และยกแขนขึ้นเหนือศีรษะ ใช้อุปกรณ์ยึดตรึง (immobilization device) ที่เรียกว่า vacuum lock ดัง**ภาพที่ 3** สำหรับการจัดท่าของผู้ป่วยให้เหมือนเดิมทุกวันตลอดการฉายรังสี จากนั้นทำการติดตั้งอุปกรณ์ตรวจจับการหายใจของระบบ RGSC โดยวาง RGSC marker block บริเวณหน้าท้องหรือชายโครงของผู้ป่วย เพื่อบันทึกการเคลื่อนไหวของ



ภาพที่ 3 Vacuum lock สำหรับใช้ในการช่วยจัดท่าผู้ป่วยฉายรังสี

ทรวงอกแบบเรียลไทม์จาก RGSC camera ที่ปลายเตียง CT และติดตั้งจอแสดงผล visual coaching device (VCD)[14,15] เพื่อให้ผู้ป่วยมองจอและควบคุมระดับการหายใจของตนเองให้ได้เท่าเดิมในทุกครั้งที่ทำซ้ำ ดัง**ภาพที่ 4**

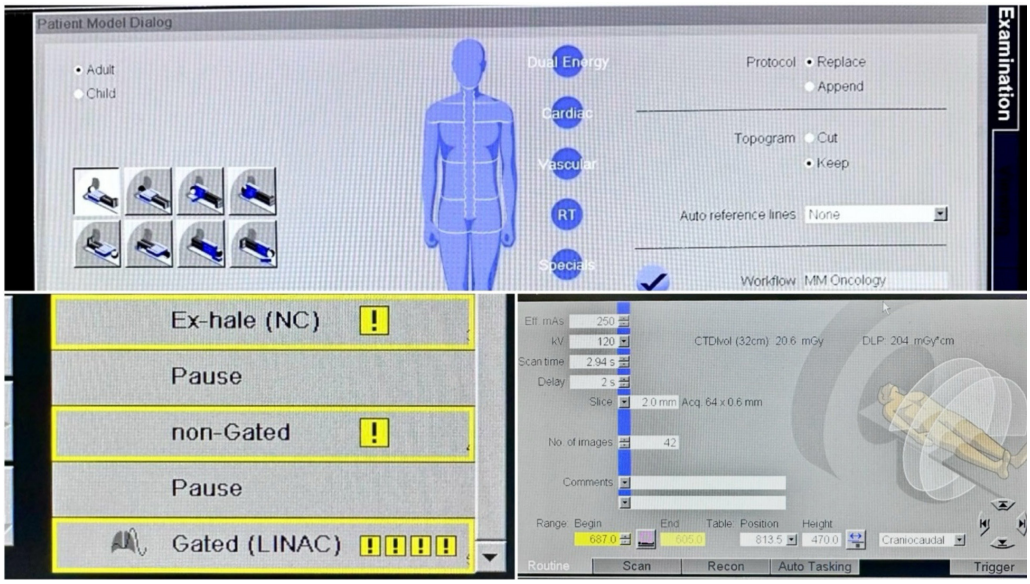
การสแกน CT จะทำทั้งในสภาวะที่ผู้ป่วยหายใจปกติ (free breathing series) และในสภาวะกลั้นลมหายใจออก (EEBH series) เพื่อใช้เปรียบเทียบความแตกต่างของตำแหน่งรอยโรคและอวัยวะข้างเคียง โดยทั่วไปแนะนำการสแกนด้วย slice thickness 2-3 มิลลิเมตร ดัง**ภาพที่ 5** เพื่อให้ได้ภาพที่มีความละเอียดเพียงพอต่อการวางแผนการรักษา ทั้งนี้นักรังสีการแพทย์จะประเมินความสม่ำเสมอและความสามารถในการทำซ้ำของการกลั้นลมหายใจในแต่ละครั้ง ปกติตอนทำการสแกน CT ใน EEBH series จะทำการตัดซ้ำ ประมาณ 3 ครั้ง เพื่อให้มั่นใจว่าผู้ป่วยสามารถทำ EEBH ได้อย่างมีประสิทธิภาพก่อนเข้าสู่กระบวนการวางแผนและการฉายรังสีจริง

3. การวางแผนการรักษา

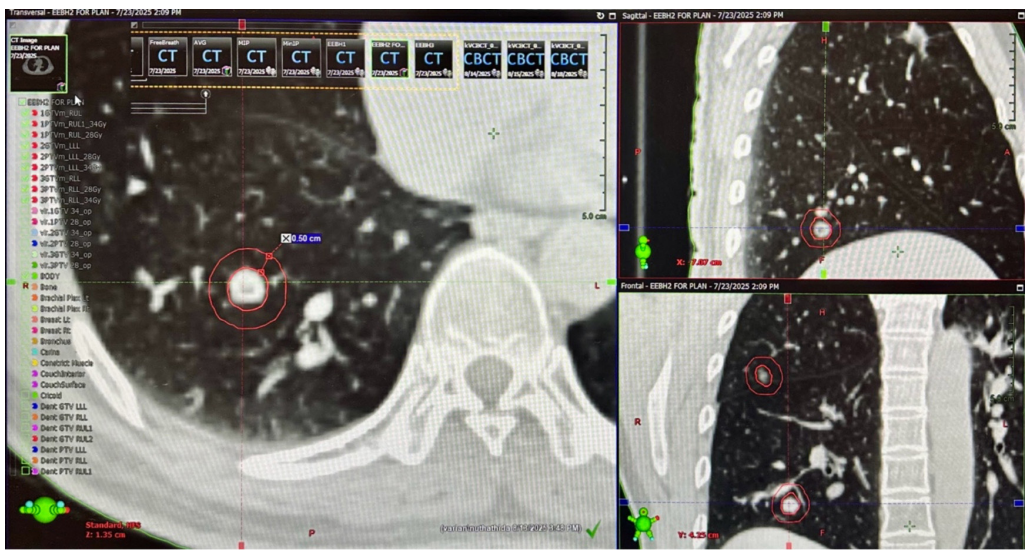
การวางแผนการฉายรังสีสำหรับผู้ป่วยมะเร็งปอดที่ใช้เทคนิค EEBH จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เพื่อคงความเสถียรของตำแหน่งระหว่างการฉายรังสี จากการอาศัยหลักการควบคุมการเคลื่อนไหวของปอด และลดความไม่แน่นอนจากการเคลื่อนไหว (motion uncertainty) เมื่อเทียบกับการรักษาในภาวะ free breathing (FB)[16,17] รวมถึงสามารถใช้ข้อมูลภาพดังกล่าวประกอบการพิจารณากำหนดตำแหน่งเป้าหมายการวางแผนฉายรังสี (planning target volume, PTV) รอบ ๆ ตำแหน่งก้อนก้อน (gross tumor volume, GTV) ประมาณ 5 มิลลิเมตร[18] ดัง**ภาพที่ 6** อย่างไรก็ตาม การกำหนดขอบเขตการรักษาควรอยู่บนพื้นฐานของการประเมินรายบุคคล โดยคำนึงถึงลักษณะรอยโรค ความเสถียรของการกลั้นลมหายใจ และบริบทของการใช้งานจริงในแต่ละสถาบัน[8]



ภาพที่ 4 (ภาพซ้าย) การจัดท่าผู้ป่วย และการติดตั้งอุปกรณ์ของระบบ RGSC ในขั้นตอน CT simulation (ภาพขวา) (4ก) RGSC camera (4ข) visual coaching device (4ค) RGSC marker block และตำแหน่งที่วางบริเวณหน้าท้องหรือชายโครงของผู้ป่วย



ภาพที่ 5 Protocol และ parameters การตั้งค่าของขั้นตอน CT simulation ของผู้ป่วยมะเร็งปอดที่ใช้เทคนิค EEBH



ภาพที่ 6 ตัวอย่างการกำหนดขอบเขตการรักษา (PTV) จากภาพ CT EEBH ในภาพกำหนดประมาณ 5 มิลลิเมตร

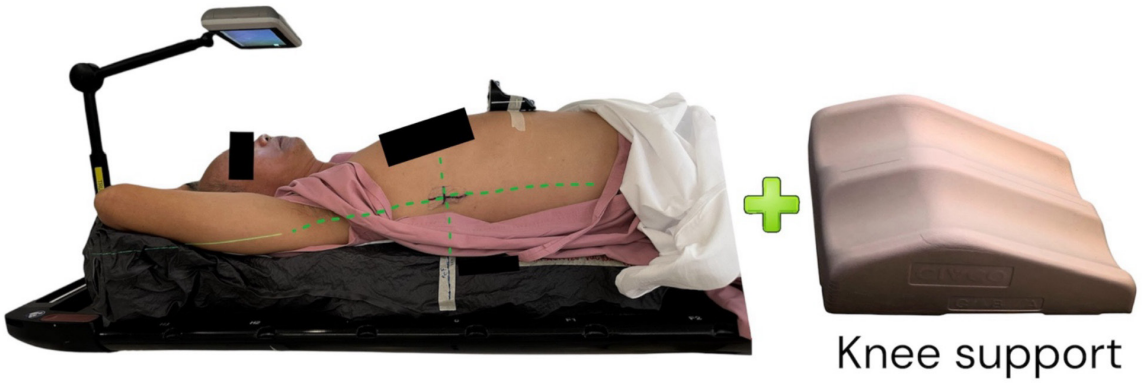
การวางแผนการรักษาที่เหมาะกับเทคนิคนี้ ได้แก่ แบบ SBRT และ VMAT เป็นเทคนิคที่ต้องอาศัยการกระจายรังสีที่ออกแบบเฉพาะเจาะจง ครอบคลุมเป้าหมายได้อย่างพอดีและสอดคล้องกับรูปร่างของรอยโรค (conformal dose distribution) โดย SBRT เหมาะสำหรับก้อนในปอดขนาดเล็กที่ไม่สามารถผ่าตัดได้ ขณะที่ VMAT เหมาะกับผู้ป่วยที่มีรอยโรคซับซ้อน, หลายตำแหน่ง หรือก้อนบริเวณต่อมน้ำเหลืองทรวงอก[19,20] ภายใต้การตรวจสอบตำแหน่ง (image guidance) อย่างเหมาะสม

4. ขั้นตอนการฉายรังสีและการตรวจสอบตำแหน่ง

การฉายรังสีผู้ป่วยด้วยเทคนิค EEBH เริ่มจากการจัดเตรียมอุปกรณ์ประกอบการรักษา โดยติดตั้งจอ VCD บริเวณหัวเตียงฉายรังสี เพื่อให้ผู้ป่วยสามารถมองเห็นและใช้เป็นสัญญาณนำในการควบคุมการหายใจในระหว่างการรักษา ขณะเดียวกันมีการวางอุปกรณ์ยึดตรึงชนิด vacuum lock ซึ่งออกแบบเฉพาะสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย โดยเว้นระยะห่างจากจอ VCD อย่างเหมาะสม เพื่อไม่ให้เกิดการบดบังสายตาในระหว่างควบคุมการหายใจทั้งปกติและกลั้นลมหายใจออก

จัดท่าผู้ป่วยโดยให้นอนหงาย ยกแขนขึ้นเหนือศีรษะ วางแขนและลำตัวตามร่องบน vacuum lock รวมถึงปรับแนวลำตัวให้ตรงกับตำแหน่ง set up line ที่ขีดจากห้อง CT simulation จากนั้นขยับเตียงเข้าสู่ตำแหน่ง iso center ตามค่าที่ได้จากแผนการรักษา เพื่อให้ตำแหน่งของผู้ป่วยสอดคล้องกับการจำลองการรักษา เนื่องจากผู้ป่วยต้องนอนเป็นเวลานาน อาจเพิ่มอุปกรณ์รองเข่า (knee support) เพื่อลดอาการเกร็งของกล้ามเนื้อและความเมื่อยล้า รวมถึงช่วยให้นอนนิ่งได้สบายมากขึ้น ดัง**ภาพที่ 7**

เมื่อผู้ป่วยอยู่ในตำแหน่งที่พร้อมแล้ว จะติดตั้ง RGSC marker block บริเวณหน้าท้องในตำแหน่งเดียวกันกับที่ใช้ในห้อง CT simulation เพื่อให้ระบบ RGSC ตรวจจับสัญญาณการเคลื่อนไหวได้ตรงกับ reference เดิม จากนั้นตั้งค่า gating protocol parameters กำหนดให้ gating technique เป็น breath-hold gating พร้อมเปิดใช้งาน visual coaching instructions เพื่อแสดงระดับการหายใจบนหน้าจอให้ผู้ป่วยควบคุมได้ตามคำสั่ง ดัง**ภาพที่ 8** ต่อมาตรวจสอบกราฟการหายใจ โดยอ้างอิง



ภาพที่ 7 การจัดท่าผู้ป่วย และการติดตั้งอุปกรณ์ของระบบ RGSC ในขั้นตอนการฉายรังสี

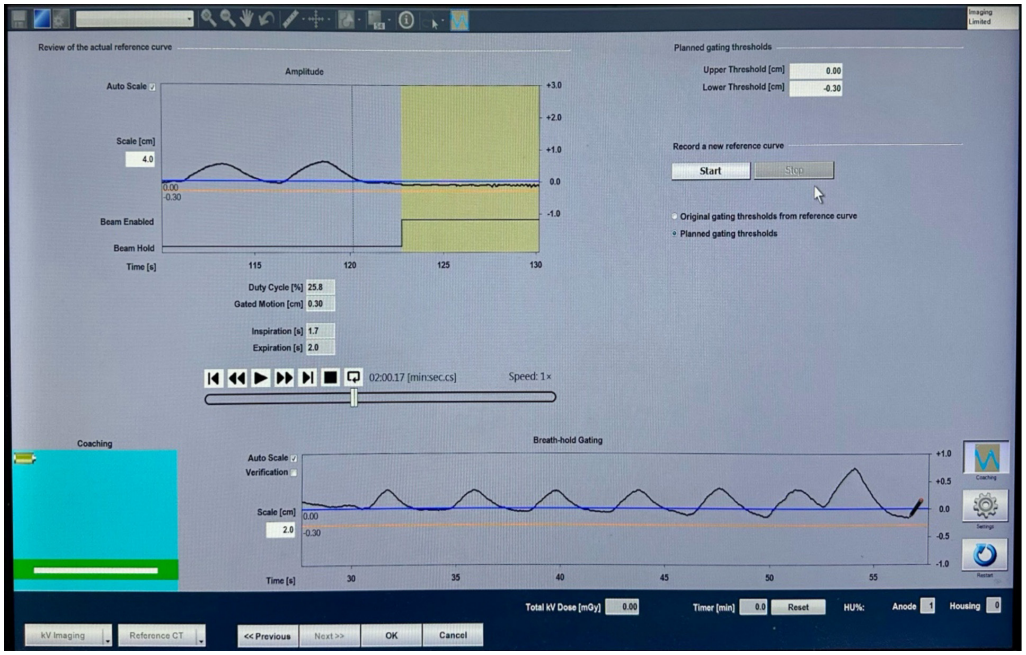


ภาพที่ 8 หน้าจอแสดงการตั้งค่า gating protocol parameters

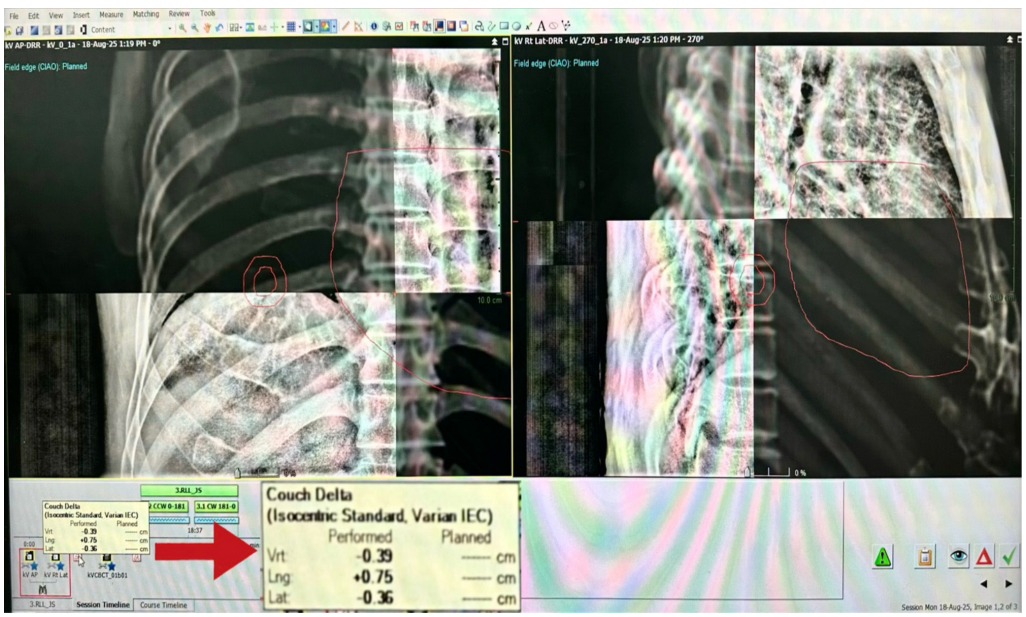
จาก reference breathing trace ที่บันทึกไว้ในขั้นตอน CT simulation ใช้เป็นเกณฑ์ในการกำหนดช่วงระดับความลึกของการหายใจ (gating window) ในการควบคุมการทำงานของเครื่องฉายรังสี ดัง**ภาพที่ 9**[21]

สำหรับการฉายรังสีครั้งแรก (first fraction) จะทำการตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพ kV-kV pair เพื่อยืนยันตำแหน่งแนวกระดูก ตามหลัก bony landmark เป็นการตรวจสอบเบื้องต้น ดัง**ภาพที่ 10** จากนั้นจะทำการสร้างภาพ cone beam CT (CBCT) โดยการสร้างภาพทั้งสองแบบนี้ต้องทำในสภาวะ EEBH เพื่อยืนยันตำแหน่งของรอยโรค แนวกระดูก และอวัยวะปกติใกล้เคียงรอบข้าง ดัง**ภาพที่ 11** เมื่อเทียบภาพ CBCT กับภาพ CT simulation พบว่าตรงตำแหน่ง จะส่งค่าความต่างที่ได้ไปยังเตียง (apply couch shifts) เพื่อปรับตำแหน่งฉายรังสีให้ถูกต้องตามแผนการรักษา

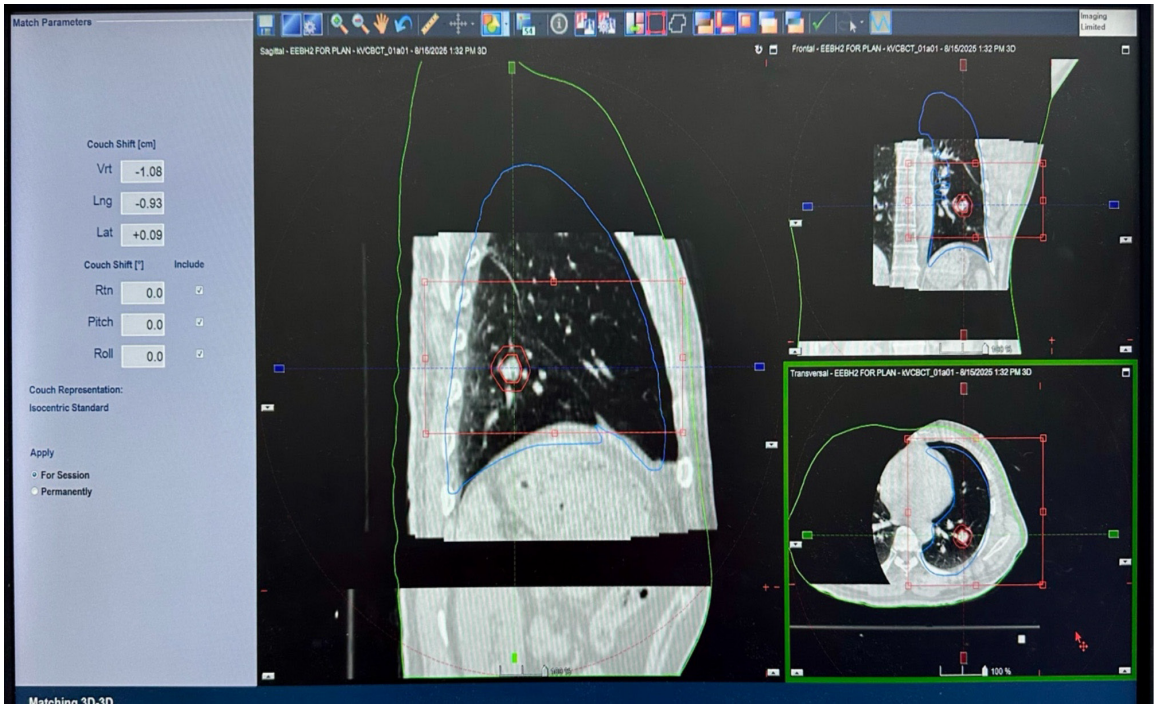
ในการควบคุมคุณภาพตำแหน่งระหว่างการฉายรังสี มีการตรวจสอบตำแหน่งด้วย CBCT ก่อนเริ่มการฉายรังสีในทุก fraction และทำการปรับตำแหน่งแบบ corrective ทุกครั้ง หลังจากการปรับตำแหน่งแล้ว กำหนดให้ตำแหน่งที่ได้ภายใน fraction เดียวกันมีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ภายในช่วง ±3 มิลลิเมตร ซึ่งใช้เป็นเกณฑ์ในการควบคุมคุณภาพและประเมินความถูกต้องของตำแหน่งหลังการปรับแก้ (post-correction positional accuracy) รวมถึงการกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนของ gating window ไม่เกิน ±1.5 มิลลิเมตรจากตำแหน่งอ้างอิง (reference position) ทั้งในทิศทางบนและล่าง ส่งผลให้ช่วงการฉายรังสีรวม (total gating window) มีความกว้างประมาณ 3 มิลลิเมตร



ภาพที่ 9 ตรวจสอบกราฟการหายใจจาก reference breathing trace ที่ใช้กำหนด gating window



ภาพที่ 10 แสดงการเทียบภาพ kV-kV ของผู้ป่วยในสภาวะ EEBH เพื่อยืนยันตำแหน่งแนวกระดูก



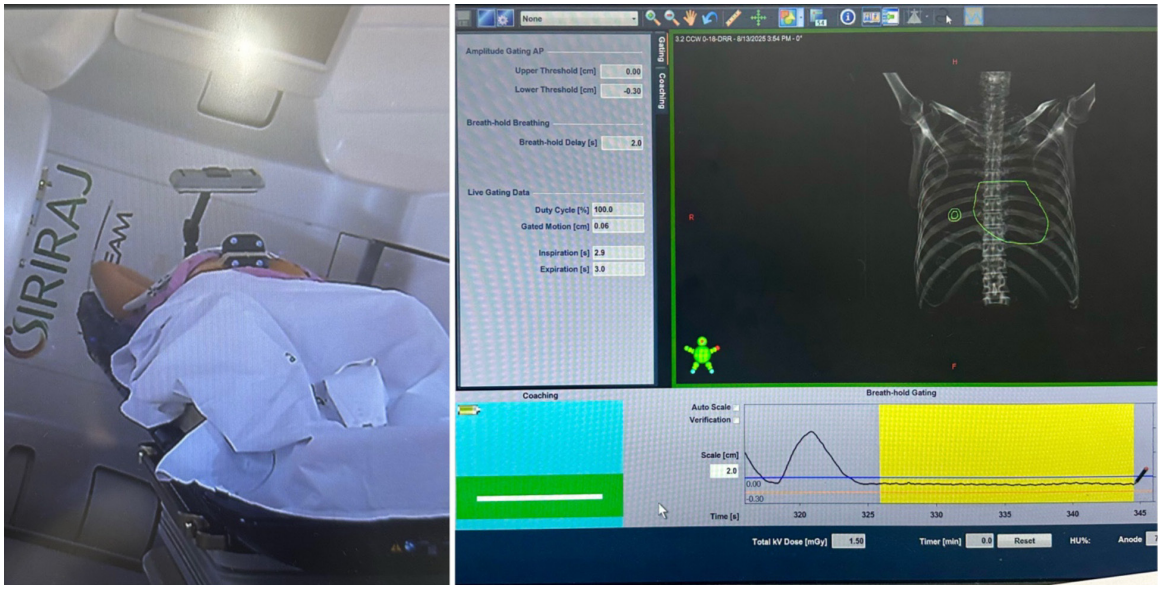
ภาพที่ 11 แสดงภาพ cone beam CT ของผู้ป่วยในสภาวะ EEBH เพื่อยืนยันตำแหน่งของรอยโรค

หลังจากนั้นจึงเริ่มกระบวนการฉายรังสีใน field ต่างๆ ตามแผนที่กำหนด โดยผู้ป่วยจะทำตามคำสั่ง “หายใจเข้า หายใจออก กลั้นหายใจ” ตามจังหวะที่กำหนด ขณะเดียวกันผู้ป่วยสามารถมองจอ VCD เพื่อจะควบคุมระดับการหายใจให้อยู่ในช่วงที่ตั้งค่าไว้ ระบบ RGSC จะสั่งให้เครื่องฉายรังสีเปิดลำรังสี (beam on) เฉพาะเมื่อสัญญาณการหายใจอยู่ใน gating window หากพบว่าผู้ป่วยหายใจหลุดออกนอกช่วง เครื่องจะหยุดฉายทันที (beam hold) เพื่อป้องกันการฉายรังสีผิดตำแหน่ง โดยทั่วไปการกลั้นหายใจออกขณะฉายจะไม่เกิน 20 วินาทีต่อครั้ง เพื่อลดความเหนื่อยและคงความสม่ำเสมอของการหายใจตลอดการรักษา ดัง**ภาพที่ 12**

ผลการดำเนินงาน

จากการดำเนินงาน พบว่าผู้ป่วยส่วนใหญ่สามารถกลั้นลมหายใจออกได้ต่อเนื่องประมาณ 15-20 วินาที สามารถทำซ้ำได้หลายครั้งภายในการฉายรังสีหนึ่งครั้ง (fraction) ความสามารถดังกล่าวมีความสำคัญต่อการคงความเสถียรของรอยโรคและลดการเคลื่อนไหวของปอด

อย่างไรก็ตาม พบว่ามีผู้ป่วยบางรายที่ไม่สามารถทำตามคำสั่งได้อย่างสม่ำเสมอ เกิดการหายใจไม่คงที่ ส่งผลให้ต้องหยุดพักระหว่างการฉายรังสีและทำให้ระยะเวลาการรักษาในแต่ละ fraction ยาวนานขึ้นเมื่อเทียบกับผู้ป่วยที่สามารถทำ EEBH ได้อย่างเหมาะสม



ภาพที่ 12 การฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งปอดด้วยเทคนิค EEBH ร่วมกับระบบ RGSC และเครื่องฉายรังสี LINAC

การประเมินคุณภาพการรักษาจะดำเนินการผ่านการบันทึกสัญญาณการหายใจจากระบบ RGSC ร่วมกับการตรวจสอบตำแหน่งด้วย CBCT ในทุก fraction เพื่อยืนยัน reproducibility และรักษาความถูกต้องเชิงตำแหน่งของรอยโรค ผู้ป่วยที่สามารถทำ breath hold ได้อย่างเหมาะสม ค่าความคาดเคลื่อนตำแหน่งเฉลี่ยอยู่ที่ 2-3 มิลลิเมตร ในแนว หัว-เท้า (craniocaudal) และ หน้า-หลัง (anteroposterior)[22]

ในกรณีตรวจพบความคลาดเคลื่อนบ่อยครั้ง หรือผู้ป่วยไม่สามารถปฏิบัติตามเทคนิค EEBH ได้อย่างต่อเนื่อง อาจต้องพิจารณาปรับกระบวนการรักษาหรือเปลี่ยนไปใช้เทคนิคทางเลือกอื่น เช่น free breathing หรือ phase based gating เพื่อให้การรักษาดำเนินไปอย่างปลอดภัยและสอดคล้องกับสภาพของผู้ป่วย

ข้อควรระวัง

แม้เทคนิค EEBH จะช่วยสนับสนุนความแม่นยำของการฉายรังสี แต่ยังมีปัจจัยที่หลายประการที่ต้องพิจารณาในการนำไปใช้ในทางเวชปฏิบัติ โดยเฉพาะด้านความร่วมมือของผู้ป่วย การกลั้นหายใจซ้ำหลายครั้งในหนึ่ง fraction อาจทำให้ผู้ป่วยเกิดความเหนื่อยล้า (fatigue) และอาการเวียนศีรษะ (dizziness) ได้ โดยเฉพาะในผู้ที่มีสมรรถภาพปอดลดลงหรือมีโรคทางเดินหายใจร่วม

นอกจากนี้ยังพบว่าผู้ป่วยบางรายอาจเกิดความวิตกกังวล (anxiety) เมื่อถูกจำกัดการหายใจตามสัญญาณของเครื่องมือ ทำให้ความร่วมมือลดลงและเพิ่มความเสี่ยงที่จะหยุดหายใจก่อนครบเวลาที่กำหนด[7,23] ในทางปฏิบัติไม่ใช่ผู้ป่วยทุกคนที่สามารถทำ EEBH ได้อย่างสม่ำเสมอ โดยเฉพาะในผู้สูงอายุหรือผู้ที่มีภาวะการรับรู้ช้าลง หากไม่ได้รับการฝึกซ้อมอย่างเพียงพอ อาจทำให้กระบวนการฉายรังสีใช้เวลานานกว่าปกติ

อีกทั้งการนอนในท่าเดิมเป็นเวลานานร่วมกับการกลั้นหายใจซ้ำๆ อาจทำให้เกิดความเกร็งหรือปวดกล้ามเนื้อ ส่งผลต่อความสบายและความนิ่งของผู้ป่วยในแต่ละ fraction[23] ปัจจัยเหล่านี้จึงเป็นข้อควรระวังที่นักรังสีการแพทย์ต้องให้ความสำคัญในการคัดเลือกผู้ป่วย ประเมินสมรรถภาพล่วงหน้า และให้การฝึกซ้อมจนผู้ป่วยสามารถทำได้อย่างมั่นใจ

การอภิปรายและการประยุกต์ใช้ในเวชปฏิบัติ

ในทางคลินิก การเลือกใช้เทคนิคการควบคุมการหายใจมิได้พิจารณาจากตำแหน่งของรอยโรคเพียงอย่างเดียว แต่ยังคำนึงถึงความสามารถในการควบคุมและความสม่ำเสมอของการหายใจในผู้ป่วยแต่ละราย โดยเทคนิค DIBH มักเหมาะกับรอยโรคบริเวณทรวงอกส่วนบนหรือกรณีที่ต้องการลดปริมาณรังสีต่อหัวใจ ขณะที่เทคนิค EEBH อาจมีความเหมาะสมมากกว่าในผู้ป่วยมะเร็งปอดส่วนล่างหรือใกล้กระบังลม เนื่องจากช่วงหายใจออกสุดมีความเสถียรและใกล้เคียงกับรูปแบบการหายใจตามธรรมชาติของผู้ป่วย ส่งผลให้สามารถควบคุมตำแหน่งรอยโรคได้อย่างสม่ำเสมอในการนำไปใช้จริง ทั้งนี้ ในทางเวชปฏิบัติ ผู้ป่วยจำนวนหนึ่งสามารถควบคุมการกลั้นลมหายใจออกได้ง่ายและสม่ำเสมอกว่าการกลั้นลมหายใจเข้า เนื่องจากต้องใช้แรงในการหายใจน้อยกว่าและก่อให้เกิดความเหนื่อยน้อยกว่าในบางกลุ่มผู้ป่วย ดังนั้น การเลือกใช้เทคนิคดังกล่าวจึงควรเป็นการพิจารณาเชิงรายบุคคล โดยมุ่งเน้นความเสถียรของตำแหน่งและความสามารถในการทำซ้ำของการหายใจ มากกว่าการยึดถือเทคนิคใดเทคนิคหนึ่งเป็นมาตรฐานสำหรับผู้ป่วยทุกราย

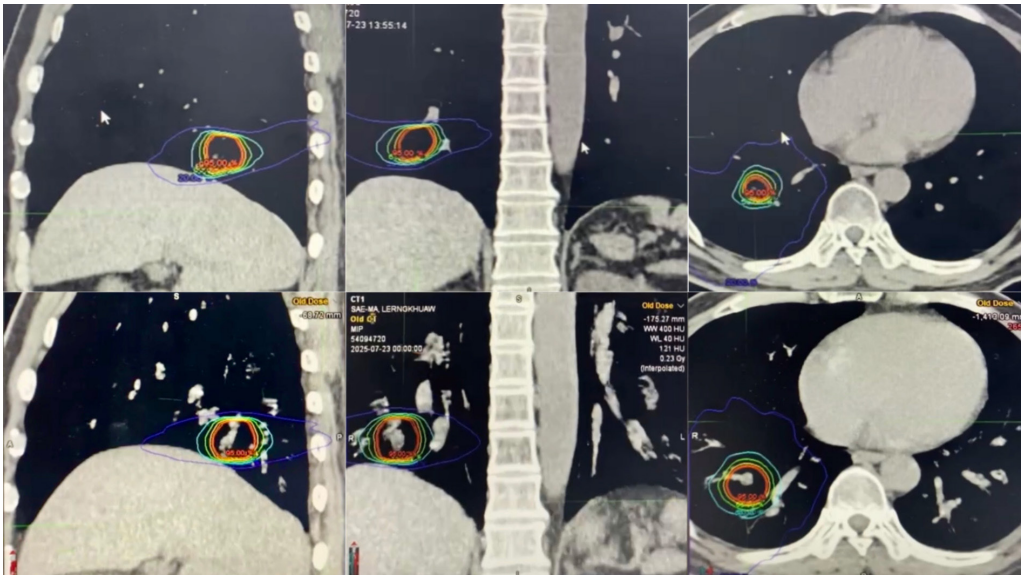
การกำหนด gating window ที่เหมาะสมเป็นองค์ประกอบสำคัญของการใช้เทคนิค respiratory gating จากการศึกษาที่พบก่อนหน้าระบุว่าช่วง phase ประมาณ 30-70% ของรอบการหายใจ เป็นช่วงที่การเคลื่อนไหวของปอดมีน้อยที่สุด มักถูกใช้เป็นจุดสมดุลระหว่างการจำกัดปริมาณรังสีต่อเนื้อเยื่อปกติและระยะเวลาของกระบวนการรักษาที่เหมาะสมต่อการใช้งานจริง[24] แนวคิดดังกล่าวสามารถนำมาประยุกต์ใช้ร่วมกับเทคนิค EEBH และระบบ RGSC เพื่อสนับสนุนการควบคุมรูปแบบการหายใจให้มีความสม่ำเสมอในผู้ป่วยแต่ละราย

การควบคุมการหายใจให้อยู่ในช่วงที่สม่ำเสมอมีผลต่อความเสถียรของตำแหน่งรอยโรคและความสัมพันธ์ทางกายวิภาคกับอวัยวะข้างเคียง ซึ่งเป็นปัจจัยต่อการกระจายปริมาณรังสีที่ได้จากการวางแผนการรักษา ดัง**ภาพที่ 13** แสดงตัวอย่างเชิงประกอบของการวางแผนการรักษาในสภาวะ free breathing และ EEBH เพื่ออธิบายแนวคิดของการควบคุมการเคลื่อนไหวจากการหายใจในบริบทการฉายรังสีรักษามะเร็งปอด[25]

ข้อสรุป

เทคนิค EEBH ร่วมกับระบบ RGSC เป็นแนวทางหนึ่งในการจัดการการเคลื่อนไหวจากการหายใจที่สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการฉายรังสีรักษามะเร็งปอดได้ในผู้ป่วยที่เหมาะสม โดยมีบทบาทในการลดความไม่แน่นอนของตำแหน่งรอยโรคจากการเคลื่อนไหวของปอด และสนับสนุนความสม่ำเสมอของตำแหน่งการฉายรังสีตลอดกระบวนการรักษา

การนำเทคนิคดังกล่าวไปใช้ในเวชปฏิบัติควรอยู่ภายใต้การคัดเลือกผู้ป่วยที่เหมาะสม การเตรียมความพร้อมผ่านการฝึกซ้อม และการติดตามตำแหน่งอย่างสม่ำเสมอในแต่ละ fraction เพื่อคงคุณภาพและความปลอดภัยของการรักษา ทั้งนี้ การประยุกต์ใช้เทคนิค EEBH ร่วมกับเทคนิคการฉายรังสีขั้นสูง เช่น SBRT และ VMAT ควรพิจารณาตามบริบทและทรัพยากรของแต่ละสถาบัน



ภาพที่ 13 ตัวอย่างเชิงประกอบของการวางแผนการรักษาในสภาวะหายใจปกติ (ภาพแถวบน) และ EEBH (ภาพแถวล่าง)
หมายเหตุ: ภาพนี้นำเสนอเพื่ออธิบายแนวคิดเชิงกลไกของการควบคุมการเคลื่อนไหวจากการหายใจต่อความเสถียรของตำแหน่งรอยโรคและลักษณะการกระจายของปริมาณรังสี ไม่ได้มีวัตถุประสงค์เพื่อใช้เปรียบเทียบในเชิงปริมาณระหว่างสองเทคนิค

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณคณาจารย์รังสีแพทย์ นักรังสีการแพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์ และบุคลากรสหสาขาวิชาชีพในหน่วยงานรังสีรักษา ที่ให้คำแนะนำ สนับสนุน และแลกเปลี่ยนประสบการณ์ทางคลินิกอันเป็นประโยชน์ต่อการจัดทำบทความฉบับนี้ รวมถึงขอขอบคุณผู้ป่วยทุกท่านที่ให้ความร่วมมือในการปฏิบัติตามขั้นตอนการรักษา ซึ่งเป็นส่วนสำคัญที่ทำให้สามารถนำเทคนิคการกลั้นลมหายใจออกร่วมกับระบบ respiratory gating for scanners มาประยุกต์ใช้ในเวชปฏิบัติได้อย่างเหมาะสม

นอกจากนี้ ขอขอบคุณบุคลากรทางการแพทย์และเจ้าหน้าที่ที่เกี่ยวข้องกับการดำเนินงานด้านเทคนิค การจัดเตรียมอุปกรณ์ และการตรวจสอบคุณภาพการรักษา ที่มีส่วนช่วยให้กระบวนการฉายรังสีเป็นไปอย่างมีประสิทธิภาพและปลอดภัย

เอกสารอ้างอิง

1. Li C, Lei S, Ding L, Xu Y, Wu X, Wang H, et al. Global burden and trends of lung cancer incidence and mortality. Chin Med J (Engl). 2023;136: 1583-90.
2. Virani S, Bilheem S, Chansaard W, Chitapanarux I, Daoprasert K, Khuanchana S, et al. National and subnational population-based incidence of cancer in Thailand: Assessing cancers with the highest burdens. Cancer Epidemiol. 2017; 50:119-27.
3. Phacharoen U, Taseeruan W, Niyomthong P, Chattrapiban T. Trends in particulate matter levels and lung cancer incidence rate in phrae province, Northern Thailand: A 10-Year Retrospective Study. Phrae Med J Clin Sci. 2025;33:14-25.
4. ณิชา ซึงสนธิพร. การรักษาโรคมะเร็งปอดด้วยยา (Systemic therapy) [Internet]. กรุงเทพฯ: หน่วยมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์; 2023 Nov 14 [cited 2025 Aug 26]. Available from: https://kcmh.chulalongkornhospital.go.th/line/การรักษาโรคมะเร็งปอดด้/
5. Abdul Ghani MNH, Ng WL. Management of respiratory motion for lung radiotherapy: a review. J Xiangya Med. 2018;3:27.
6. Botticella A, Levy A, Auzac G, Chabert I, Berthold C, Le Pechoux C. Tumour motion management in lung cancer: a narrative review. Transl Lung Cancer Res. 2021;10:2011-7.
7. Nguanthean W, Wong S. Knowledge for radiotherapists about stereotactic body radiotherapy for lung lesions. J Thai Assn Radiat Oncol. 2022;28:O1-O13.
8. Guberina M, Santiago A, Pöttgen C, Eich HT, Kriz J, Husmann G, et al. Respiration-controlled radiotherapy in lung cancer: Systematic evaluation of the optimal application practice. Clin Transl Radiat Oncol. 2023;40:100628.
9. Mayhew C, Venkatasai J, Khan M, Leung B, Owczarczyk K, Ntentas G. Dosimetric and volumetric effects of end expiration breath hold radiotherapy for oesophageal cancer. Presented at: ESTRO 2023; 2023 May 15-19; Vienna, Austria.
10. Mayhew C, Venkatasai J, Khan M, Butterworth V, Owczarczyk K, Ntentas G. Effect of end expiration breath hold on target volumes and organ at risk doses for oesophageal cancer radiotherapy. Phys Imaging Radiat Oncol. 2025;33:100726.
11. Shi C, Tang X, Chan M. Evaluation of the new respiratory gating system. Precis Radiat Oncol. 2017;1:127-33.
12. Liu B, Shi C, Prakash M, Gonzalez B, Kassardjian A, Kim J, et al. Comparison of baseline drifts using three reflector blocks versus using a single reflector block for the calibration of wall-mounted Respiratory Gating for Scanner (RGSC) camera integrated with a CT. J Appl Clin Med Phys. 2023;24:e14199.

13. Oh SA, Yea JW, Kim SK. Statistical determination of the gating windows for respiratory gated radiotherapy using a visible guiding system. PLoS ONE. 2016; 11:e0156357.
14. Introducing RGSC 1.0 – Varian's new gating solution for CT scanners [Internet]. Vienna: Gesundheitsverbund; 2015 Mar 7 [cited 2025 Aug 28]. Available from: https://physik.gesundheitsverbund.at/rgsc/rgsc_intro.htm
15. Varian Medical Systems. Respiratory Gating for Scanners (RGSC) Product Planning Guide [Internet]. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems; 2021 Feb [cited 2025 Aug 28]. Available from: https://firebasestorage.googleapis.com/v0/b/meps-fbase-prod-1.appspot.com/o/mft-items%2F66e0ff85-8a5f-4675-bc66-daab842a9010%2Fcutsheets%2FVarian-1730378598293.pdf?alt=media&token=6f39ad15-3aac-498e-a02b-582f5b433810
16. Timmerman R, Paulus R, Galvin J, Michalski J, Straube W, Bradley J, et al. Stereotactic Body Radiation Therapy for Inoperable Early-Stage Lung Cancer. JAMA. 2010;303:1070-6.
17. Guckenberger M, Wilbert J, Krieger T, Richter A, Baier K, Meyer J, et al. Motion management in stereotactic body radiotherapy for pulmonary tumors — Review of procedures and clinical evidence. Radiother Oncol. 2012;102: 168-74.
18. Guckenberger M, Andratschke N, Dieckmann K, Hoogeman MS, Hoyer M, Hurkmans C, et al. ESTRO ACROP consensus guideline on implementation and practice of stereotactic body radiotherapy for peripherally located early stage non-small cell lung cancer. Radiother Oncol. 2017;124: 11-7.
19. Uttumporn P, Plianaram S, Pongprapan W, Thanunphuwasit U, Yamchaisarn C, Pongpaiboon F, et al. Stereotactic Body Radiotherapy in lung cancer and lung metastases patient at Siriraj hospital. J Thai Assn Radiat Oncol. 2022;28: 56-69.
20. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology: Report of AAPM Task Group 76. Med Phys. 2006;33: 3874-900.
21. Varian Medical Systems, Inc. Gating Files Workflow Workbook: RGSC and RPM with ARIA, Clinac, and TrueBeam Platform. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems; 2018.

22. Farrugia B, Brown K, Knight K, Wright C. A systematic review of tumour position reproducibility and stability in breath-hold for radiation therapy of the upper abdomen. Phys Imaging Radiat Oncol. 2025;34:100751.
23. Koch S, Bremer M, Lettmaier S, Strober R, Semrau S, Weissmann T, et al. Patient compliance in breath-hold based radiation therapy. Strahlenther Onkol. 2020;196: 640-7.
24. Kittiva N, Khamfongkhruea C, Chamchod S, Paduka S, Liamsuwan T. Optimal gating window for respiratory gated pencil beam scanning proton therapy for lung cancer: a pilot study. J Thai Assn Radiat Oncol. 2021;27: R60-R75.
25. Yang S, Su B, Liu H. Quantitative evaluation of accumulated and planned dose deviations in patients undergoing gated and non-gated lung stereotactic body radiation therapy patients: a retrospective analysis. Transl Lung Cancer Res. 2024;13:3616-28.

เทคนิคการฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนในโรคมะเร็งตับ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

Proton Therapy in Liver Cancer at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society: Technical and Clinical Implementation

ธนภัทร เตียเจริญ, ภัทราพร ฐาศศิร์, ภัทราวดี พรมงูเหลือม
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

ผู้นิพนธ์ประสานงาน
ภัทราพร ฐาศศิร์
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร
1873 ถนนพระราม 4 เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330
อีเมล: Pat_phatthra@hotmail.com

Tanapat Tiajaroen, Phatthraporn Thasasi, Phattarawadee Phromngulueam
Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society.

Corresponding author
Phatthraporn Thasasi
Division of radiation oncology, Department of radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital
1873 Rama IV Rd., Prathumwan, Bangkok, 10330
Email: Pat_phatthra@hotmail.com

Submitted: Nov 9, 2025
Revised: Mar 29, 2026
Accepted: May 29, 2026

บทคัดย่อ

การฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนเป็นหนึ่งในทางเลือกการรักษาโรคมะเร็งตับที่มีประสิทธิภาพและมีความแม่นยำสูง เนื่องจากคุณสมบัติทางกายภาพของโปรตอนที่สามารถปลดปล่อยพลังงานสูงสุด ณ ตำแหน่งก้อนมะเร็ง และลดปริมาณรังสีที่กระทบต่อเนื้อเยื่อปกติบริเวณข้างเคียง ทำให้สามารถให้ปริมาณรังสีสูงเพื่อควบคุมโรคได้อย่างมีประสิทธิภาพโดยมีผลข้างเคียงต่ำ อย่างไรก็ตาม การรักษาด้วยโปรตอนในมะเร็งตับจำเป็นต้องอาศัยกระบวนการทางเทคนิคที่มีความซับซ้อน เนื่องจากตับเป็นอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวสูงและอยู่ใกล้อวัยวะสำคัญหลายชนิด บทความนี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อนำเสนอแนวทางและประสบการณ์เชิงเทคนิคของการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอนในผู้ป่วยมะเร็งตับ ณ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยครอบคลุมขั้นตอนตั้งแต่การจำลองการรักษา การจัดท่าผู้ป่วยและการเลือกอุปกรณ์ยึดตรึงที่เหมาะสม เทคนิคการควบคุมการหายใจ การวางแผนการรักษา ตลอดจนการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสี ซึ่งมีบทบาทสำคัญในการลดความคลาดเคลื่อน เพิ่มความแม่นยำในการฉายรังสี และลดผลข้างเคียงต่ออวัยวะสำคัญ เช่น กระเพาะอาหาร ลำไส้ และไต เป็นต้น

คำสำคัญ: มะเร็งตับ, การฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอน, เทคนิคการให้อนุภาคโปรตอน, การตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสี

Abstract

Proton beam therapy is an effective and highly precise treatment option for liver cancer, owing to the unique physical properties of protons that allow maximal energy deposition at the tumor site while minimizing radiation exposure to surrounding normal tissues. This characteristic enables the delivery of high radiation doses for effective tumor control with a low incidence of treatment-related toxicity. However, proton therapy for liver cancer requires technically complex procedures, as the liver is a highly mobile organ and is located in close proximity to several critical structures. This article aims to present the technical approaches and clinical experience of proton beam therapy for liver cancer at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society. This article covers the entire treatment workflow, including simulation, patient positioning and selection of appropriate immobilization devices, respiratory motion management techniques, treatment planning, and image guidance. These components play a crucial role in reducing uncertainties, enhancing treatment accuracy, and minimizing radiation-induced toxicity to adjacent critical organs, such as the stomach, intestines, and kidneys.

Keywords: Liver cancer, Proton therapy, Proton delivery technique, Image-guided radiotherapy (IGRT)

J Thai Assoc Radiat Oncol 2026; 32(1): O34 - O60

บทนำ

มะเร็งตับเป็นหนึ่งในหกอันดับแรกของอุบัติการณ์มะเร็งทั่วโลก และเป็นหนึ่งในสามอันดับแรกของการเสียชีวิตจากโรคมะเร็งทั่วโลก[1] สำหรับสถานการณ์ในประเทศไทยปี 2567 พบว่าสาเหตุการเสียชีวิตอันดับหนึ่งมาจากโรคมะเร็ง และเมื่อจำแนกตามกลุ่มโรคมะเร็งพบว่า มะเร็งตับมีจำนวนผู้เสียชีวิตสูงที่สุด รองลงมาคือ มะเร็งหลอดคอ หลอดลมใหญ่และปอด และมะเร็งเต้านมหญิง ตามลำดับ[2]

สถิติการรักษาผู้ป่วยด้วยการฉายรังสีโปรตอนของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ตั้งแต่เดือนสิงหาคม พ.ศ.2564 - เดือนธันวาคม พ.ศ.2568 มีจำนวนผู้ป่วยทั้งหมด 1789 ราย โดยมีผู้ป่วยโรคมะเร็งตับสูงที่สุดจำนวน 340 ราย (ร้อยละ 19) รองลงมาคือ กลุ่มผู้ป่วยมะเร็งบริเวณศีรษะและสมองจำนวน 322 ราย (ร้อยละ 18) และผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากจำนวน 156 ราย (ร้อยละ 8.72) ตามลำดับ ชนิดของมะเร็งตับมีดังนี้

1. มะเร็งตับชนิดปฐมภูมิ คือ มะเร็งของเซลล์ตับ (Hepatocellular carcinoma, HCC) เกิดจากการติดเชื้อไวรัสตับอักเสบบีและซี และในผู้ป่วยตับแข็ง โดยพบร้อยละ 95 ของมะเร็งตับในไทย

2. มะเร็งของท่อน้ำดี (Cholangiocarcinoma, CCA) เกิดจากพยาธิใบไม้ในตับที่พบในปลาน้ำจืดซึ่งรับประทานแบบกึ่งสุกกึ่งดิบ รวมถึงการรับประทานอาหารบางชนิดที่มีดินประสิวซึ่งเป็นสารก่อมะเร็ง มะเร็งชนิดนี้จะพบมากในภาคตะวันออกเฉียงเหนือและภาคเหนือของไทย

3. มะเร็งตับชนิดทุติยภูมิ (Liver metastases) คือ มะเร็งที่ลุกลามมาจากมะเร็งของอวัยวะอื่น

แนวทางการรักษามีหลายวิธีขึ้นอยู่กับชนิด ระยะของมะเร็ง ตำแหน่ง จำนวนและขนาดก้อน โดยพิจารณาสภาวะต่างๆ ของผู้ป่วยในแต่ละรายประกอบด้วย เช่น อายุ โรคประจำตัว และหน้าที่การทำงานของตับ เพื่อเลือกแนวทางการรักษาที่เหมาะสม สำหรับแนวทางการรักษาตามมาตรฐานได้แก่ การผ่าตัดก้อนมะเร็งเซลล์ตับ การผ่าตัดปลูกถ่ายตับ การฉีดแอลกอฮอล์เข้าก้อนมะเร็งตับ (ethanol ablation) การฉีดยาเคมีบำบัดเฉพาะที่ (Transarterial chemoembolization, TACE) การทำลายมะเร็งเฉพาะที่ด้วยความเย็น (cryotherapy) หรือความร้อน (thermal ablation) การให้ยาเคมีบำบัด (systemic chemotherapy) และการรักษาด้วยการฉายรังสี (external radiation) เป็นต้น[3-5]

ในอดีตการฉายรังสีเพื่อรักษามะเร็งตับมีบทบาทน้อย เนื่องจากเนื้อเยื่อตับปกติทนทานต่อปริมาณรังสีได้น้อย จึงไม่สามารถให้ปริมาณรังสีไปยังบริเวณก้อนมะเร็งได้เพียงพอที่จะควบคุมโรค แต่ในปัจจุบันมีการพัฒนาเทคนิคการฉายรังสีมากขึ้น สามารถเพิ่มปริมาณรังสีและกำหนดตำแหน่งการฉายไปยังก้อนมะเร็งได้อย่างแม่นยำมากขึ้น และลดปริมาณรังสีในเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง ซึ่งเทคนิคการฉายรังสีพลังงานโฟตอน (photon) ได้แก่ การฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity modulated radiotherapy, IMRT) , การฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัว (Volumetric modulated arc therapy, VMAT) หรือ การฉายรังสีร่วมพิกัด (Stereotactic Body Radiotherapy, SBRT) รวมทั้งมีการพัฒนาเทคนิคจัดการการหายใจ (motion management) เพื่อควบคุมการเคลื่อนไหวของก้อนโดยเฉพาะบริเวณปอดและท้องช่วงบน[6, 7]

การฉายรังสีด้วยรังสีอนุภาคโปรตอน (particle beam therapy, PBT) ด้วยคุณสมบัติทางฟิสิกส์ที่อนุภาคจะถ่ายเทพลังงานเมื่อเข้าสู่ตัวกลางต่ำ แล้วปลดปล่อยพลังงานสูงเมื่อถึงความลึกหนึ่ง (Bragg peak) ขึ้นกับพลังงานของโปรตอน ไม่มีการทะลุทะลวงของรังสีหลังก้อนมะเร็ง นอกจากนั้นรังสีอนุภาคยังมี penumbra ที่แคบกว่ารังสีโฟตอน ช่วยลดปริมาณรังสีในเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงและลดโอกาสในการเกิดมะเร็งทุติยภูมิ ทำให้

สามารถให้ปริมาณรังสีสูงไปยังก้อนได้มากขึ้นและเพิ่มประสิทธิภาพการรักษาหลายกลุ่มโรค[8] เช่น มะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ มะเร็งเต้านม มะเร็งตับ มะเร็งในเด็ก มะเร็งดวงตา เป็นต้น ในบทความนี้จะนำเสนอแนวทางและประสบการณ์เชิงเทคนิคของการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอนในผู้ป่วยมะเร็งตับภายในศูนย์โปรตอน สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ซึ่งเป็นศูนย์การฉายอนุภาคโปรตอนแห่งแรกในประเทศไทยและภูมิภาคเอเชียตะวันออกเฉียงใต้ เริ่มเปิดให้บริการตั้งแต่เดือนสิงหาคม พ.ศ. 2564 เป็นต้นมา[8, 9]

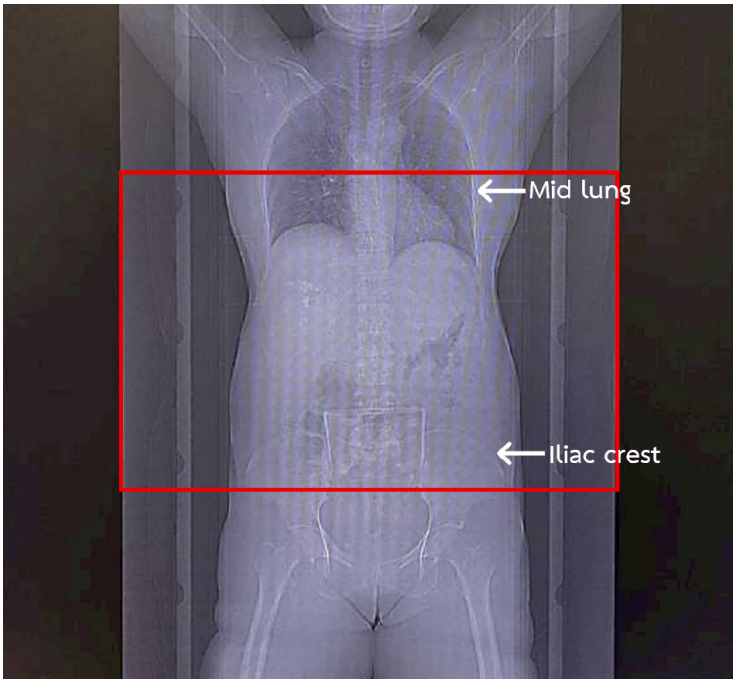
การจำลองการรักษา (Treatment Simulation)

การจำลองการรักษา

การจำลองการรักษา (Simulation) สำหรับการฉายรังสีด้วยอนุภาคโปรตอนในผู้ป่วยมะเร็งตับของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย จำลองโดยใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography, CT) ซึ่งให้ข้อมูลของภาพของกายวิภาคในลักษณะ 3 มิติ ทำให้ระบุตำแหน่ง ขนาด รูปร่างของก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติข้างเคียง ร่วมกับการฉีดสารทึบรังสีเพื่อแยกแยะรายละเอียดของเนื้อเยื่อ และให้ข้อมูลค่าเลขซีทีจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Houndsfield unit, HU) ซึ่งจำเป็นในการคำนวณปริมาณรังสีและระยะหยุดของโปรตอน โดยอาศัยความสัมพันธ์ระหว่าง HU กับค่า Proton Stopping Power Ratio (SPR) แสดงในรูปของกราฟสอบเทียบ (CT calibration curve)[10] ร่วมกับการจำลองด้วยเครื่องเอ็มอาร์ไอ (Magnetic Resonance Imaging หรือ MRI) ซึ่งให้รายละเอียดของเนื้อเยื่อและหลอดเลือดที่ดีกว่าภาพ CT และสามารถมองเห็นรอยโรคที่มีขนาดเล็กได้อย่างชัดเจน ช่วยให้แพทย์สามารถระบุขอบเขตของรอยโรค (contouring) ได้แม่นยำยิ่งขึ้น นอกจากนี้อาจใช้ภาพจากเครื่องเพ็ทร่วมกับเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (positioning emission tomography with CT, PET/CT) ร่วมในการกำหนดขอบเขตก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียง[11, 12]

การเตรียมตัวก่อนการจำลองการรักษาผู้ป่วยมะเร็งตับของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ผู้ป่วยต้องงดน้ำและอาหารก่อนการจำลอง 3-4 ชั่วโมง เพื่อป้องกันอาการสำลักในกรณีที่ผู้ป่วยคลื่นไส้ อาเจียน หลังจากการฉีดสารทึบรังสี และต้องงดน้ำและอาหารทุกครั้งก่อนเข้ารับการฉายรังสี เพื่อให้ปริมาตรในช่องท้องของวันที่รับการฉายรังสีใกล้เคียงกับวันที่เข้ารับการจำลองการรักษา เก็บข้อมูลภาพด้วย slice thickness 2.5 mm ด้วยพลังงาน 120 kV และ large field of view ขนาด 80 cm โดยวางขอบเขตการสแกนตั้งแต่ mid lung ไปจนถึง iliac crest ดังแสดงใน**ภาพที่ 1** เพื่อให้มั่นใจว่าข้อมูลภาพที่ได้นั้นครอบคลุมตับทั้งหมด อุปกรณ์ยึดตรึงและชุดเตียงเสริม และฉีดสารทึบรังสีเพื่อเก็บข้อมูลภาพในช่วง A-phase (20-35 วินาที หลังจากฉีดสารทึบรังสี) และ V-phase (60-90 วินาที หลังจากฉีดสารทึบรังสี)[13, 14]

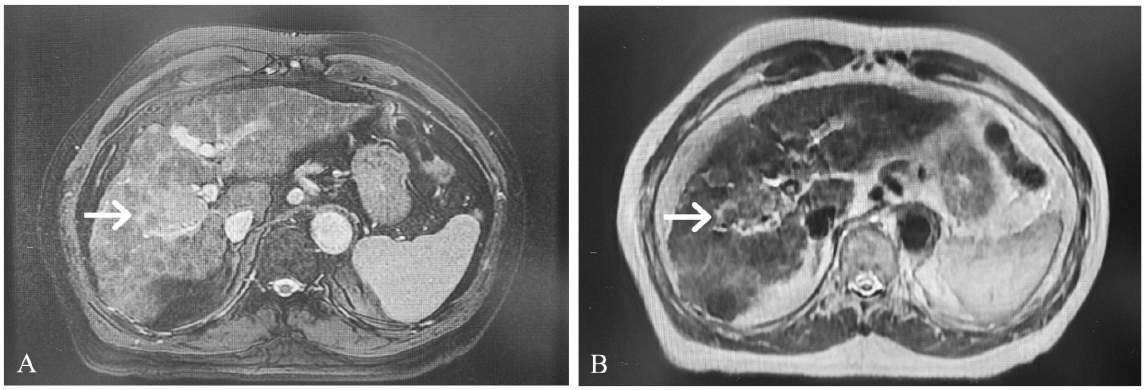
จากนั้นเก็บข้อมูลภาพ MRI โดยใช้อุปกรณ์ยึดตรึง (immobilization) ที่ได้จากขั้นตอนการจำลองการรักษาด้วยเครื่อง CT เพื่อให้ได้ภาพที่ผู้ป่วยอยู่ในท่าทางเดียวกันทุกขั้นตอนและเสมือนวันฉายรังสีจริง นำมาใช้ในการกำหนดขอบเขตของรอยโรคได้แม่นยำและชัดเจนกว่า diagnostic MRI เนื่องจากท่าทางของผู้ป่วยมักแตกต่างจากวันที่เข้ารับการจำลองการรักษาด้วยเครื่อง CT หากนำชุดข้อมูลภาพมาทับซ้อนกัน (image registration) ระหว่าง CT simulation และ diagnostic MRI อาจทำให้กำหนดขอบเขตรอยโรคคลาดเคลื่อนไปจากตำแหน่งจริงและส่งผลต่อการคำนวณปริมาณรังสี (dose calculation)[15]



ภาพที่ 1 ภาพแสดงการกำหนดขอบเขตของการสแกน CT ในผู้ป่วยมะเร็งตับ ระยะสแกนตั้งแต่ mid lung ไปจนถึง iliac crest ของผู้ป่วย เพื่อให้มั่นใจว่าเก็บข้อมูลภาพตับของซี่งเคลื่อนไหวตามการหายใจได้ครบถ้วน

สำหรับ MRI simulation จะใช้ในการกำหนดตำแหน่งและขอบเขตรอยโรคเท่านั้น และผู้ป่วยต้องนอนนิ่งท่าเดิมพร้อมกับอุปกรณ์ยึดตรึง ซึ่งอาจสร้างความอึดอัดและเมื่อยล้าจนส่งผลให้มีการขยับตัว ภาพที่ได้อาจไม่ชัดเจนพอ จึงลดจำนวนชุดการสแกนภาพลง เพื่อลดระยะเวลาที่ใช้ในการสแกน ดังนี้ (1) Ax FIESTA FS BH เป็นการเก็บข้อมูลภาพขณะที่ผู้ป่วยหายใจออกแล้วกลั้นลมหายใจนิ่ง slice thickness 3 mm แสดงขอบเขตของรอยโรคได้ชัดเจน[16] แต่เนื่องจากชุดข้อมูลมีช่องว่างระหว่างภาพ (slice spacing หรือ gap) 0.3 mm อาจส่งผลต่อการกำหนดขอบเขตรอยโรคได้ จึงเพิ่มอีกชุดการสแกน คือ (2) 3D Ax T2 Cube RTr เป็นการเก็บข้อมูลภาพขณะที่หายใจออกตามสัญญาณกราฟการหายใจเข้าออกตามปกติของผู้ป่วย ไม่ต้องกลั้นหายใจ slice thickness 1.5 mm ชุดข้อมูลนี้ไม่มีช่องว่างระหว่างภาพ (slice spacing หรือ gap)[17] แต่ใช้เวลาในการสแกนนานกว่า FIESTA เพราะระยะเวลาสแกนขึ้นอยู่กับความสม่ำเสมอของสัญญาณกราฟการหายใจเข้าออกตามปกติของผู้ป่วย กรณีที่ชุดการสแกนดังกล่าวไม่สามารถแยกแยะขอบเขตของรอยโรคได้ชัดเจน จำเป็นต้องทำ MRI with contrast แบบ full protocol เช่นเดียวกับ diagnostic MRI ดังแสดงใน **ภาพที่ 2**

เนื่องจากตับเป็นอวัยวะที่อยู่ใกล้กระบังลมและปอด จึงเกิดการเคลื่อนไหวของตับตามการหายใจ ความไม่สม่ำเสมอของตัวกลาง (heterogeneity) ที่อนุภาคเดินทางผ่าน ส่งผลต่อการกระจายรังสีของอนุภาคโปรตอน เช่น อากาศ กล้ามเนื้อ เนื้อเยื่อของอวัยวะต่างๆ เป็นต้น ดังนั้นจึงต้องมีการควบคุมการเคลื่อนไหวซึ่งเกิดจากการหายใจในขั้นตอนของการจำลองการรักษาด้วย[7]



ภาพที่ 2 ภาพ MRI ของตับเทคนิค FIESTA FS BH (A) แสดงขอบเขตของอวัยวะ เส้นเลือด และรอยโรคซึ่ง hyperintense สูงกว่าเนื้อเยื่อตับโดยรอบ (ลูกศรสีขาว) ได้ชัดเจน และ 3D T2 Cube (B) แสดงขอบเขตของรอยโรคในตำแหน่งเดียวกัน

การจัดท่าผู้ป่วยและอุปกรณ์ยึดตรึง

การจัดท่าผู้ป่วย (patient positioning) และเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึง (immobilization) ขึ้นอยู่กับพยาธิสภาพของผู้ป่วย โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อยึดตรึงผู้ป่วยให้อยู่นิ่งและจำกัดการเคลื่อนไหวระหว่างการฉายรังสี ขณะเดียวกันก็ต้องเลือกใช้อุปกรณ์ที่ไม่อึดอัดจนเกินไป และสามารถทำซ้ำ (reproducing) การจัดท่าผู้ป่วยได้เหมือนกันในทุกๆ ครั้ง เพื่อเพิ่มแม่นยำและประสิทธิภาพในการรักษา[11]

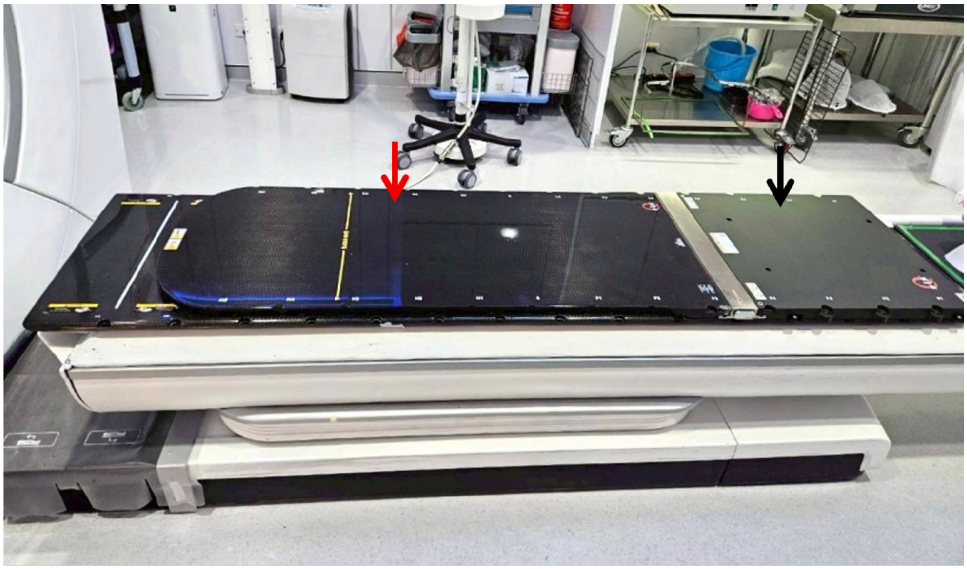
การจำลองการรักษาควรจัดท่าให้ผู้ป่วยนอนหงายหน้าตรง วางแขนเหนือศีรษะ จัดให้นอนในท่าที่สบายและสามารถอยู่นิ่งได้นาน โดยอุปกรณ์ยึดตรึงสำหรับการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งตับด้วยอนุภาคโปรตอน มีดังนี้

1. ชุดเตียงเสริมสำหรับการจำลองการรักษาการฉายรังสีโปรตอน kVue™ CT Overlays และ kVue™ Inserts ชนิด flat couch (CQ Medical, Orange City, IA, USA) ทำจากวัสดุ Monolithic carbon fiber ซึ่งมีความหนาแน่นสูง มีคุณสมบัติเหมือนเตียงห้องฉายรังสีโปรตอน หากมีการเข้าทิศทางรังสีโปรตอนผ่านบริเวณนี้จะเกิดการลดทอนรังสี (radiation attenuation) ดังนั้นชุดเตียงห้อง CT simulation ต้องเหมือนห้องฉายรังสีโปรตอน เพื่อนำข้อมูลภาพนำมาใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีได้ถูกต้องและแม่นยำมากขึ้น[18] ดังแสดงใน**ภาพที่ 3**

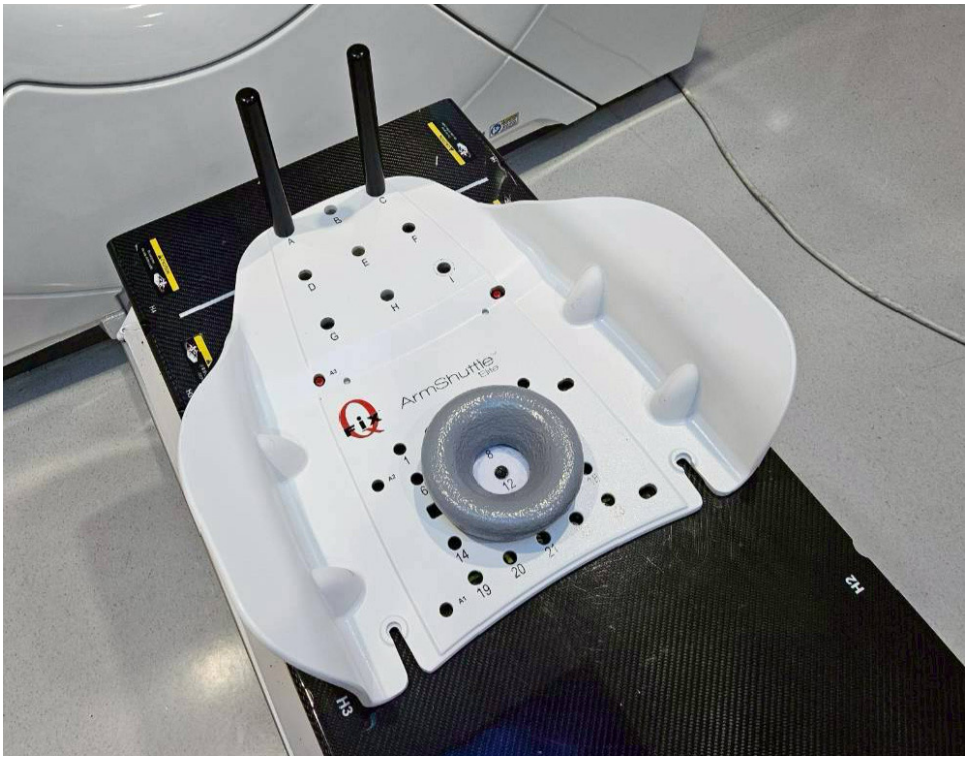
2. อุปกรณ์ยึดตรึงสำหรับการฉายรังสีบริเวณทรวงอกและช่วงท้อง (Arm shuttle) เป็นอุปกรณ์ที่มีหมอนรองศีรษะ ที่รองแขน และมือจับ ซึ่งหมอนรองศีรษะและมือจับสามารถปรับตำแหน่งได้ตามสรีระของผู้ป่วย เพื่อให้สามารถวางแผนการรักษาได้โดยไม่ต้องคำนึงถึงแขนผู้ป่วยที่อาจเข้ามาอยู่ในแนวรังสีที่ต้องการฉาย ดังแสดงใน**ภาพที่ 4** ใช้ร่วมกับ locating bar เพื่อใช้ยึดตรึงอุปกรณ์ให้อยู่นิ่งกับที่และสามารถติดตั้งอุปกรณ์ที่ตำแหน่งเดิมได้ทุกครั้ง

3. เบาะสุญญากาศ (Vacuum bag) มีลักษณะคล้ายถุงซึ่งภายในบรรจุเม็ดโฟม สามารถสูบลมเข้าและออก เพื่อให้อุปกรณ์แข็งและคงรูปตามความต้องการ โดยให้ผู้ป่วยนอนบนเบาะสุญญากาศและขึ้นรูปตามสรีระ ช่วยให้ผู้ป่วยนอนนิ่งท่าเดิมได้นานมากขึ้น ดังแสดงใน**ภาพที่ 5**

4. อุปกรณ์ยึดตรึงสำหรับเข่า (Knee support) เป็นอุปกรณ์ที่รองรับบริเวณต้นขาและหัวเข่า ช่วยให้ผู้ป่วยนอนในท่าที่สบายมากขึ้น ใช้ร่วมกับ locating bar



ภาพที่ 3 ภาพแสดงชุดเตียง kVueTM CT overlay (ลูกศรดำ) และ kVue™ Inserts ชนิด flat couch (ลูกศรแดง) วางเสริมบนเตียงเครื่อง CT



ภาพที่ 4 ภาพแสดงอุปกรณ์ยึดตรึง Arm shuttle



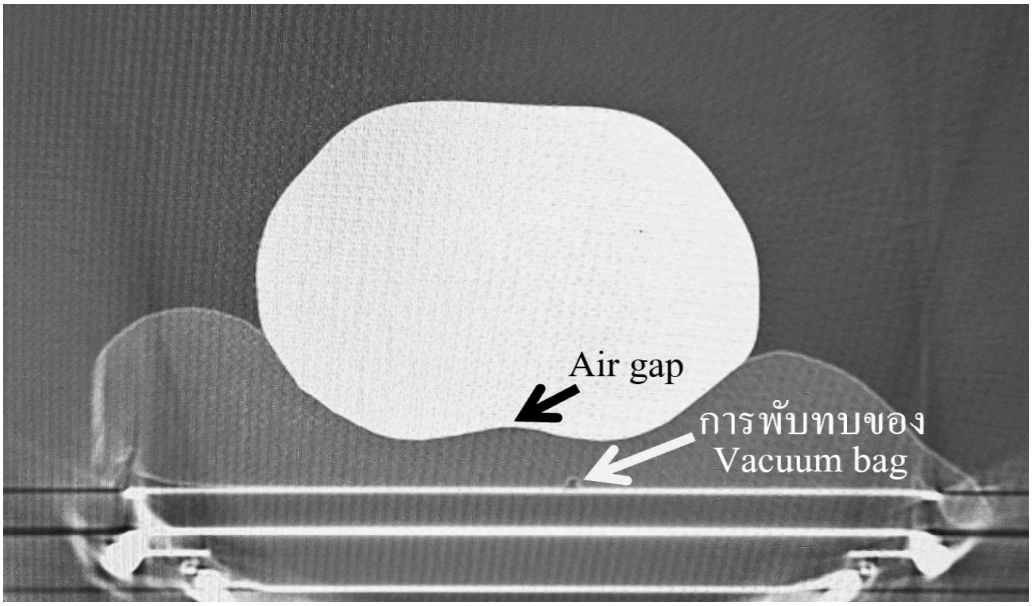
ภาพที่ 5 ภาพแสดงชุดอุปกรณ์ยึดตรึง Arm shuttle (A), Vacuum bag (B), Knee support (C) และ Locating bars (ลูกศร) บนชุดเตียงเสริม สำหรับการฉายรังสีอนุภาคโปรตอนในผู้ป่วยมะเร็งตับ

มีข้อควรระวังในการจำลองการรักษา ดังนี้

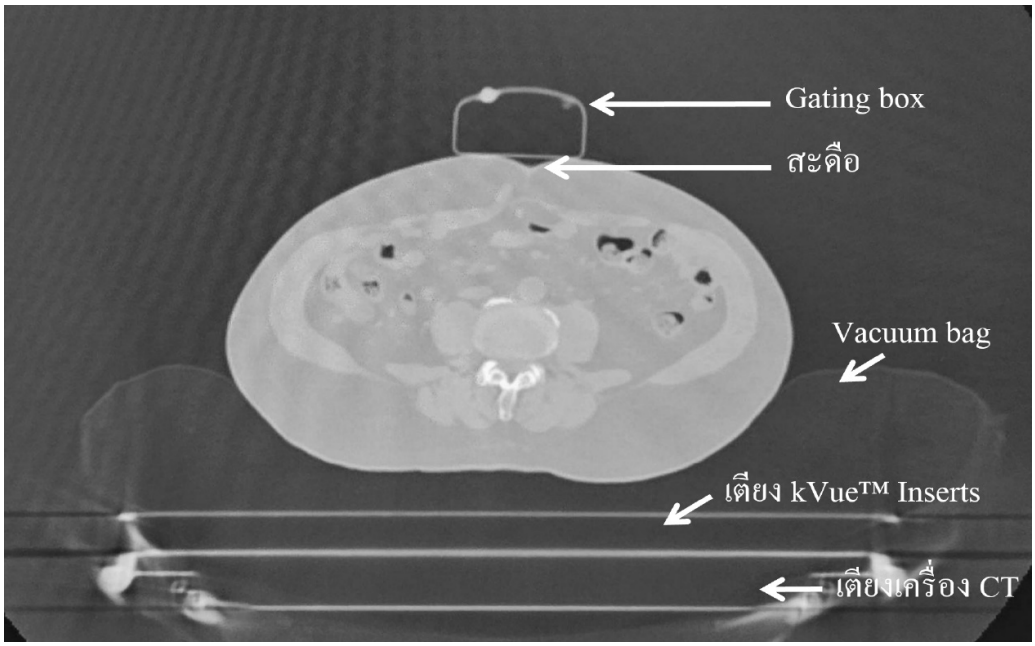
- การทำอุปกรณ์ vacuum bag จะต้องทำอุปกรณ์ให้แนบกับผิวของผู้ป่วย ไม่มี air gap การพับทบหรือการเกิดร่องของอุปกรณ์ โดยเฉพาะในบริเวณที่มีทิศทางการเข้าของรังสีโปรตอน ช่วยลด inhomogeneity ของตัวกลางที่ลำรังสีเคลื่อนที่ผ่านอันส่งผลต่อคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของรังสี[19] ดังแสดงใน**ภาพที่ 6**

- การจัดการการเคลื่อนไหวของการหายใจด้วยระบบ real-time position management (RPM) ของ Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA ซึ่งประกอบไปด้วย กล้องวิดีโออินฟราเรด (infrared video camera) ทำหน้าที่ส่งสัญญาณอินฟราเรดไปยังกล่องสะท้อนสัญญาณอินฟราเรด (gating box) ซึ่งวางอยู่บนตัวผู้ป่วย และรับสัญญาณที่สะท้อนกลับมาตามการหายใจของผู้ป่วยแบบ real time[20] ดังนั้นการวางตำแหน่งของ gating box ต้องวางในบริเวณที่ร่างกายมีการขยับตามการหายใจ ไม่มีสิ่งกีดขวางในแนวรับส่งสัญญาณอินฟราเรด และไม่วางในบริเวณที่เป็นทิศทางการเข้าของรังสีโปรตอน เนื่องจากตับเป็นอวัยวะที่มีขนาดใหญ่และอยู่บริเวณช่องท้อง แนะนำให้วางเหนือสะดือของผู้ป่วย ดังแสดงใน**ภาพที่ 7**

เมื่อทำอุปกรณ์เสร็จแล้ว ให้แพทย์และนักฟิสิกส์ร่วมตรวจสอบอุปกรณ์ยึดตรึงจากภาพ CT เพื่อพิจารณาบริเวณที่จะเป็นทิศทางเข้าของลำรังสี เมื่อทั้งสองทีมพิจารณาเรียบร้อยแล้ว จึงทำ marking ไว้บนผิวของผู้ป่วยและ vacuum bag เพื่อใช้อ้างอิงในการจัดท่าให้อยู่ในท่าเดียวกับวันทำการจำลองการรักษา



ภาพที่ 6 การตรวจสอบอุปกรณ์ยึดตรึงว่าแนบกับผิวผู้ป่วย



ภาพที่ 7 การตรวจสอบตำแหน่ง gating box ไม่ให้วางขวางทิศทางการเข้าของรังสี

การควบคุมการหายใจ (Breathing management)

ความท้าทายที่สำคัญของการฉายรังสีโปรตอนในมะเร็งตับคือการเคลื่อนไหวของอวัยวะที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ ตับจัดเป็นอวัยวะที่มีการเคลื่อนที่สูง โดยจะมีการเคลื่อนที่ในแนวหัว-เท้า (craniocaudal) เฉลี่ยที่ 10-40 มิลลิเมตร ในระหว่างการหายใจปกติ และจะมากถึง 30-80 มิลลิเมตร[21] ในระหว่างการ หายใจเข้า-ออกระดับลึก (deep-breathing condition) สำหรับการฉายรังสีโปรตอนด้วยเทคนิค pencil beam scanning (PBS) การเคลื่อนไหวดังกล่าวจัดเป็นปัญหาจากปรากฏการณ์ที่เรียกว่า interplay effects ซึ่งหมายถึงปฏิสัมพันธ์แบบพลวัต (dynamic) ระหว่าง spot ของโปรตอนในระหว่างการฉาย กับสิ่งที่มีการเคลื่อนที่อย่างต่อเนื่อง ซึ่งอาจทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่วางแผน ไว้กับปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งจริงๆ ปรากฏการณ์นี้ มีความเสี่ยงที่จะทำให้ก้อนมะเร็งได้รับรังสีน้อยกว่าที่วางแผนไว้ ซึ่งส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพของการรักษาและส่งผลให้เนื้อเยื่อ บริเวณข้างเคียง ได้รับปริมาณรังสีที่มากเกินกว่าที่วางแผนไว้ ซึ่งเพิ่มโอกาสที่เนื้อเยื่อปกติ จะเกิดความเสียหาย (toxicity) มากขึ้น[21] ความแม่นยำของการฉายรังสีโปรตอนจะมีความไว (sensitive) ต่อความเปลี่ยนแปลงของความหนา แน่นของเนื้อเยื่อและเส้นทางของลำรังสี (beam path)[22] ซึ่งการเคลื่อนที่ของตับทำให้เกิด การเปลี่ยนแปลงที่ผันแปร และมีนัยสำคัญต่อเส้นทางและตำแหน่งของลำรังสีโปรตอน สามารถนำไปสู่ความคลาดเคลื่อนในด้านปริมาณรังสีและ interplay effects โดยตรง ด้วยเหตุนี้การควบคุม การหายใจในการฉายรังสีโปรตอนในมะเร็งตับจึงเป็นข้อกำหนดพื้นฐานเพื่อให้เกิดการตระหนัก ถึงประสิทธิภาพ และความปลอดภัย ในการรักษา หากไม่มีการควบคุมการหายใจที่มีประสิทธิภาพ ข้อได้เปรียบในเชิงทฤษฎีของ การฉายรังสีโปรตอนอาจลดลงอย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งนำไปสู่ผลลัพธ์ ของการรักษาที่เทียบเท่า ใกล้เคียง หรือในบางสถานการณ์อาจจะด้อยกว่าการรักษาด้วยรังสีโฟตอนได้[23]

ดังนั้นการจัดการการเคลื่อนไหวของการหายใจอย่างมีประสิทธิภาพจึงมีความสำคัญในการรักษา และเพิ่มประโยชน์ในด้านปริมาณรังสี (dosimetry) ของการฉายรังสีโปรตอน[21] ด้วยการลดหรือการควบคุมการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งจะช่วยให้สามารถลดระยะขอบเขตของปริมาตรเป้าหมายการวางแผน (planning target volume, PTV) ให้เล็กลงได้ ซึ่งจะช่วยลดปริมาตรของเนื้อเยื่อปกติและอวัยวะข้างเคียงที่จะได้รับรังสี (organs at risk, OAR) ที่อยู่รอบข้าง เช่น ตับ และลำไส้เป็นต้น[21] การลดปริมาณรังสีต่อเนื้อเยื่อปกติจะส่งผลโดยตรงต่อการลดความเสี่ยงของโรคตับที่เกิดจากรังสี (radiation induced liver disease, RILD) และ ภาวะเป็นพิษอื่น ๆ ที่เกี่ยวข้องกับการรักษา นำไปสู่ผลการรักษาทางคลินิกที่ดีขึ้น โดยตับมีความทนทานต่อปริมาณรังสีต่ำ (low dose tolerance) หากเนื้อเยื่อตับปกติได้รับปริมาณรังสีเพียงเล็กน้อยก็สามารถทำให้เกิด RILD ได้ เป็นสิ่งที่แสดงให้เห็นว่าการควบคุมการหายใจนั้นมีความสำคัญ โดยมีเป้าหมายเพื่อลด ความจำเป็นในการขยายขอบเขตของ internal target volumr, ITV ในขณะเดียวกันก็เป็นการลดปริมาณ รังสีต่อ OARs ที่สำคัญ ประโยชน์หลักสองข้อนี้มีส่วนช่วยโดยตรงต่ออัตราการรักษาที่สูงขึ้น (Therapeutic ratio) ทำให้สามารถเพิ่มปริมาณรังสีที่ส่งไปยังก้อนมะเร็งได้ พร้อมทั้งลดความเป็นพิษต่อเนื้อเยื่อปกติที่เกี่ยวข้อง ซึ่งมีความสำคัญอย่างยิ่งโดยเฉพาะในผู้ป่วยมะเร็งตับที่มักจะมีการทำงานของตับที่ผิดปกติ (dysfunction)[21]

การควบคุมการหายใจแบบ Passive: 4D Computed Tomography (4D-CT)

การถ่ายภาพรังสีแบบ 4 มิติ (4D-CT) เป็นมาตรฐานทางคลินิกในปัจจุบันสำหรับการประเมิน การเคลื่อนไหว

ของก้อนมะเร็งที่สัมพันธ์กับการหายใจและขอบเขตของ GTV (gross target volume)[24] การเก็บภาพแบบนี้จะให้ชุดภาพที่เป็น 3 มิติ โดยแต่ละภาพจะแสดงถึงระยะที่แตกต่างกันของ phase การหายใจ ทำให้สามารถเห็นวิถีการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งในระหว่างการหายใจ[4] การวางแผนการรักษา ด้วย 4D-CT เป็นสิ่งสำคัญในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวที่เกิดจากการหายใจ การวิเคราะห์นี้จะนำไปสู่ การกำหนด internal target volume (ITV) ซึ่งจะถูกกำหนดโดยการใช้ขอบเขตของ clinical target volume (CTV) บวกกับระยะการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งที่สังเกตได้จาก 4D-CT[25]

การควบคุมการหายใจแบบ Active

เทคนิคการควบคุมการหายใจแบบ Active ได้รับความนิยมในการใช้ ควบคู่ไปกับการฉายรังสี โปรตอนแบบ stereotactic body proton radiotherapy (SBPT) ในมะเร็งตับ โดยเฉพาะอย่างยิ่งเมื่อมีการ พิจารณาถึงปริมาณรังสีที่สูง และจำนวนครั้งในการฉายที่น้อยลง[21] การควบคุมการหายใจแบบ active มีเป้าหมายหลักเพื่อลดการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่าง ๆ นำไปสู่การลดผลกระทบจากปรากฏการณ์ interplay effects ซึ่งจะช่วยเพิ่มความแม่นยำในการฉายรังสี ดังแสดงใน**ตารางที่ 1**

1. เทคนิคการกลั้นหายใจ (Breath hold)

เทคนิคการกลั้นหายใจ หรือ breath hold technique คือการที่ผู้ป่วยกลั้นหายใจชั่วคราวในระหว่างการเก็บภาพ CT และระหว่างการฉายรังสี การกลั้นหายใจนี้จะช่วยทำให้การเคลื่อนไหวของอวัยวะ ภายใน รวมทั้งก้อนมะเร็งลดลง ซึ่งจะช่วยลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการเคลื่อนที่ได้อย่างมีนัยสำคัญ[21] การกลั้นหายใจที่มักใช้สำหรับมะเร็งตับ จะนิยมใช้เป็นการกลั้นหายใจออกสุด (deep expiration breath hold, DEBH) เนื่องจากเป็นการกลั้นหายใจที่สามารถทำซ้ำและกลั้นให้อยู่ในระดับใกล้เคียงกันเหมือนเดิม ในทุก ๆ การกลั้นหายใจได้ง่าย[26] หรือที่เรียกว่ามีความสามารถในการทำซ้ำ (reproducibility) ที่สูง

การนำเทคนิคการกลั้นหายใจมาใช้ให้ประสบความสำเร็จจำเป็นต้องมีการฝึก และให้ความรู้แก่ ผู้ป่วยอย่างรอบคอบ ผู้ป่วยที่จะต้องฉายรังสีด้วยเทคนิคการกลั้นหายใจอาจจะทำผ่านอุปกรณ์ เช่น SDX® respiratory gating systems ที่จะประกอบด้วย spirometer ที่เชื่อมต่อกับ mouthpiece, ที่ปิดจมูก และแว่นตา ที่จะใช้แสดงข้อมูล รูปแบบการกลั้นหายใจของผู่ป่วยคนนั้นๆ แบบทันที (real time)[27] การใช้อุปกรณ์ SDX® นี้จะช่วยทำให้ ผู้ป่วยรักษาระดับการกลั้นหายใจตามที่กำหนดไว้ได้อย่างสม่ำเสมอ คุณสมบัติที่สำคัญอีกอย่างนึงของ อุปกรณ์ SDX® คือการหยุดฉายรังสีโดยอัตโนมัติหากผู้ป่วยไม่สามารถ รักษาระดับการกลั้นหายได้[28] โดยผู้ป่วยควรจะได้รับการฝึกให้กลั้นหายใจให้ได้เป็นเวลานานตั้งแต่ 25 – 40 วินาที ซึ่งมักจะเพียงพอ สำหรับการทำภาพนำวิถีก่อนการฉายรังสีและการฉายรังสี[27]

2. Respiratory gating

เป็นเทคนิคการควบคุมการหายใจที่จะซิงโครไนซ์ (synchronizes) การฉายรังสีโปรตอนกับ phase การหายของผู้ป่วยเข้าด้วยกัน[29] รังสีโปรตอนจะฉายก็ต่อเมื่อก้อนมะเร็งเคลื่อนที่มาอยู่ภายใน gating window หรือตำแหน่งที่ถูกกำหนดไว้ ซึ่งถูกกำหนดโดย phase การหายใจของผู้ป่วย

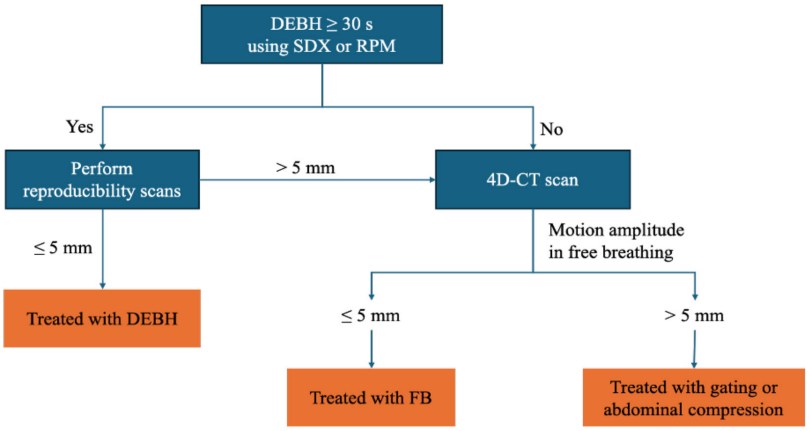
ระบบ real-time position management (RPM) ของ Varian® เป็นวิธีการ gating แบบที่ผู้ป่วยหายใจปกติ ไม่ต้องมีการกลั้นหายใจ[30] เป็นระบบที่ได้รับความนิยมอย่างกว้างขวาง จะทำงานโดยการตรวจสอบการหายใจของผู้ป่วยแบบเรียลไทม์ โดยใช้กล่องพลาสติกสะท้อนแสงที่วางอยู่บริเวณผิวหน้าท้อง ซึ่งจะถูก ติดตามโดยกล้องอินฟราเรด[30] ซอฟต์แวร์พิเศษจะวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของกล่องเพื่อส่งข้อมูลไปที่ เครื่องฉายรังสี

ทำให้มั่นใจว่าการฉายรังสีจะเกิดขึ้นเฉพาะในระหว่างช่วงของ gating window เท่านั้น โดยทั่วไปแล้วจะเลือกใช้การหายใจออกสุดเป็น gating window เนื่องจากมีความสามารถในการทำซ้ำ (reproducibility) ที่สูง ส่งผลให้เกิดความคลาดเคลื่อนที่มาจากการเคลื่อนไหวน้อยลง[22] ระบบการ gating นี้ ได้ลดความคลาดเคลื่อนที่เกิดมาจากการเคลื่อนที่ของกะบังลมลงอย่างมีนัยสำคัญ จากค่าเฉลี่ยที่ 22.7 มิลลิเมตร เมื่อไม่ได้มีการ gating และเหลือเพียง 5.1 มิลลิเมตร เมื่อการ gating ถูกนำมาใช้[30]

ข้อพิจารณาที่สำคัญสำหรับการใช้ respiratory gating คือ duty cycle ซึ่งจะแสดงอัตราส่วนของ ระยะเวลาการฉายรังสี (beam-on time) เทียบกับระยะเวลาการรักษาทั้งหมด (treatment time)[21] โดยการ เลือกการฉายรังสีแบบ gating มี duty cycle ที่น้อยกว่าการฉายรังสีแบบที่ไม่มีการ gating เนื่องจากจะฉายรังสีเฉพาะเวลาที่ก้อนมะเร็งเคลื่อนที่มาอยู่ภายใน gating windows[24] การลดลงของค่า duty cycle อาจนำไป สู่ระยะเวลาการรักษาทั้งหมดที่นานขึ้นสำหรับผู้ป่วย[21] การเลือกช่วงความกว้างของ gating windows ที่เหมาะสมนั้น จะต้องคำถึงทั้งการลดการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งและระยะเวลาการรักษาทั้งหมด เพื่อที่จะได้ค่า duty cycle ออกมาเหมาะสมและยอมรับได้[30]

การควบคุมการหายใจส่งผลให้เกิดประโยชน์ด้านปริมาณรังสี (dosimetric) อย่างมีนัยสำคัญ ช่วยลดปริมาตรของเนื้อเยื่อปกติที่ได้รับปริมาณรังสี นำไปสู่การลดปริมาณรังสีต่ออวัยวะข้างเคียงที่จะได้รับปริมาณรังสี หรือ OARs ลดปริมาณรังสี เฉลี่ยที่ไปยังตับ กระเพาะอาหาร ไต หลอดอาหาร หัวใจ และปอด (V20) จาก 71% เป็น 79% ผ่านการควบ คุมการหายใจอย่างมีประสิทธิภาพ ซึ่งจะช่วยเพิ่มประสิทธิภาพของการฉายรังสี โดยการลดความไม่แน่นอน ที่เกี่ยวข้องกับการหายใจ[27]

ในส่วนของแนวทางการปฏิบัติของเคสมะเร็งตับของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ว่าจะเลือกใช้เทคนิคใดจะขึ้นอยู่กับผู้ป่วยว่าสามารถกลั้นหายใจได้มากหรือน้อยเพียงใด โดยจะมีเกณฑ์อยู่ที่ประมาณ 25 - 40 วินาที เนื่องจากข้อจำกับของเครื่องฉายรังสีโปรตอน ในขั้นตอนการทำภาพก่อนการฉายรังสี หรือ cone beam computer tomography (CBCT) จะต้องใช้เวลาในขั้นตอนการสแกนอยู่ที่ประมาณ 40 วินาที ถ้าผู้ป่วยไม่สามารถกลั้นหายใจได้นานประมาณ 25 - 40 วินาที จะเลือกใช้เป็นเทคนิค Passive ที่เป็นการเก็บภาพแบบ 4D-CT แต่ถ้าผู้ป่วยสามารถกลั้นหายใจให้อยู่ในช่วง 25 - 40 วินาที โดยที่เป็นการกลั้นหายใจ ที่มีความสม่ำเสมอ จะเลือกใช้เป็นเทคนิค active ที่เป็นแบบ breath hold ดังแสดงใน**ภาพที่ 8**



ภาพที่ 8 แสดงแนวทางการปฏิบัติของเคสมะเร็งตับ ของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

ตารางที่ 1 ตารางการเปรียบเทียบเทคนิคการควบคุมการหายใจ (Breathing management)

	Passive: 4D-CT	Active: การกลั้นหายใจ	Active: Respiratory gating
หลักการทำงาน	ถ่ายภาพ 3 มิติในหลาย phase ของการหายใจเพื่อประเมิณการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็ง	ผู้ป่วยกลั้นหายใจชั่วคราว ระหว่างการเก็บภาพและการฉายรังสี	ซิงโครไนซ์การฉายรังสีให้ตรงกับ phase การหายใจของผู้ป่วย
เป้าหมายหลัก	ประเมิณขอบเขตการเคลื่อนที่เพื่อกำหนด Internal target volume (ITV)	หยุดการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งให้เหลือน้อยที่สุด	ฉายรังสีเฉพาะตอนก้อนมะเร็งเคลื่อนมาอยู่ในตำแหน่งที่เลือก
ความแม่นยำ/ผลลัพธ์	ครอบคลุมการเคลื่อนที่แต่ขอบเขตของ ITV อาจจะกว้างกว่า	สูงมาก ลด interplay effect และลดขนาด ITV ได้ดีที่สุด	สูง ลดความคลาดเคลื่อนจาก 22.7 มม.เหลือ 5.1 มม.[30]
ความร่วมมือของผู้ป่วย	หายใจปกติ ไม่ต้องฝึกพิเศษ	สูงมาก ต้องกลั้นหายใจได้นิ่งและนาน (25-40วินาที)	ปานกลาง หายใจปกติแต่ต้องสม่ำเสมอ
อุปกรณ์เสริม	-	ระบบ RPM หรือเครื่อง SDX®, Spirometer, แว่นตาแสดงผล	ระบบ RPM, กล่องสะท้อนแสง, กล้องอินฟราเรด
ระยะเวลาในการฉาย	ปกติ	รวดเร็ว (ถ้ากลั้นหายใจได้นานพอ)	นานขึ้น (เนื่องจากค่า duty cycle ต่ำ จากการฉายเฉพาะช่วงที่กำหนด
จุดเด่น	เป็นมาตรฐานพื้นฐานในการประเมิน	เพิ่ม therapeutic ratio และลดพิษต่อเนื้อเยื่อได้สูง	ไม่ต้องกลั้นหายใน แต่ยังรักษาความแม่นยำได้ดี

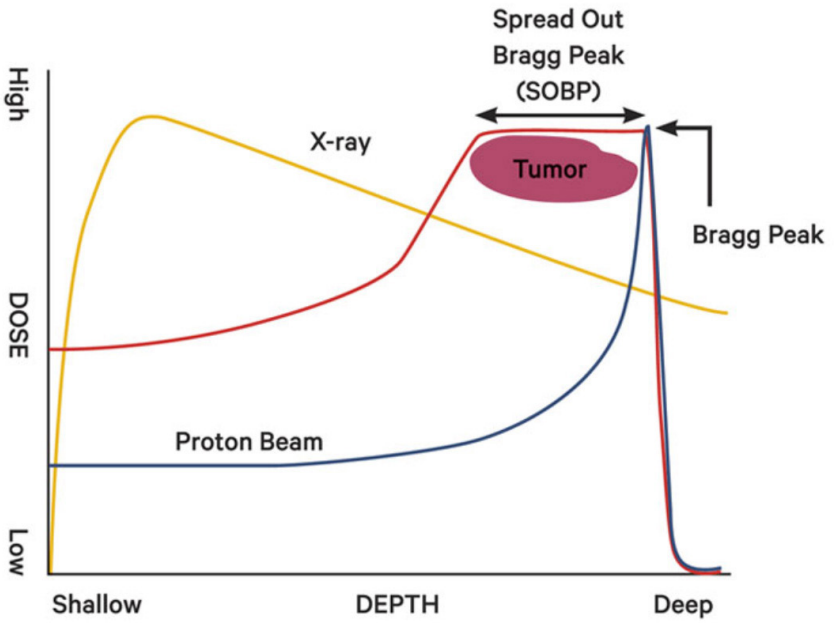
คำย่อ: 4D-CT = Four-dimensional computed tomography, ITV = Internal target volume, มม. = มิลลิเมตร, RPM = Real-time position management

เทคนิคการให้อนุภาคโปรตอน

อนุภาคโปรตอนที่นำมาใช้ในการรักษาผู้ป่วยมีพลังงานอยู่ในช่วงประมาณ 70–250 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ (MeV) ซึ่งครอบคลุมการรักษาได้ในช่วงความลึกตั้งแต่ 4–35 เซนติเมตร ทั้งนี้ ตำแหน่งของ Bragg Peak จะเปลี่ยนแปลงตามระดับพลังงานของโปรตอน โดยสามารถกำหนดพลังงานให้สอดคล้องกับความลึกของก้อนมะเร็งในร่างกายผู้ป่วยได้อย่างแม่นยำ[9, 31] ซึ่งเทคนิคการให้อนุภาคโปรตอนแบ่งได้เป็น 2 วิธีดังนี้

1. Passive Scattering

เป็นเทคนิคที่ใช้หลักการกระเจิงของอนุภาคโปรตอนโดยใช้ range modulator ในการปรับค่าพลังงานของอนุภาคโปรตอนในแนวความลึกได้เป็นลักษณะของ spread-out bragg peak (SOBP) แสดงใน**ภาพที่ 9** จากนั้นใช้วัสดุกระจายรังสี (double scattering foils) เพื่อเพิ่มพื้นที่ของปริมาณรังสีในแนวด้านข้างให้กว้างและสม่ำเสมอ เพื่อกระจายลำโปรตอนให้ครอบคลุมก้อนมะเร็ง จากนั้นใช้ collimator ในการจำกัดขอบเขตของปริมาณรังสีในแนวด้านข้างและ compensator ในการปรับรูปร่างของปริมาณรังสีในแนวความลึกตามก้อนมะเร็ง เพื่อให้เหมาะสมกับรูปร่างของก้อนมะเร็ง[9, 32] แสดงใน**ภาพที่ 10 a**



ภาพที่ 9 แสดง spread-out bragg peak (SOBP) ของอนุภาคโปรตอน (Tackling Global Issues. vol. 2: New Era of Radiation Therapy to Fight Cancer. Hokkaido University. 2020)

2. Active Scanning

เป็นเทคนิคที่นิยมใช้กันอย่างแพร่หลายในปัจจุบัน สามารถเรียกอีกชื่อหนึ่งว่า Pencil Beam Scanning ใช้การสแกนอนุภาคโปรตอนขนาดเล็ก (pencil beam) แบบจุดต่อจุดโดยอาศัยแม่เหล็กบังคับลำโปรตอนไปที่ตำแหน่งก้อนมะเร็ง โดยแบ่งก้อนมะเร็งเป็นปริมาตร (voxel) ตามความลึก (z) และแนวด้านข้าง (x-y) โดยเริ่มสแกนจากระดับที่ลึกที่สุด จากนั้นลดพลังงานของโปรตอนแล้วสแกนที่ความลึกที่ตื้นขึ้นไปเรื่อย ๆ ทีละระนาบจนครอบคลุมก้อนมะเร็ง แสดงใน**ภาพที่ 10 b** ซึ่งมีข้อดีคือสามารถลดปริมาณรังสีทุติยภูมิจากนิวตรอนที่เกิดจากอุปกรณ์ที่ใช้ในการปรับรูปร่างลำรังสีเมื่อเทียบกับเทคนิค passive scattering ได้[31, 33]

เทคนิคการวางแผนการรักษา

การวางแผนการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอน เป็นกระบวนการที่กำหนดวิธีการส่งอนุภาคโปรตอนให้แม่นยำและมีประสิทธิภาพสูงสุด โดยเทคนิคการส่งอนุภาคโปรตอนสามารถแบ่งได้เป็น passive scattering และ active scanning หรือ pencil beam scanning ซึ่งแต่ละวิธีมีหลักการและข้อดีแตกต่างกัน ในอดีตนิยมใช้ passive Scattering ที่ต้องใช้อุปกรณ์เสริมอย่าง compensator และ collimator เพื่อกระจายและกำหนดรูปร่างลำรังสี แต่ปัจจุบันมีการใช้ pencil beam scanning มากขึ้น เนื่องจากสามารถควบคุมลำรังสีด้วยสนามแม่เหล็กโดยตรง ทำให้ปรับตำแหน่งและความลึกได้อย่างแม่นยำ และสามารถลดรังสีที่เนื้อเยื่อปกติได้ โดยการวางแผนการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอนด้วยการใช้เทคนิค pencil beam scanning มีดังนี้

1. Single-Field Uniform Dose (SFUD)

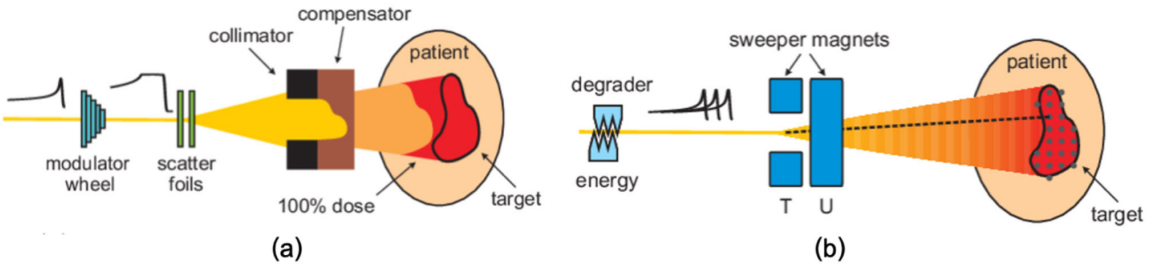
เป็นเทคนิคที่ปรับความเข้มของลำรังสี (beam intensity) ในแต่ละ field ให้ครอบคลุม target volume ด้วยปริมาณรังสีที่สม่ำเสมอ เมื่อรวมหลาย Field เข้าด้วยกันจะช่วยเพิ่มความสม่ำเสมอ (homogeneity) และเพิ่มความแม่นยำในการครอบคลุมก้อนมะเร็งตามรูปร่างจริง เหมาะสำหรับก้อนมะเร็งที่ไม่มีความซับซ้อนของรูปร่างมาก[31, 32] แสดงใน**ภาพที่ 11(a)**

2. Multifield optimization (MFO)

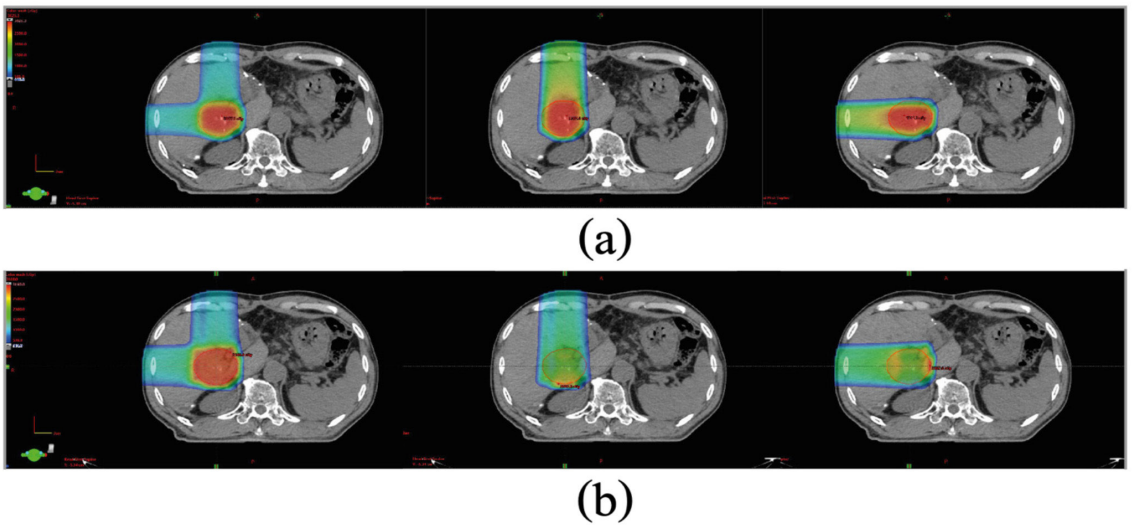
เป็นการวางแผนแบบ IMPT (intensity-modulated proton therapy) ใช้หลักการปรับความเข้มของลำรังสีจากหลาย field พร้อมกัน เพื่อให้ได้การกระจายรังสีที่แม่นยำและสม่ำเสมอในก้อนมะเร็ง ขณะเดียวกันก็สามารถลดปริมาณรังสีที่กระทบต่ออวัยวะปกติหรืออวัยวะสำคัญ (OARs) ได้ดีกว่า[31, 32] แสดงใน**ภาพที่ 10(b)** ทำให้ในกรณีที่ฉายก้อนมะเร็งตับที่มีความซับซ้อนทางรูปร่าง หรืออยู่ชิดกับอวัยวะสำคัญ การใช้ IMPT จะช่วยให้สามารถ conform dose ได้แม่นยำขึ้น โดยแสดงใน**ภาพที่ 11(b)** ทำให้ลดการกระทบต่อเนื้อตับปกติและอวัยวะใกล้เคียงเช่น กระเพาะอาหาร ลำไส้ และไต ทำให้ลดความเสี่ยงต่อภาวะแทรกซ้อนของตับได้ดีกว่าการใช้เทคนิคแบบดั้งเดิม (SFUD) โดยเฉพาะในผู้ป่วยมะเร็งตับที่มักมีภาวะตับแข็ง (liver cirrhosis) หรือมีความเสี่ยงต่อการทำงานของตับล้มเหลว (liver decompensation)[34]

การกำหนดปริมาณรังสีและข้อจำกัดปริมาณรังสี (Dose prescription and constraints)

การรักษามะเร็งตับด้วยรังสีโปรตอนในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ใช้เทคนิคการวางแผนการรักษาแบบ intensity-modulated proton therapy (IMPT) โดยเลือกใช้ลำรังสีอย่างน้อย 2–3 fields ขึ้นไป ขึ้นอยู่กับตำแหน่ง ขนาด และลักษณะทางกายวิภาคของก้อนมะเร็ง ทั้งนี้มีการกำหนดมุมลำรังสีที่เหมาะสม เช่น 0, 180 และ 270 องศา เพื่อให้ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมายอย่างมีประสิทธิภาพ พร้อมลดปริมาณรังสีที่ตกกระทบต่ออวัยวะข้างเคียงให้น้อยที่สุด



ภาพที่ 10 เทคนิคการให้อนุภาคโปรตอน (a) Passive scattering และ (b) Active Scanning
(Schätti A. Towards the treatment of moving targets with scanned proton beams. 2013)



ภาพที่ 11 เปรียบเทียบเทคนิคการวางแผนการรักษาระหว่าง (a) SFUD และ (b) MFO
(สุริยาปี ศ. ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา. 2563)

เนื่องจากรังสีโปรตอนมีความไวต่อความไม่แน่นอนของการรักษา โดยเฉพาะความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าผู้ป่วย (setup uncertainty) และความไม่แน่นอนของช่วงพิสัยรังสี (range uncertainty) ซึ่งอาจส่งผลต่อการกระจายปริมาณรังสีอย่างมีนัยสำคัญ จึงได้นำแนวคิด robust optimization มาใช้ในการวางแผนการรักษา เพื่อคำนึงถึงความคลาดเคลื่อนที่อาจเกิดขึ้นจริงระหว่างการฉายรังสี แทนการใช้แนวคิด Planning target volume (PTV) margin แบบดั้งเดิม เพื่อให้การกระจายปริมาณรังสียังคงเหมาะสมทางคลินิกภายใต้ความแปรผัน

ที่คาดการณ์ได้ โดย range uncertainty ส่งผลโดยตรงต่อความลึกของ bragg peak ซึ่งเป็นคุณสมบัติเฉพาะของรังสีโปรตอน โดยความคลาดเคลื่อนเพียงเล็กน้อยอาจทำให้เกิดภาวะ underdose ภายในปริมาตรเป้าหมายหรือ overdose ต่ออวัยวะปกติข้างเคียงได้ ดังนั้นในขั้นตอน optimization จึงมีการจำลองหลายสถานการณ์ของความไม่แน่นอน ครอบคลุมทั้ง setup และ range uncertainties เพื่อเพิ่มความคงทนของแผนการรักษา (plan robustness) ร่วมกับการประเมินด้วยแนวทาง worst-case dose approach โดยกำหนดให้ voxel ภายในปริมาตรเป้าหมายพิจารณาค่าปริมาณรังสีต่ำสุดจากทุกสถานการณ์จำลอง ขณะที่ voxel ในอวัยวะปกติพิจารณาค่าสูงสุด เพื่อให้แผนการรักษายังคงยอมรับได้ทางคลินิกภายใต้ความไม่แน่นอนดังกล่าว[35]

กำหนดปริมาณรังสีรวมอยู่ในช่วง 30–50 GyE (relative biological effectiveness; RBE = 1.1) แบ่งการฉายรังสีทั้งหมด 5 fractions โดยแนะนำให้ใช้ระดับปริมาณรังสีสูง ทั้งนี้สามารถปรับตามค่า liver–GTV mean dose และข้อจำกัดปริมาณรังสีของอวัยวะทางเดินอาหารชนิดมีโพรง (luminal gastrointestinal; GI) ตามความเหมาะสมทางคลินิก โดยข้อจำกัดปริมาณรังสีต่ออวัยวะข้างเคียงทั้งหมด ดังแสดงในตารางที่ 3 กำหนดให้ต้องผ่านเกณฑ์ภายใต้สถานการณ์ worst-case range uncertainty เนื่องจาก range uncertainty ก่อให้เกิดความคลาดเคลื่อนเชิงระบบ (systematic error) ซึ่งไม่สามารถแก้ไขได้ด้วยการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี ในขณะที่ setup uncertainty เป็นความคลาดเคลื่อนแบบสุ่ม (random error) ที่สามารถลดผลกระทบได้ด้วยการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกครั้ง ดังนั้นแม้ว่าจะมีการวิเคราะห์ robustness โดยพิจารณาทั้ง setup และ range uncertainties เพื่อประเมินคุณภาพและความเสถียรของแผนการรักษา แต่การตรวจสอบข้อจำกัดปริมาณรังสีต่ออวัยวะข้างเคียงจะพิจารณาเฉพาะสถานการณ์ range uncertainty เท่านั้น

เกณฑ์การประเมินความสอดคล้องของแผนการรักษา (Compliance Criteria)

คุณภาพของแผนการรักษาประเมินจากการครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย (target coverage) ทั้งในสภาวะ nominal plan และภายใต้การวิเคราะห์ robustness โดยกำหนดให้ค่าปริมาณรังสีเป็นไปตามเกณฑ์ในทุกสถานการณ์ความไม่แน่นอน ยกเว้นสถานการณ์ worst-case เพื่อสะท้อนความเสถียรของแผนการรักษาภายใต้ความแปรผันที่คาดการณ์ได้

ข้อควรพิจารณาในการวางแผน

- ควรหลีกเลี่ยง hotspot ที่ลุกลามออกนอก ITV ตาม**ตารางที่ 2**
- ควรลด hotspot บริเวณ portal region และบริเวณใกล้อวัยวะสำคัญให้มากที่สุด ตาม**ตารางที่ 3**

การตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสี

การรักษามะเร็งตับด้วยรังสีโปรตอนเป็นเทคนิคที่มีความแม่นยำสูงในการส่งปริมาณรังสีไปยังบริเวณก้อนมะเร็งโดยเฉพาะ อาศัยคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของโปรตอนที่ถ่ายเทพลังงานสูงสุด ณ ตำแหน่งเป้าหมาย โดยไม่มีปริมาณรังสีหลังก้อนมะเร็ง อย่างไรก็ตาม ตับเป็นอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวตามการหายใจและอยู่ใกล้อวัยวะสำคัญหลายชนิด เช่น กระเพาะอาหาร ลำไส้ และไต จึงมีความจำเป็นต้องมีการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกครั้ง โดยโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย ได้กำหนดขั้นตอนการประเมินตำแหน่งผู้ป่วยเริ่มจากการตรวจสอบตำแหน่งเบื้องต้นด้วยภาพเอกซเรย์พลังงานระดับกิโลโวลต์ (kV) แบบสองมิติ

ตารางที่ 2 เกณฑ์การครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย (Target coverage)

เป้าหมาย (Target)	พารามิเตอร์	เกณฑ์หลัก (Goal)	ยอมรับได้ (Variation)	Robust evaluation	ไม่ยอมรับ (Unacceptable)
GTV	V100	≥100%	>90%	>95% ในทุกสถานการณ์ ยกเว้น worst-case	<80% ในทุกสถานการณ์ ยกเว้น worst-case
CTV	V100	≥98%	>85%	>95% ในทุกสถานการณ์ ยกเว้น worst-case	<80% ในทุกสถานการณ์ ยกเว้น worst-case
ITV	V100	≥98%	>85%	>95% ในทุกสถานการณ์ ยกเว้น worst-case	<80% ในทุกสถานการณ์ ยกเว้น worst-case
ITV	D0.03cc	≤120%	≤135%	≤135% ในทุกสถานการณ์ ยกเว้น worst-case	>150% ในทุกสถานการณ์ ยกเว้น worst-case

คำย่อ: GTV = Gross tumor volume, CTV = Clinical target volume, ITV = Internal target volume, V = Volume, D = Dose, cc = ลูกบาศก์เซนติเมตร

จากนั้นจึงประเมินตำแหน่งก้อนมะเร็ง รวมถึงตรวจสอบปริมาณเนื้อหรือขอบร่างกายผู้ป่วยบริเวณทางเข้าของลำรังสีโปรตอนด้วยภาพสามมิติแบบลำรังสีทรงกรวย ทั้งนี้มีตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกครั้งในทุกตำแหน่งที่ทำการฉาย และกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้สำหรับการฉายในบริเวณลำตัวไม่เกิน 5 มิลลิเมตร เพื่อให้การรักษามีความถูกต้อง ปลอดภัย และเกิดประสิทธิภาพสูงสุด

การตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสี

การรักษามะเร็งตับด้วยรังสีโปรตอนเป็นเทคนิคที่มีความแม่นยำสูงในการส่งปริมาณรังสีไปยังบริเวณก้อนมะเร็งโดยเฉพาะ อาศัยคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของโปรตอนที่ถ่ายเทพลังงานสูงสุด ณ ตำแหน่งเป้าหมายโดยไม่มีปริมาณรังสีหลังก้อนมะเร็ง อย่างไรก็ตาม ตับเป็นอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวตามการหายใจและอยู่ใกล้อวัยวะสำคัญหลายชนิด เช่น กระเพาะอาหาร ลำไส้ และไต จึงมีความจำเป็นต้องมีการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกครั้ง โดยโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ได้กำหนดขั้นตอนการประเมินตำแหน่งผู้ป่วยเริ่มจากการตรวจสอบตำแหน่งเบื้องต้นด้วยภาพเอกซเรย์พลังงานระดับกิโลโวลต์ (kV) แบบสองมิติ จากนั้นจึงประเมินตำแหน่งก้อนมะเร็ง รวมถึงตรวจสอบปริมาณเนื้อหรือขอบร่างกายผู้ป่วยบริเวณทางเข้าของลำรังสีโปรตอนด้วยภาพสามมิติแบบลำรังสีทรงกรวย ทั้งนี้มีตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกครั้งในทุกตำแหน่งที่ทำการฉาย และกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้สำหรับการฉายในบริเวณลำตัวไม่เกิน 5 มิลลิเมตร เพื่อให้การรักษามีความถูกต้อง ปลอดภัย และเกิดประสิทธิภาพสูงสุด

ตารางที่ 3 ข้อจำกัดปริมาณรังสีต่ออวัยวะข้างเคียง (Organ-at-risk dose constraints)

อวัยวะข้างเคียง (OARs)	พารามิเตอร์	ข้อจำกัดปริมาณรังสี (Gy)	ยอมรับได้ (Gy)
หลอดอาหาร	D0.5cc	<33	≤35
กระเพาะอาหาร	D0.5cc	<33	≤35
ลำไส้เล็กส่วนต้น	D0.5cc	<33	≤35
ลำไส้เล็ก	D0.5cc	<33	≤35
ลำไส้ใหญ่	D0.5cc	<33	≤35
ไขสันหลัง	D0.5cc	<25	≤28
ตับ-GTV	Mean	CP-A <13 / CP-B <8	CP-A ≤15 / CP-B ≤9
ไต (รวมสองข้าง)	D33%	<15	≤17
ไต (รวมสองข้าง)	Mean	<10	≤12
ไตข้างเดียว	D10%	<7	≤10
หัวใจ	D0.5cc	<29	≤52.5
ผนังทรวงอก*	D0.5cc	<43	—
ผิวหนัง*	D0.5cc	<32	—
ถุงน้ำดี*	D0.5cc	<55	—
ท่อน้ำดีหลัก (CBD)*	D0.5cc	<50	—

คำย่อ: OARs = Organs at risk, GTV = Gross tumor volume, CP-A = Child-pugh class A, CP-B = Child-pugh class B, CBD = Common bile duct, D = Dose, cc = ลูกบาศก์เซนติเมตร

หมายเหตุ * คือข้อจำกัดที่ไม่บังคับ (not mandatory)

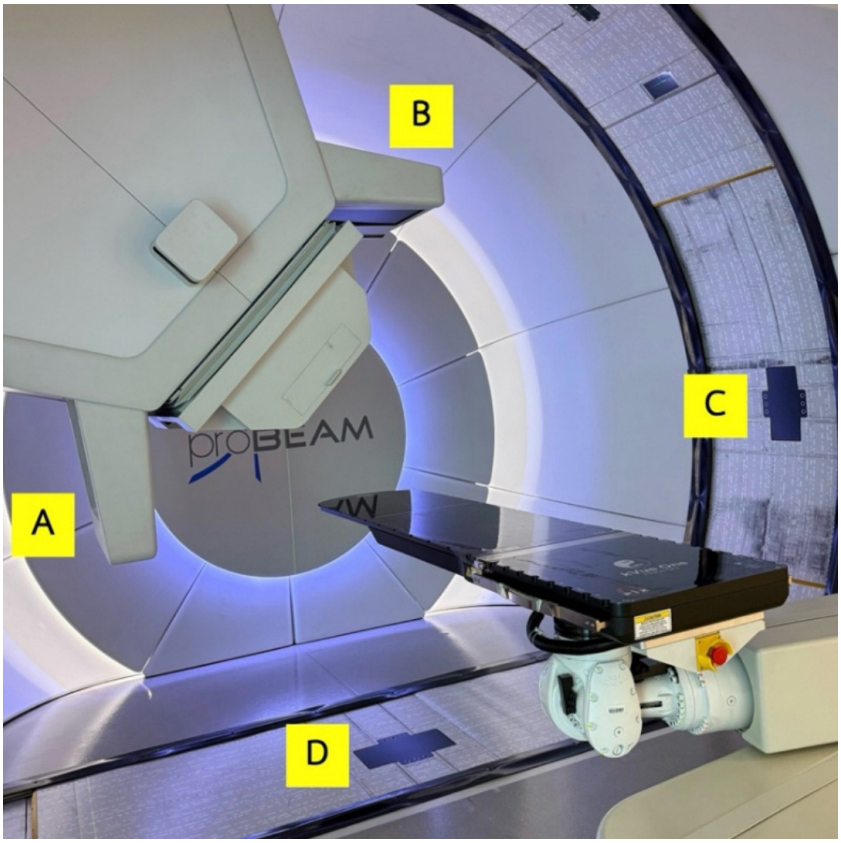
1. Two-dimensional (planar) radiographic imaging

เป็นการทำภาพแบบ 2 มิติโดยใช้รังสีเอกซเรย์พลังงานระดับกิโลโวลต์ (kV) เทียบกับภาพ 2 มิติที่ได้จากเอกเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้ในการวางแผนการรักษา (digital reconstructed radiography, DRR) โดยส่วนมากนิยมทำภาพ kV ในมุม anteroposterior (AP) หรือ posteroanterior (PA) และ มุม lateral ซึ่งสามารถทำภาพได้ที่ gantry มุม 45, 135, 225 และ 315 องศา เนื่องจากเครื่องฉายโปรตอน Probeam (Varian Medical System, Palo Alto, California) มีแหล่งกำเนิดเอกซเรย์ (kV source) และตัวรับภาพ 2 ชุด ดังแสดงใน**ภาพที่ 12**

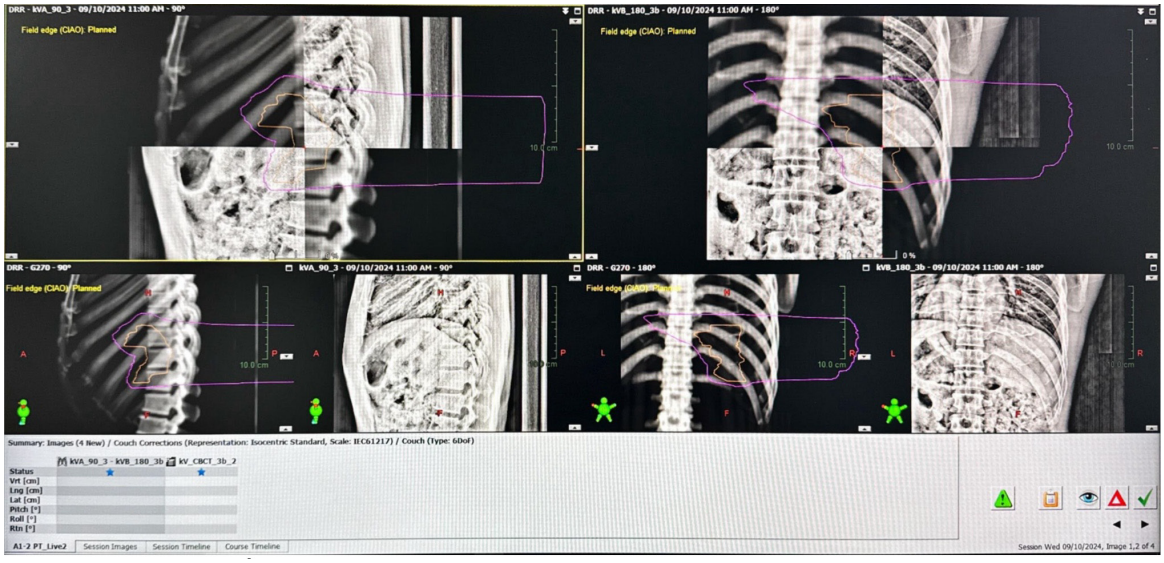
โดยการเทียบภาพสามารถปรับค่าความคลาดเคลื่อนได้ 6 ระนาบได้แก่ vertical, longitudinal, lateral, rotation, pitch และ roll โดยจะยึด bony landmark เป็นหลัก ดังแสดงใน**ภาพที่ 13** เนื่องจากภาพ kV เป็นเพียงภาพ 2 มิติ จึงไม่สามารถแสดงรายละเอียดของเนื้อเยื่ออ่อนหรือขอบเขตของก้อนมะเร็งได้อย่างชัดเจน จึงนิยมใช้เพื่อดูตำแหน่งของผู้ป่วย ก่อนที่จะทำ cone-beam computed tomography (CBCT) ซึ่งเป็นภาพ 3 มิติเพื่อยืนยันอีกครั้ง

2. Cone-beam computed tomography (CBCT)

เป็นการตรวจสอบตำแหน่งที่จำเป็นต้องทำก่อนการฉายรังสีโปรตอนทุกครั้ง โดยเป็นการถ่ายภาพสามมิติด้วยรังสีเอกซเรย์พลังงานระดับกิโลโวลต์ (kV) แบบลำรังสีทรงกรวย ซึ่งทั่วไปจะใช้ full-fan (half-scan) CBCT ในโหมด spotlight เป็นมาตรฐานสำหรับผู้ป่วยส่วนใหญ่ โดยเฉพาะผู้ป่วยที่รักษาด้วยเทคนิคกลั้นหายใจ ซึ่งเครื่องเอกซเรย์จะหมุนรอบตัวผู้ป่วยประมาณ 191 องศา

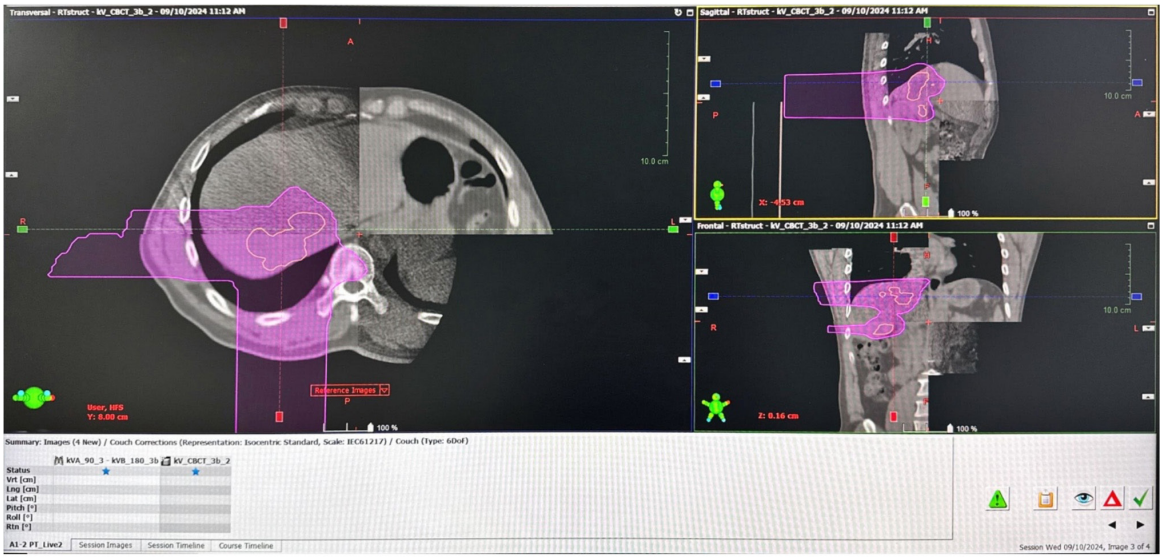


ภาพที่ 12 แสดงตัวรับภาพจำนวน 2 ชุด ได้แก่ A และ B พร้อมด้วยแหล่งกำเนิดรังสีเอกซเรย์ C และ D



ภาพที่ 13 แสดงการเทียบภาพ DRR กับภาพ kV ในมุม AP และ Lateral

ขณะที่ half-fan (full-scan) CBCT เครื่องเอกซเรย์จะหมุนรอบตัวผู้ป่วย 360 องศา ใช้ในกรณีที่ผู้ป่วยมีขนาดลำตัวใหญ่หรือลำรังสีผ่านรอบลำตัวหลายทิศทาง จากนั้นนำภาพที่ได้มาเปรียบเทียบกับภาพสามมิติจากการจำลองการรักษา (CT simulation) ที่ใช้ในการวางแผนการรักษา ได้แก่ average-IP CT สำหรับผู้ป่วยที่รักษาแบบหายใจตามปกติ (free-breathing), respiratory gating หรือใช้ abdominal compression และ non-contrast DEBH CT สำหรับผู้ป่วยที่รักษาด้วยเทคนิค deep expiration breath hold (DEBH) จากนั้นจะทำการปรับแก้ความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งผู้ป่วยใน 6 ระนาบ ได้แก่ vertical, longitudinal, lateral, rotation, pitch และ roll โดยจัดแนวตามขอบตับบริเวณใกล้ CTV หรืออาศัย fiducial หรือ surrogate markers เช่น lipiodol เป็นต้น นอกจากนี้ยังต้องพิจารณาขอบร่างกายผู้ป่วย (body contour) และแนวทางเข้าของลำรังสีโปรตอน ซึ่งนักฟิสิกส์การแพทย์กำหนดเป็น 10% ของปริมาณรังสีแสดงเป็นชื่อ IGRT (เส้นสีชมพู) ดังแสดงใน**ภาพที่ 14** โดยนักรังสีการแพทย์ต้องประเมินความสอดคล้องของอวัยวะภายในบริเวณทางเข้าลำรังสี รวมถึงตรวจสอบปริมาณเนื้อเยื่อและขอบร่างกายผู้ป่วยให้ใกล้เคียงกับภาพอ้างอิงมากที่สุด โดยกำหนดให้ความแตกต่างของผิวหนังบริเวณทางเข้าลำรังสีในช่วงลำตัวไม่เกิน 5 มิลลิเมตร เนื่องจากคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของรังสีโปรตอนที่มีการถ่ายเทพลังงานสูงสุด ณ ตำแหน่งก้อนมะเร็งและแทบไม่มีปริมาณรังสีหลังก้อนมะเร็ง การตรวจสอบภาพจึงต้องดำเนินการอย่างละเอียดรอบคอบ และต้องได้รับการยืนยันภาพจากแพทย์ก่อนเริ่มการฉายรังสีทุกครั้ง ทั้งนี้หากพบว่าอวัยวะข้างเคียง (OARs) เคลื่อนเข้ามาในบริเวณ ITV หรือสงสัยว่ามีการหดตัวของก้อนมะเร็งหรือเกิดการเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคอย่างมีนัยสำคัญ จำเป็นต้องทำ quality assurance (QA) CT เพิ่มเติม เพื่อยืนยันความถูกต้องของแผนการรักษาและเพิ่มความปลอดภัยสูงสุดในการฉายรังสี



ภาพที่ 14 แสดงการเทียบภาพจาก CT Simulation กับภาพ CBCT

ผลข้างเคียง

เนื่องจากอนุภาคโปรตอนมีคุณสมบัติทางฟิสิกส์ที่สามารถส่งพลังงานรังสีไปยังก้อนมะเร็งได้อย่างแม่นยำ พร้อมทั้งลดปริมาณรังสีที่ไปยังอวัยวะข้างเคียง การรักษามะเร็งตับด้วยรังสีโปรตอนจึงมีความปลอดภัยสูงและพบภาวะแทรกซ้อนน้อยกว่าการรักษาด้วยรังสีแบบดั้งเดิม[36-38] อย่างไรก็ตาม ยังคงมีผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้นได้แก่

- ภาวะแทรกซ้อนของทางเดินน้ำดี (biliary Complications) อาจเกิดการอักเสบหรือการตีบของท่อน้ำดีหลังการรักษา แม้จะพบได้น้อยมาก แต่ควรเฝ้าระวังโดยเฉพาะผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีซ้ำ (re-irradiation) หรือในกรณีที่ก้อนมะเร็งอยู่ใกล้บริเวณ porta hepatis หรือ perihilar region[34, 39]

- โรคตับจากรังสี (radiation-induced liver disease: RILD) อัตราการเกิดผลข้างเคียงต่ำมาก แต่มีโอกาสเกิดมากกว่าในผู้ป่วยที่ค่าการทำงานของตับพื้นฐานไม่ดี[7, 40]

- ผลข้างเคียงต่อระบบทางเดินอาหาร (gastrointestinal toxicity) อัตราการเกิดผลข้างเคียงต่ำ (ประมาณ 7–10%) แต่อาจมีความรุนแรงหากเกิดขึ้น โดยเฉพาะเมื่อตำแหน่งของก้อนมะเร็งอยู่ใกล้กับอวัยวะทางเดินอาหาร เช่น กระเพาะอาหารหรือลำไส้ เป็นต้น[7, 40]

- ผลข้างเคียงต่อผนังทรวงอก (chest wall toxicity) พบบ่อยในกรณีที่ก้อนมะเร็งอยู่ใกล้ผนังหน้าอก ทำให้มีการได้รับรังสีในบริเวณดังกล่าวมากขึ้น อาการที่พบบ่อย คือ ปวดบริเวณหน้าอก ซึ่งอาจเกิดจากกล้ามเนื้ออักเสบหรือในบางรายอาจพบกระดูกซี่โครงร้าวได้[7, 40]

- ผลข้างเคียงต่อผิวหนัง (skin toxicity) เป็นภาวะแทรกซ้อนระยะเฉียบพลัน (acute complication) ที่มีแนวโน้มพบได้สูงกว่าการรักษาด้วยรังสีโฟตอน ซึ่งอาจอธิบายได้จากคุณสมบัติทางฟิสิกส์ของลำรังสีโปรตอนซึ่งมี skin-sparing effect ต่ำกว่า ส่งผลให้ผิวหนังได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นและนำไปสู่การเกิดผิวหนังอักเสบจากรังสี (radiation dermatitis)[39, 41]

ข้อสรุป

การฉายรังสีโปรตอน (proton beam therapy, PBT) เป็นเทคโนโลยีการรักษามะเร็งที่ต้องอาศัย ความแม่นยำสูงและถือได้ว่ามีประสิทธิภาพโดดเด่น โดยเฉพาะในมะเร็งตับซึ่งเป็นบริเวณต้องอาศัยการ ควบคุมปริมาณรังสีอย่างแม่นยำและละเอียด เพื่อหลีกเลี่ยงความเสียหายต่อเนื้อเยื่อตับปกติ คุณสมบัติทาง ฟิสิกส์ของโปรตอนที่มีจุดปลดปล่อยพลังงานสูงสุดบริเวณก้อนมะเร็ง (bragg peak) และไม่มีรังสีส่วนเกิน ผ่านออกด้านหลัง ทำให้สามารถให้ปริมาณรังสีสูงต่อตัวก้อนได้โดยจำกัดผลกระทบต่ออวัยวะข้างเคียงได้ อย่างมีประสิทธิภาพ การจำลองและวางแผนการรักษาด้วยภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สามมิติและสี่มิติ (CT/4D-CT) รวมถึงการจัดการการหายใจด้วยเทคนิคการกลั้นหายใจ การถ่ายภาพแบบ 4D และระบบ real-time position management (RPM) มีบทบาทสำคัญในการลดความคลาดเคลื่อนจากการเคลื่อนไหวของ อวัยวะ และลดผลของ interplay effects ที่ส่งผลต่อความแม่นยำของการฉายรังสีโปรตอน

เทคนิคการฉายรังสีโปรตอนแบบ pencil beam scanning (PBS) และการวางแผนแบบ intensity-modulated proton therapy (IMPT) ช่วยเพิ่มความสามารถในการปรับรูปร่างของลำรังสีให้ตรงตามรูปร่าง ของก้อนมะเร็งและปริมาณความเข้มของปริมาณรังสี เป็นส่วนสำคัญที่จะช่วยลดปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญ เช่น กระเพาะอาหาร ลำไส้ และไต ขณะเดียวกันการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายด้วย kV imaging และ CBCT ช่วยยืนยันความถูกต้องของตำแหน่งก้อนในแต่ละวัน ทำให้การรักษามีความปลอดภัยและแม่นยำสูง ผลข้างเคียงจากการฉายรังสีโปรตอนพบได้น้อย โดยเฉพาะโรคตับจากรังสี (RILD) หรือภาวะอักเสบของท่อน้ำดี ซึ่งส่วนใหญ่มีความรุนแรงต่ำและสัมพันธ์กับผู้ป่วยที่มีภาวะตับแข็ง

ในส่วนของแนวโน้มในอนาคตของการฉายรังสีโปรตอนในมะเร็งตับจะมุ่งเน้นไปที่การเพิ่มความแม่นยำผ่านระบบ AI-assisted planning เพื่อช่วยในการกำหนดขอบเขตและคำนวณปริมารรังสีที่มีความซับซ้อนได้อย่างรวดเร็วควบคู่กับการนำเทคนิค adaptive proton therapy มาใช้เพื่อปรับแผนการรักษาให้สอดคล้องกับการเปลี่ยนแปลงทางกายวิภาคของผู้ป่วยในแต่ละวัน นอกจากนี้การพัฒนา robustness ในการวางแผนการรักษาจะช่วยลดผลกระทบจากความไม่แน่นอนของพิสัยรังสี (range uncertainty) และการเคลื่อนไหวที่เกิดจากการหายใจ เพื่อที่ว่าก้อนมะเร็งจะได้รับปริมาณรังสีครบในขณะที่อวัยวะข้างเคียงหรือเนื้อเยื่อตับปกติจะได้รับปริมาณรังสีที่น้อยที่สุด

สรุปได้ว่าการฉายรังสีโปรตอนเป็นแนวทางการรักษาที่มีประสิทธิภาพและปลอดภัยสำหรับผู้ป่วย มะเร็งตับโดยเฉพาะในรายที่ไม่สามารถผ่าตัดได้ ด้วยการบูรณาการเทคโนโลยีและความรู้จากการจำลอง การควบคุมการหายใจ การตรวจสอบตำแหน่งที่แม่นยำ รวมไปถึงขั้นตอนการวางแผนการรักษา ทำให้ สามารถเพิ่มอัตราการควบคุมโรค ลดภาวะแทรกซ้อน และยกระดับคุณภาพการรักษาและคุณภาพชีวิต ของผู้ป่วยได้อย่างมีนัยสำคัญ

เอกสารอ้างอิง

1. Ferlay J EM, Lam F, Laversanne M, Colombet M, Mery L, Piñeros M, et al. Global Cancer Observatory: Cancer Today. International Agency for Research on Cancer [online]. 2024 [cited 2026 Feb 21]; Available from: https://gco.iarc.who.int/media/globocan/ factsheets/populations/900-world-fact-sheet.pdf
2. มาดารัตน์ น, ขำมาก ว, จันทศรี น, ทัศนา อ, บัวป่า ส, เงาศรี ช. สถิติสาธารณสุข พ.ศ. 2567 (public health statistics A.D. 2024). 1st, editor. กรุงเทพฯ; 2567
3. สถาบันวิจัยประชากรและสังคม (วปส.) มหาวิทยาลัยมหิดล. มะเร็งตับ...มัจจุราชคร่าชีวิตคนไทย. ใน โชควิวัฒน ว, วิบุลผลประเสริฐ ส, จินดาวัฒนะ อ, กาญจนะจิตรา ช. (บ.ก.), สุขภาพคนไทย 2564. กรุงเทพฯ: สถาบันวิจัยประชากรและสังคม (วปส.) มหาวิทยาลัยมหิดล; 2564. น. 90-94.
4. ปิ่นเจริญ ณ. Locoregional Treatment of hepatocellualr carcinoma. สมาคมโรคตับแห่งประเทศไทย [online]. 2024 [cited 2026 Feb 21]; available from: https://thasl.org/locoregional-treatment-of-hepatocellular-carcinoma
5. ฟองจันทร์ ศ, วรพงศธร ส, ภาวภูตานนท์ ณ มหาสารคาม พ, ชูรัตน์ เก. การป้องกันและควบคุมมะเร็งตับ. Thai cancer J. 2019; 39: 64-73.
6. อมรวิเชษฐ์ ณ. บทบาทของการฉายรังสีร่วมพิกัดในการรักษามะเร็งแพร่กระจายไปตับ. J Thai Assn of Radiat Oncol. 2018;24: 14-16.
7. อมรวิเชษฐ์ ณ. Proton therapy in hepatocellular carcinoma. J Thai Assn of Radiat Oncol. 2018;24:74–80.
8. Mohan R. A Review of Proton Therapy - Current Status and Future Directions. Precis Radiat Oncol 2022;6:164–76.
9. แสงแห่งธรรม ท, สุริยาปี ศ. โปรตอน ในการรักษาโรคมะเร็งในประเทศไทยและฟิสิกส์ของโปรตอน. J Thai Assn of Radiat Oncol. 2018;24:35–44.
10. Purivikrai K, Narongkornsirichai P, Wannawijit C, Israngkul Na Ayuthaya I, Monkongsubsin W, Keawsamur M. Evaluation of CT calibration curve impact on proton range accuracy in treatment planning. Thai J Rad Tech. 2025;50:22-31
11. Podgorsak EB. Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency, 2005.
12. Brock KK. Imaging and image-guided radiation therapy in liver cancer. Semin Radiat Oncol 2011;21:247–55.
13. Murphy A, Dabirifar S, Bell D. CT triple-phase liver (Protocol). Reference article, Radiopaedia.org [online]. 2023 [cited 2021 Nov 02]; Available from: https://radiopaedia.org /articles/94730

14. Kulkarni NM, Fung A, Kambadakone AR, Yeh BM. Computed Tomography Techniques, Protocols, Advancements, and Future Directions in Liver Diseases. Magn Reson Imaging Clin N Am 2021;29:305–20.
15. ส่งทอง อ, สุริยาปี ศ, เลิศบุษยานุกูล ช, จักกาบาตร์ จ, ขอประเสริฐ ช. การจำลองการฉายรังสีด้วยภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก (MRI simulation). J Thai Assn of Radiat Oncol. 2015;21:31–45.
16. Bhosale P, Ma J, Choi H. Utility of the FIESTA Pulse Sequence in Body Oncologic Imaging: Review. AJR AM. J. Roentgenol. 2009;192:S83–S93.
17. Vu LN, Morelli JN, Szklaruk J. Basic MRI for the liver oncologists and surgeons. J Hepatocell Carcinoma 201;5:37–50.
18. Olch AJ, Gerig L, Li H, Mihaylov I, Morgan A. Dosimetric effects caused by couch tops and immobilization devices: report of AAPM Task Group 176. Med Phys 2014;41:061501.
19. Kruse JJ. Immobilization and simulation. Mayo Clinic [Lecture presented]. 2015 [cited 2025 Nov 02]; Available from: https://www.aapm.org/meetings/2015SS/documents/ JJKImmob.pdf
20. Wisetrinthong M, Kanphet J. Respiratory motion management techniques for radiotherapy of thoracic and upper abdominal tumors at King Chulalongkorn Memorial Hospital. Thai J Rad Tech. 2024;49:69–75.
21. Li H, Ger R, Narang AK, Chen H, Meyer J. Challenges and opportunities in stereotactic body proton radiotherapy of liver malignancies. J Radiosurg SBRT. 2023; 9: 83-90.
22. Hong TS, DeLaney TF, Mamon HJ, Willett CG, Yeap BY, Niemierko A, et al. A prospective feasibility study of respiratory-gated proton beam therapy for liver tumors. Pract. Radiat. Oncol. 2014;4:316–22.
23. Nenoff L, Sudhyadhom A, Lau J, Sharp GC, Paganetti H, Pursley J. Comparing Predicted Toxicities between Hypofractionated Proton and Photon Radiotherapy of Liver Cancer Patients with Different Adaptive Schemes. Cancers (Basel). 2023;15:4592
24. Zhang M, Zou W, Teo BK. Image guidance in proton therapy for lung cancer. Transl Lung Cancer Res 2018;7:160–70.

25. Bou S, Takamatsu S, Matsumoto S, Asahi S, Tatebe H, Sato Y, et al. Long-Term Results of Proton Therapy for Hepatocellular Carcinoma Using Four-Dimensional Computed Tomography Planning without Fiducial Markers. Cancers (Basel). 2022;14:5842
26. Francisco UoCS. SDX breath monitoring system. University of California San Francisco [online]. 2020 [cited 2025 Nov 02];Available from: https://radonc.ucsf.edu/conditions-treatments/types-of-treatment/sdx-breath-monitoring-system/.
27. Sabouri P, Molitoris J, Ranjbar M, Moreau J, Simone CB, 2nd, Mohindra P, et al. Dosimetric Evaluation and Reproducibility of Breath-hold Plans in Intensity Modulated Proton Therapy: An Initial Clinical Experience. Adv Radiat Oncol 2024;9:101392.
28. Simon L, Allignet B, Leroy T, Ayadi M, Darréon J. Respiratory motion management for external radiotherapy: 2025 update. Cancer/Radiothérapie 2025;29:104763.
29. Nankali S, Worm ES, Thomsen JB, Stick LB, Bertholet J, Hoyer M, et al. Intrafraction tumor motion monitoring and dose reconstruction for liver pencil beam scanning proton therapy. Front Oncol 2023;13:1112481.
30. Giraud P, Houle A. Respiratory Gating for Radiotherapy: Main Technical Aspects and Clinical Benefits. ISRN Pulmonology 2013;2013.
31. สุริยาปี ศ, แสงแห่งธรรม ท, อุณห์ศิริ พ. ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา (Physics of Radiotherapy). กรุงเทพฯ: Ideol digital print; 2563.
32. Zhu X, Zhang X, Palmer M, Frank S. Technological advancements and outlook in proton therapy. In Proton Therapy: Indications, Techniques and Outcomes. Elsevier 2020. p. 215-220
33. Bhangoo RS, Mullikin TC, Ashman JB, Cheng TW, Golafshar MA, DeWees TA, et al. Intensity Modulated Proton Therapy for Hepatocellular Carcinoma: Initial Clinical Experience. Adv Radiat Oncol 2021;6:100675.
34. Yoo GS, Yu JI, Park HC, Hyun D, Jeong WK, Lim HY, et al. Do Biliary Complications after Proton Beam Therapy for Perihilar Hepatocellular Carcinoma Matter? Cancers [Basel]. 2020; 12.
35. Unkelbach J, Paganetti H. Robust Proton Treatment Planning: Physical and Biological Optimization. Semin Radiat Oncol. 2018;28:88–96.
36. Kobeissi JM, Hilal L, Simone CB, Lin H, Crane CH, Hajj C. Proton Therapy in the Management of Hepatocellular Carcinoma. Cancers [Basel]. 2022; 14:2900.

37. Bae SH, Jang WI, Mortensen HR, Weber B, Kim MS, Høyer M. Recent update of proton beam therapy for hepatocellular carcinoma: a systematic review and meta-analysis. J Liver Cancer 2024; 24:286–302.
38. Mizumoto M, Ogino H, Okumura T, Terashima K, Murakami M, Ogino T, et al. Proton Beam Therapy for Hepatocellular Carcinoma: Multicenter Prospective Registry Study in Japan. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2024;118:725–33.
39. Dionisi F, Widesott L, Lorentini S, Amichetti M. Is there a role for proton therapy in the treatment of hepatocellular carcinoma? A systematic review. Radiother Oncol. 2014;111:1-10.
40. Yoo GS, Yu JI, Park HC. Current role of proton beam therapy in patients with hepatocellular carcinoma. Int J gastrointest Interbention. 2021;10:175–82.
41. Mamidanna S, Neibart S, Chundury A, Sayan M, Alexander HR, August D, et al. Comparing Acute Toxicities of Patients With Unresectable Hepatocellular Carcinoma Treated With Definitive Proton vs. Photon-Based Radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2021;111-157.

ประสบการณ์การประยุกต์ใช้ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย ยี่ห้อ AlignRT สำหรับจัดตำแหน่งฉายรังสี และการประกันคุณภาพ

Marker-less patient setup applications of surface-guided radiotherapy and quality assurance: An institutional experience

สรจรส อุณห์ศิริ, ศักดา กิ่งแก้ว, มนัญชยา วิมลโนช, พันทิวา อุณห์ศิริ
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ผู้นิพนธ์ประสานงาน
พันทิวา อุณห์ศิริ
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
1873 ถนน พระราม 4 เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330
อีเมล: nim_1000d@hotmail.com

Sornjarod Oonsiri, Sakda Kingkaew, Mananchaya Vimolnoch, Puntiwa Oonsiri
Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society

Corresponding author
Puntiwa Oonsiri
Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society
1873 Rama IV Road, Pratumwan, Bangkok, 10330
Email: nim_1000d@hotmail.com

Submitted: April 1, 2026
Revised: May 18, 2026
Accepted: June 16, 2026

บทคัดย่อ

ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย (surface-guided radiotherapy: SGRT) ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในงานรังสีรักษามากขึ้น สามารถใช้เพื่อจัดตำแหน่งผู้ป่วยและติดตามการเคลื่อนไหวของอวัยวะ โดยสามารถหยุดให้รังสีได้ทันทีหากการเคลื่อนไหวของอวัยวะที่สนใจคลาดเคลื่อนไปจากตำแหน่งที่วางแผนการรักษาไว้ อีกทั้งการประกันคุณภาพของระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยเป็นกระบวนการสำคัญเพื่อความสร้างมั่นใจในการรักษาผู้ป่วยให้มีความถูกต้อง สามารถแบ่งออกได้เป็นการประกันคุณภาพแบบประจำวัน ประจำเดือน และประจำปี บทความนี้นำเสนอประสบการณ์การประยุกต์ใช้กล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยสำหรับการจัดตำแหน่งผู้ป่วยฉายรังสี และการทำการประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยของหน่วยงาน เพื่อเป็นแนวทางแก่ผู้อ่านในการประยุกต์ใช้และพัฒนางานด้านรังสีรักษาต่อไป

คำสำคัญ: การจัดตำแหน่งฉายรังสี, ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย, การประกันคุณภาพ

Abstract

Surface-guided radiotherapy (SGRT) has been increasingly implemented in modern radiation therapy practice. It can be utilized for patient positioning and real-time monitoring of organ motion during treatment. Furthermore, the system enables automatic beam interruption when the motion of the target or organ of interest deviates from the planned treatment position. Therefore, quality assurance (QA) of SGRT systems is essential to ensure treatment accuracy and patient safety. SGRT QA can generally be categorized into three levels: daily, monthly, and annual procedures. This article presents our institutional experience in the clinical application of SGRT for patient setup in radiation therapy, as well as the implementation of quality assurance procedures for the SGRT system. The aim is to provide practical guidance for the implementation and further development of SGRT in radiotherapy practice.

Keywords: patient setup, surface-guided radiotherapy, quality assurance

J Thai Assoc Radiat Oncol 2026; 32(1): O61 - O78

บทนำ

ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย (surface-guided radiotherapy, SGRT) เป็นหนึ่งในระบบตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีด้วยระบบภาพนำวิถี (image-guided radiotherapy, IGRT) ประเภทที่ไม่ใช้รังสี[1] ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยยี่ห้อ AlignRT (Vision RT, London, UK) เป็นระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยที่ทำการสร้างภาพผิวหนังผู้ป่วยในลักษณะ 3 มิติ ณ เวลาใดๆ ด้วยแสง (optical image) โดยไม่เป็นการเพิ่มปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับแต่อย่างใด สามารถดูความคลาดเคลื่อนของตัวผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี (inter-fraction motion) และระหว่างการฉายรังสี (intra-fraction motion)[2] รวมถึงใช้ติดตามจังหวะการหายใจผู้ป่วย ซึ่งสามารถควบคุมการให้รังสีเมื่อระดับการหายใจของผู้ป่วยเกินขอบเขตที่กำหนดไว้ ปัจจุบันได้มีการพัฒนามาประยุกต์ใช้ในการจัดท่าผู้ป่วยในงานด้านรังสีรักษามากขึ้น[3]

กระบวนการของการฉายรังสีเป็นการะบวนการต่อเนื่อง เริ่มจากการจำลองการรักษาซึ่งเป็นขั้นตอนแรกเพื่อเลือกอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยที่เหมาะสมกับสรีระของผู้ป่วย และผู้ป่วยสามารถอยู่ในท่าเดิมนี้ได้ในทุกวันตลอดระยะเวลาของการรักษาด้วยรังสี จากนั้นจึงทำการเก็บข้อมูลภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อใช้ในการวางแผนการรักษาต่อไป เพื่อความแม่นยำและสะดวกในการจัดท่าผู้ป่วยในการฉายรังสีให้สอดคล้องและตรงกับการจำลองการรักษา นักรังสีการแพทย์จึงทำการขีดขอบเขตลำรังสีและเส้นอ้างอิงบนตัวผู้ป่วยด้วยหมึกที่ติดทน และไม่สามารถลบออกได้ง่ายเพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงในการจัดท่าผู้ป่วยด้วยระบบเลเซอร์ภายในห้องฉายรังสีต่อไป น้ำหมึกที่ใช้ขีดเส้นบนตัวผู้ป่วยมาอย่างยาวนานนั้นคือเจนเชียลไวโอเลตผสมซิลเวอร์โบรไมด์ในสัดส่วนที่เหมาะสม อย่างไรก็ตามการขีดเส้นบนตัวผู้ป่วยนี้ส่งผลต่อความสวยงามของผิวหนังและสภาวะจิตใจผู้ป่วย[4,5] ผู้ป่วยบางรายอาจเกิดอาการแพ้ เป็นปื้นผื่นแดง และอาจเพิ่มโอกาสในการติดเชื้อแก่ผู้ป่วยในกรณีที่รอยโรคลุกลามเป็นแผลแฉะ โดยการประยุกต์ใช้เทคโนโลยีการใช้กล้องตรวจจับภาพพื้นผิวหนังผู้ป่วยเพื่อช่วยในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยแทนการขีดเส้นบนตัวผู้ป่วย สามารถลดการเกิดอาการแทรกซ้อนจากเส้นขีดบนตัวผู้ป่วยในระหว่างการรักษาด้วยรังสี นอกจากนี้ผู้ป่วยไม่ต้องกังวลในการพยายามรักษาเส้นที่ขีดบนตัวในช่วงกระบวนการฉายรังสี สามารถทำกิจกรรมต่างๆ เช่น การออกกำลังกายหรือกิจวัตรประจำวันเช่น ทาโลชั่น บริเวณที่ทำการฉายรังสีได้ตามความเหมาะสมและคำแนะนำแพทย์

บทความนี้กล่าวถึงรายละเอียดคุณลักษณะระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยยี่ห้อ AlignRT รวมถึงการประยุกต์ใช้ในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยเพื่อการรักษาด้วยรังสีบริเวณต่างๆ จากประสบการณ์ของหน่วยงานและการประกันคุณภาพ เพื่อเป็นข้อมูลเบื้องแก่หน่วยงานรังสีรักษาสามารถนำไปเป็นข้อมูลในการพิจาณาใช้งานได้ตรงตามวัตถุประสงค์และเกิดประสิทธิภาพสูงสุด

1. หลักการทำงานเบื้องต้น[6]

เทคโนโลยีของระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยยี่ห้อ AlignRT พื้นฐานใช้กล้องวิดีโอเรียกว่า stereovision ร่วมกับรูปแบบลวดลาย (pattern) ส่งผ่านไปยังผิวหนังผู้ป่วย ทำการเก็บข้อมูลภาพ 2 มิติ จากกล้องจับสัญญาณภาพที่เรียกว่า pod อย่างน้อย 2 ตัว ด้วยความเร็วสูง ซึ่งติดที่เพดานห้องฉายรังสีเพื่อสร้างข้อมูลภาพผิวหนังผู้ป่วยเป็นภาพ 3 มิติ จากวัตถุที่มองเห็น ในแต่ละ pod จะประกอบด้วยกล้องส่งสัญญาณรูปแบบลวดลาย และกล้องรับสัญญาณสะท้อนกลับรูปแบบลวดลาย โดยกล้องนี้สามารถเก็บสัญญาณข้อมูลเป็นภาพเดี่ยว (single frame) หรือแบบต่อเนื่องด้วยอัตราความเร็ว 7.5 ภาพต่อวินาที[7]

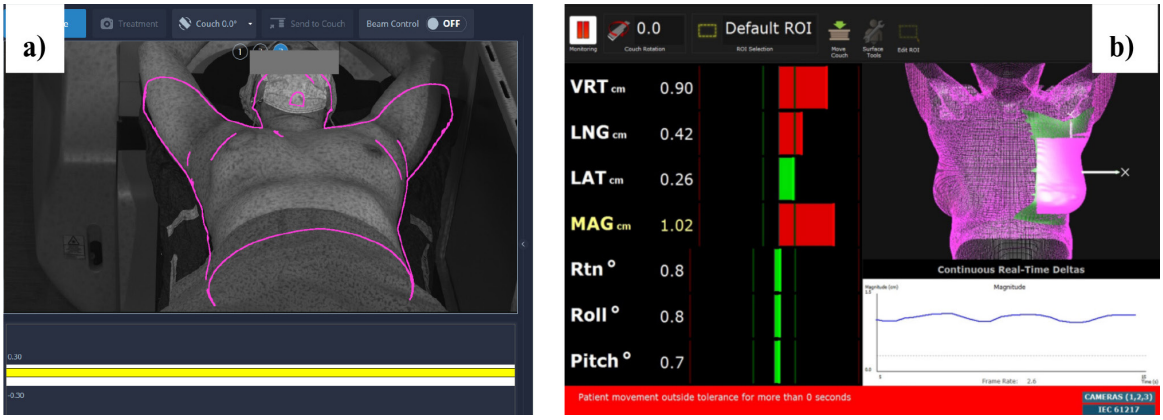
ระบบซอฟแวร์จะทำการจับคู่ภาพเหมือนแบบ 3 มิติ ระหว่างภาพพื้นผิวผู้ป่วยในวันฉายรังสีเปรียบเทียบกับภาพอ้างอิงเพื่อคำนวณหาค่าความแตกต่างของการเลื่อนเตียงในแนวแกน (translation) ด้านซ้าย-ขวา หน้า-หลัง และบน-ล่าง รวมทั้งมุมการหมุน (rotation) สำหรับแก้ค่าเตียงเพื่อความถูกต้องของตำแหน่งการฉายรังสีในผู้ป่วย ระบบสามารถตรวจค่าความถูกต้องของแนวการเลื่อนเตียงในแนวแกนได้น้อยกว่า 1 มิลลิเมตร และในแนวการหมุนน้อยกว่า 1 องศา[8] ภาพพื้นผิวหนังผู้ป่วยอ้างอิงได้จากข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ส่งออกมาจากเครื่องวางแผนการรักษาเข้ามายังระบบซอฟแวร์ AlignRT หรืออาจได้มาจากการเก็บข้อมูลภาพพื้นผิวหนังผู้ป่วยในตำแหน่งที่ถูกต้องของวันนั้นเลยก็ได้ ระบบ AlignRT สามารถส่งข้อมูลความแตกต่างของข้อมูลระหว่างภาพพื้นผิวทั้งสองไปยังระบบควบคุมการเคลื่อนที่เตียงฉายรังสีเพื่อเลื่อนเตียงไปในตำแหน่งที่ถูกต้องจากห้องควบคุมได้อย่างอัตโนมัติ นอกจากนี้ในระหว่างการฉายรังสีระบบสามารถหยุดให้ลำรังสีได้ทันทีหากผู้ป่วยมีการขยับตัวและตำแหน่งของผู้ป่วยคลาดเคลื่อนเกินขอบเขตที่กำหนดไว้ คือระยะเลื่อนในแนวแกนมากกว่า 3 มิลลิเมตรหรือแนวการหมุนมากกว่า 3 องศา โดยขอบเขตนี้สามารถปรับได้ตามความเหมาะสมของแต่ละหน่วยงาน

การเพิ่มจำนวนกล้องภายในห้องฉายรังสีสามารถเพิ่มขอบเขตการมองเห็นของภาพ (field of views, FOV) จำนวนกล้องที่ติดภายในห้องฉายรังสีเพิ่มขึ้นจะช่วยลดปัญหาของข้อมูลภาพขาดหายเนื่องจากถูกหัวเครื่องฉายรังสี ระบบภาพนำวิถี หรือตัวผู้ป่วย บดบังสัญญาณข้อมูล โดยทั่วไปห้องฉายรังสีควรมีระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยเพื่อจับสัญญาณภาพอย่างน้อย 3 ตัว คือ บริเวณด้านปลายเท้า ข้างซ้าย และขวา ของผู้ป่วย เพื่อจะสามารถเก็บข้อมูลผิวหนังผู้ป่วยได้ครบทุกมุมการหมุน ณ ตำแหน่งของจุดหมุนในการรักษา อีกทั้งช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการตรวจจับภาพพื้นผิวหนังที่ไม่สม่ำเสมอ (irregular surface) จึงเพิ่มความถูกต้องในการ registration ได้ นอกจากนี้อาจมีการประยุกต์ใช้ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยเป็นทางเลือกเสริมเพื่อจับจังหวะการหายใจผู้ป่วยตั้งแต่กระบวนการจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ก็เป็นได้

2. ประสบการณ์การประยุกต์กล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยในการจัดท่าผู้ป่วย

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ได้นำเทคโนโลยีกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยมาประยุกต์ใช้ในการจัดท่าผู้ป่วยแทนการขีดเส้นบนตัวผู้ป่วยอย่างจริงจังเมื่อปี พ.ศ. 2568 เนื่องจากระบบซอฟแวร์ของ AlignRT มีการพัฒนาขึ้นมาก โดยนักรังสีการแพทย์สามารถมองเห็นขอบเขตของผิวหนังผู้ป่วยจากภาพอ้างอิงที่ซ้อนทับกับขอบเขตผิวหนังผู้ป่วยจริงผ่านกล้องวิดีโอแบบเรียลไทม์ พร้อมค่าแสดงความคลาดเคลื่อนทั้งในแนวแกนการเลื่อนเตียงและการหมุนเป็นแถบสีที่ชัดเจนคือแถบสีแดงเมื่อการจัดตำแหน่งของผู้ป่วยมีความคลาดเคลื่อนเกินเกณฑ์ยอมรับคือ 3 มิลลิเมตรหรือ 3 องศา เพิ่มความสะดวกสบายและลดความกังวลแก่ผู้ป่วย ในขณะที่ภาระงานในการเติมเส้นหมึกบนตัวผู้ป่วยลดลง ตัวอย่างจอแสดงผลการจัดท่าผู้ป่วยด้วยระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย แสดงดัง**ภาพที่ 1**

การฉายรังสีบริเวณเต้านมถือว่าเป็นกลุ่มผู้ป่วยหลักที่ได้ประยุกต์ใช้กล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยในการจัดตำแหน่งแทนการใช้เส้นขีดบนตัวผู้ป่วยร่วมกับระบบเลเซอร์ จึงสามารถตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี และระหว่างการฉายรังสีได้ด้วย เช่น เทคนิคการหายใจเข้าลึกสุดและกลั้นใจนิ่ง[9] วิธีนี้จึงเหมาะกับบริเวณรอยโรคที่อยู่ใกล้ผิวเนื่องจากตำแหน่งของรอยโรคเคลื่อนที่สัมพันธ์กับพื้นผิวหนังผู้ป่วย โดยมีการศึกษายืนยันว่าการจัดตำแหน่งด้วยระบบกล้องจับพื้นผิวหนัง



ภาพที่ 1 a) ขอบเขตของผิวหนังผู้ป่วยจากภาพอ้างอิง (เส้นสีชมพู) ซ้อนทับกับขอบเขตผิวหนังผู้ป่วยจริง และ b)กราฟแสดงความคลาดเคลื่อนในการจัดตำแหน่งผู้ป่วย แถบสีแดงหมายถึงความคลาดเคลื่อนเกินเกณฑ์ที่ยอมรับได้

ผู้ป่วยให้ความถูกต้องไม่ต่างจากการจัดด้วยเส้นและระบบเลเซอร์อย่างมีนัยสำคัญ อีกทั้งลดระยะเวลาของกระบวนการฉายรังสีลงร้อยละ 27[5] รวมถึงสามารถลดจำนวนครั้งของการสร้างภาพด้วยระบบภาพนำวิถีได้[10]

นอกจากนั้นการฉายรังสีส่วนต่างๆของร่างกายได้แก่ ช่องอก ช้องท้อง อุ้งเชิงกราน กระดูกระยางค์ หรือส่วนอื่นๆ ก็สามารถประยุกต์ใช้กล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยในการจัดตำแหน่งแทนการใช้เส้นขีดบนตัวผู้ป่วยร่วมกับระบบเลเซอร์ได้เช่นเดียวกัน โดยการกำหนดขอบเขตที่สนใจ (region of interest, ROI) เพื่อใช้ในการ registration ระหว่างภาพพื้นผิวหนังอ้างอิงและภาพพื้นผิวหนังจริงก็จะแตกต่างกันไป ตัวอย่างการกำหนด ROI ของแต่ละส่วนของร่างกาย แสดงดัง**ตารางที่** 1 และ **ภาพที่** 2

3. ข้อจำกัดของการใช้กล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย AlignRT ในการจัดท่าผู้ป่วย

เนื่องจากเป็นการจับสัญญาณภาพพื้นผิวหนังผู้ป่วยโดยเฉพาะ ดังนั้นความสัมพันธ์ของภาพพื้นผิวกับรอยโรคที่อยู่ลึกใต้ผิวยังคงต้องทำการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสีด้วยการสร้างภาพทางรังสีทั้งแบบ 2 มิติ และ 3 มิติ แต่อาจจะลดจำนวนครั้งของการสร้างภาพทางรังสีในแต่ละครั้งการฉายรังสีลงหรือลดความถี่ในตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสีด้วยการสร้างภาพทางรังสีให้อยู่ในดุลยพินิจของแต่ละหน่วยงาน[10] ซึ่งจำเป็นต้องตรวจสอบให้มั่นใจก่อน

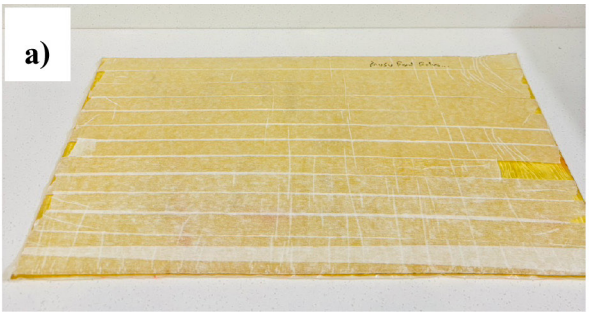
ในกรณีที่ต้องวาง bolus สำหรับการฉายรังสี เนื่องจาก bolus ให้สัญญาณภาพพื้นผิวสะท้อนต่ำ ทำให้การจับสัญญาณภาพไม่เพียงพอในการใช้เพื่อประเมินตำแหน่งในการรักษา ดังนั้นอาจต้องวางกระดาษสีพื้นที่ไม่มีความมันวางบนผิว bolus หรือใช้กระดาษกาวพื้นสีขาวติดลงบนแผ่น bolus เพื่อเพิ่มความไวในการจับสัญญาณภาพพื้นผิวได้มากขึ้นได้ การจัดท่าผู้ป่วยร่วมกับการใช้ bolus แสดงดัง**ภาพที่** 3

ตารางที่ 1 การกำหนดขอบเขตที่สนใจในการประยุกต์ใช้กล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยแทนการใช้เส้นขีดบนตัวผู้ป่วยร่วมกับระบบเลเซอร์

บริเวณฉายรังสี	ข้อสังเกต
เต้านม	- เต้านมข้างที่ฉายรังสีโดยไม่รวมแขน รักแร้ และช่องท้อง - ใต้ราวนมด้านตรงข้ามเพื่อลดผลกระทบของกล้องถูกแกนทรีบดบัง
ช่องอก	- sternum และหัวกระดูกไหปลาร้า - แถบด้านล่างใต้ราวนมทั้งสองข้าง
ช่องท้อง	- sternum - แถบด้านล่างใต้ราวนมทั้งสองข้างหรือส่วนที่คงที่ เช่น กระดูกซี่โครง
อุ้งเชิงกราน	- กระดูกสะโพกทั้งด้านหน้าและด้านข้าง - ไม่รวมช่องท้องเนื่องจากพื้นผิวไม่คงที่



ภาพที่ 2 ตัวอย่างการกำหนดขอบเขตที่สนใจบริเวณต่างๆของร่างกายได้แก่ a) เต้านม, b) ช่องอก, c) ช่องท้อง และ d) อุ้งเชิงกราน





ภาพที่ 3 a) การใช้เทปกาวแปะบนผิว bolus และ b) วางกระดาษทิชชู่บนผิว bolus เพื่อเพิ่มความไวในการจับสัญญาณภาพพื้นผิวมากขึ้น

4. การประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย

ระบบการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยเป็นกระบวนการที่ความสำคัญมากในการฉายรังสี ซึ่งการฉายรังสีผิดตำแหน่งนั้นอาจก่อให้เกิดอันตรายหรือสร้างความเสียหายต่อผู้ป่วยได้มากกว่าการให้ปริมาณรังสีผิด[6] ดังนั้นจึงจำเป็นต้องมีการทำการประกันคุณภาพระบบการตรวจสอบตำแหน่งของระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยเช่นเดียวกับการประกันคุณภาพด้านปริมาณรังสีอย่างมีแบบแผนเช่นกัน โดยการประกันคุณภาพนั้นตรวจสอบเกี่ยวกับความปลอดภัย ความถูกต้องและแม่นยำ ความเร็วในการตรวจจับสัญญาณ (sensitivity) ความน่าเชื่อถือในการใช้จัดท่าผู้ป่วยตามรายงาน AAPM TG-147[7] และ AAPM TG-302[11] ได้แบ่งการประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยออกเป็น 3 ระดับ ได้แก่ แบบประจำวัน ประจำเดือน และประจำปี

4.1 การประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยแบบประจำวัน

ผู้ที่มีหน้าที่รับผิดชอบในการทำการประกันคุณภาพส่วนนี้ได้แก่ นักรังสีการแพทย์ที่ผ่านการฝึกอบรมหรือตัวแทนนักรังสีการแพทย์ที่ได้รับการมอบหมายให้รับผิดชอบในการประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยแบบประจำวัน อย่างไรก็ตามนักฟิสิกส์การแพทย์เป็นผู้ตรวจสอบผลการประกันคุณภาพในแต่ละวัน หากผลการประกันคุณภาพในหัวข้อใดข้อหนึ่งไม่ผ่านเกณฑ์ที่กำหนด นักฟิสิกส์การแพทย์ต้องหาแนวทางในการแก้ไขก่อนการใช้งานทางคลินิกต่อไป หัวข้อในการประกันคุณภาพแบบประจำวันได้แก่

- ระบบความปลอดภัย (safety) เป็นการตรวจดูระบบกล้องจับสัญญาณว่ายังคงฝังแน่นติดบนฝ้าเพดานหรือผนังห้องด้วยตาเปล่า และทำการตรวจสอบขอบเขตการมองเห็นของกล้องตรวจจับสัญญาณให้มั่นใจว่าไม่มีสิ่งใดเข้ามาบดบัง หรือขัดขวางการรับสัญญาณข้อมูลในระหว่างการใช้งาน

- การระบุตำแหน่งแบบคงที่ (static localization) เป็นการตรวจสอบความสอดคล้องกันของจุดหมุนของระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยกับระบบจุดหมุนเครื่องฉายรังสี (treatment machine isocenter) ซึ่งจำเป็นต้องทำการตรวจสอบในวันที่มีการใช้งานของระบบหรือในช่วง warm-up เครื่องฉายรังสีประจำวัน สามารถทำได้โดยจัดหุ่นจำลอง (phantom) ด้วยระบบเลเซอร์ของเครื่องฉายรังสีให้อยู่ในตำแหน่งจุดหมุนของ

เครื่องฉายรังสี เปรียบเทียบกับค่าการระบุตำแหน่งจากระบบซอฟต์แวร์ของระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย โดยกำหนดให้การระบุตำแหน่งยอมรับได้ไม่เกิน ±2 มิลลิเมตร ถ้าหากระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยนี้ประยุกต์ใช้งานทางคลินิกเพื่อตรวจจับการเคลื่อนไหวของอวัยวะผู้ป่วยร่วมด้วย จำเป็นต้องตรวจสอบความสามารถในการตรวจจับการเคลื่อนไหวผู้ป่วยโดยการเลื่อนตำแหน่งหุ่นจำลองไปในตำแหน่งที่ทราบระยะแน่นอน เช่น 5 เซนติเมตร แล้วตรวจสอบว่าระบบสามารถรายงานตำแหน่งสอดคล้องกับระยะที่เลื่อนได้ กำหนดให้การระบุตำแหน่งยอมรับได้ไม่เกิน ±2 มิลลิเมตร เช่นเดียวกับการระบุตำแหน่ง ณ จุดหมุน

- เอกสาร ควรจดบันทึกข้อมูลผลการประกันคุณภาพแบบประจำวันและให้ผู้ปฏิบัติงานลงนาม และเก็บข้อมูลเป็นแฟ้มเอกสารแบบอิเล็กทรอนิกส์อยู่กับเครื่อง หรือจัดทำระบบที่สามารถจดบันทึกการทำกิจกรรม (log activity) ที่ชัดเจน

4.2 ประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยแบบประจำเดือน

- ระบบความปลอดภัย ในกรณีที่มีการใช้กล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยเพื่อติดตามการเคลื่อนไหวของอวัยวะผู้ป่วย จำเป็นต้องตรวจสอบการเชื่อมต่อระหว่างการหยุดให้รังสีของเครื่องฉายรังสีกับระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย เพื่อตรวจสอบระบบควบคุมการให้รังสีเมื่อตำแหน่งผู้ป่วยคลาดเคลื่อนออกนอกเกณฑ์กำหนด สามารถทำได้โดยใช้หุ่นจำลองที่สามารถเคลื่อนที่ได้ (motion phantom) หรือควบคุมด้วยระบบเตียงที่สามารถเคลื่อนที่ได้จากห้องควบคุม กำหนดให้มีการเคลื่อนที่ของหุ่นจำลองออกนอกขอบเขตที่กำหนด 1-5 เซนติเมตร[7] เพื่อดูว่าเครื่องฉายรังสียังสามารถหยุดให้รังสีได้แบบอัตโนมัติ

- การระบุตำแหน่งแบบคงที่ ก่อนตรวจสอบความถูกต้องในการระบุตำแหน่งของระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย จำเป็นจะต้องตรวจสอบความถูกต้องของระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีตามรายงาน AAPM TG-40[12] และ AAPM TG-142[13] รวมถึงระบบเลเซอร์และระบบกลไกอื่นๆของเครื่องฉายรังสีที่เกี่ยวข้องก่อน เพื่อใช้เป็นตัวอ้างอิงระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย โดยทำการจัดตำแหน่งหุ่นจำลอง (ที่มีวัตถุขนาดเล็กฝังอยู่) เช่นเดียวกับประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยแบบประจำวัน แต่ต้องทำการถ่ายภาพทางรังสีได้แก่ ฟิล์ม หรือ electronic portal imaging device (EPID) ประกอบ เพื่อดูตำแหน่งของวัตถุในหุ่นจำลองเทียบกับจุดหมุนของลำรังสีรังสี โดยรวมแล้วการตรวจสอบความถูกต้องในการระบุตำแหน่งนี้สามารถครอบคลุมทั้งหมดด้วย end-to-end target test คือเริ่มตั้งแต่ตัดภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หุ่นจำลองที่มีวัตถุขนาดเล็กฝังอยู่ ส่งข้อมูลภาพเข้าสู่คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา โดยกำหนดจุดหมุนอยู่ที่ตำแหน่งของวัตถุในหุ่นจำลอง จากนั้นส่งข้อมูลแผนการรักษาไปยังเครื่องฉายรังสี ทำการจัดตำแหน่งหุ่นจำลองด้วยระบบกล้องจับภาพพื้นผิว เลื่อนเตียงให้สัมพันธ์กับตำแหน่งจุดหมุน สุดท้ายคือทำการเช็คความถูกต้องของจุดหมุนด้วยการถ่ายภาพทางรังสี กำหนดให้การระบุตำแหน่งยอมรับได้ไม่เกิน ±2 มิลลิเมตร สำหรับการฉายรังสีด้วยปริมาณรังสีตามปกติ (standard dose fractionations) และไม่เกิน ±1 มิลลิเมตร สำหรับการฉายรังสีด้วยเทคนิครังสีศัลยกรรมร่วมพิกัด (stereotactic Radiosurgery: SRS) รังสีร่วมพิกัด (stereotactic radiation therapy, SRT) หรือรังสีร่วมพิกัดบริเวณลำตัว (stereotactic body radiation therapy, SBRT)

- การระบุตำแหน่งแบบเคลื่อนที่ (dynamic localization accuracy) ทำการเลื่อนตำแหน่งเตียงด้วยระบบอัตโนมัติหรือระบบกลไกไปในระยะที่ทราบค่า เปรียบเทียบกับค่าที่ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังรายงานผล

4.3 ประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยแบบประจำปี

เป็นการตรวจสอบระบบเพิ่มเติมจากประกันคุณภาพแบบประจำวันและประจำเดือน โดยอยู่ภายใต้การดูแลของนักฟิสิกส์การแพทย์ที่ผ่านการฝึกอบรม

- ระบบความปลอดภัย ทำการตรวจสอบระบบจ่ายไฟสำรอง (backup power) หรือการทำงานของแบตเตอรี่ รวมถึงปุ่มฉุกเฉินทั้งหมดของระบบ จำเป็นต้องตรวจสอบปีละครั้ง

- ความเสถียรของระบบ (system integrity) หากกล้องจับสัญญาณมีการปรับ เช่น ขยายภาพ ปรับความคมชัดของภาพหรืออื่นๆ จะต้องสำรวจดูระบบกล้องว่ายังคงมีความเสถียรเช่นเดิมเหมือนวันที่ทำ commissioning แต่ถ้าหากกล้องถูกติดตั้งในตำแหน่งที่มีการรบกวนของสัญญาณมากจากการเคลื่อนไหวหรือมีการเปิด-ปิด ระบบกล้องเป็นประจำ ก็ต้องทำการตรวจสอบด้วยความถี่มากขึ้นได้

- ความคงที่ของกล้องจับสัญญาณ (camera stability) ความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งกล้อง (camera drift) สามารถทำได้เช่นเดียวกับในกระบวนการ commissioning คือการวางวัตถุในขอบเขตการมองเห็นของกล้อง ปิดและเปิดระบบกล้องทันทีแล้วทำการจับสัญญาณข้อมูลภาพที่เวลาต่างๆกัน โดยรายงาน AAPM TG-147[7] แสดงให้เห็นว่าระบบกล้องอินฟราเรดนั้นมีความคลาดเคลื่อนในการจับสัญญาณมากกว่า 4 มิลลิเมตร ในช่วงเวลา 80 นาทีแรกของการเปิดกล้องใช้งาน ซึ่งจะส่งผลต่อความถูกต้องระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยหากทำการสอบเทียบความถูกต้องของตำแหน่งในช่วงที่กล้องกำลัง warm-up ส่วนความแม่นยำในการจับสัญญาณเป็นการอ่านค่าตำแหน่งของวัตถุที่ตำแหน่งเดิมซ้ำๆกันที่ระยะห่างเวลาเท่ากันภายหลังที่กล้องเปิดใช้งานและมีเสถียรภาพแล้ว โดยระยะเวลาขึ้นอยู่กับชนิดของกล้องแต่ควรตรวจสอบที่ตำแหน่งต่างๆก่อนการใช้งานทางคลินิก

- ความถูกต้องของตำแหน่ง (positioning accuracy) เพื่อทดสอบความถูกต้องของระบบการจัดตำแหน่งผู้ป่วยด้วยระบบอัตโนมัติ (autocorrect) โดยตรวจสอบตำแหน่งหุ่นจำลองที่เลื่อนไปในระยะที่ทราบค่าชัดเจน เปรียบเทียบกับค่ากับระบบกล้องจับผิวหนังผู้ป่วยตรวจจับได้ ทั้งในแนวแกนเลื่อนและแนวการหมุน

- ประเมินความสามารถในการจับจังหวะ (evaluating of gating or tracking capabilities) ทำการเลื่อนหุ่นจำลองที่สามารถเคลื่อนไหวไปในระยะที่กำหนด เพื่อประเมินการทำงานระบบเครื่องฉายรังสีสามารถหยุดให้รังสีทันทีเมื่อสัญญาณภาพพื้นผิวที่ได้อยู่นอกขอบเขตที่กำหนด

- การส่งสัญญาณ (data transfer) ตรวจสอบการเชื่อมต่อระหว่างระบบเครื่องวางแผนการรักษา รวมถึงระบบบันทึกและตรวจสอบ (record and verify) ซึ่งควรเป็นข้อมูลผู้ป่วยชุดทดสอบเพื่อใช้ในการประกันคุณภาพทุกปี โดยกำหนดให้มีอย่างน้อย 2 ชุด เช่น ทิศทางหัวเข้านอนหงาย (head first supine) และ ทิศทางหัวเข้าแบบนอนคว่ำ (head first prone) เป็นต้น

5. ข้อควรคำนึงเกี่ยวกับการประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย[11]

5.1 ภาพพื้นผิวอ้างอิง (reference surface selection)

ภาพพื้นผิวอ้างอิงสามารถได้มาจากข้อมูล DICOM ของภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จากเครื่องวางแผนการรักษาซึ่งได้มาจากกระบวนการจำลองการรักษา หรือได้มาจากการเก็บข้อมูลภาพพื้นผิวอ้างอิงจากระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย นักฟิสิกส์การแพทย์ผู้ผ่านการฝึกอบรมมีหน้าที่ประเมินผลกระทบของชนิดของภาพพื้นผิวอ้างอิงที่มีต่อ ระยะเวลาหน่วง (latency time) ตำแหน่งความถูกต้อง รวมถึง end-to-end test

ตารางที่ 2 สรุปการประกันคุณภาพสำหรับระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยและเกณฑ์ยอมรับ

	การตรวจสอบ	วิธีการ	เกณฑ์ยอมรับ
การประกันคุณภาพประจำวัน	ระบบความปลอดภัย	• ตรวจสอบตำแหน่งและการยึดกล้องฝังแน่นกับเพดาน • ไม่มีอุปกรณ์ในเข้ามาบดบังขอบเขตการมองเห็นของกล้องจับสัญญาณ	ผ่าน
	การระบุตำแหน่งแบบคงที่	• วางหุ่นจำลองที่ตำแหน่งจุดหมุน และตรวจสอบการตรวจจับการเคลื่อนที่ของหุ่นจำลองจากตำแหน่งจุดหมุน	± 2 มิลลิเมตร
ประจำเดือน (ทำเพิ่มขึ้นจากแบบประจำวัน)	ระบบความปลอดภัย	• ตรวจสอบการเชื่อมต่อระหว่างการหยุดให้รังสีกับระบบการจับจังหวะการหายใจด้วยกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย • ตรวจสอบการเชื่อมต่อกับระบบการเคลื่อนที่ของเตียง	ผ่าน
	การระบุตำแหน่งแบบคงที่	• เพื่อดูตำแหน่งของวัตถุในหุ่นจำลองเพื่อประกอบการแปลผลของระยะหุ่นจำลองที่เคลื่อนที่ไป	± 2 มิลลิเมตร (± 1 มิลลิเมตร สำหรับ SRS/SBRT)
	การระบุตำแหน่งแบบเคลื่อนที่	• ทำการเลื่อนตำแหน่งเตียงด้วยระบบอัตโนมัติหรือด้วยระบบกลไกไปในระยะที่ทราบค่า เปรียบเทียบกับที่ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังรายงานผล	± 2 มิลลิเมตร หรือน้อยกว่าตามเกณฑ์ที่บริษัทยอมรับ
ประจำปี (ทำเพิ่มขึ้นจากแบบประจำเดือน)	ระบบความปลอดภัย	• ทดสอบการทำงานของปุ่มหยุดการทำงานแบบฉุกเฉิน (emergency-off switches) • ทดสอบการทำงานของระบบสำรองไฟ • ตรวจสอบตำแหน่งและการยึดกล้องฝังแน่นกับเพดาน	ผ่าน
	ความเที่ยงตรงของระบบ	• ตรวจสอบการตั้งค่าของระบบกล้อง (ถ้าทำได้)	ไม่มีการเปลี่ยนแปลงจากเดิม

	การตรวจสอบ	วิธีการ	เกณฑ์ยอมรับ
ประจำปี (ทำเพิ่มขึ้นจากแบบประจำเดือน)	เสถียรภาพของระบบกล้อง	• การเปลี่ยนแปลงของค่าระยะที่อ่านได้ในเวลามากกว่า 1 ชั่วโมง (drift measurement) • ความแม่นยำของการทำซ้ำ	• น้อยกว่า 2 มิลลิเมตร (ในเวลามากกว่า 1 ชั่วโมง) • น้อยกว่า 1 มิลลิเมตร
	การระบุตำแหน่งแบบคงที่ (extensive)	• end-to-end tests (ตั้งแต่การเก็บข้อมูลจนกระทั่งการระบุตำแหน่ง)	± 2 มิลลิเมตร ณ จุดหมุน (± 1 มิลลิเมตร สำหรับ SRS/SBRT)
		• ตรวจสอบการเลื่อนตำแหน่งในแนวแกนและการหมุน ในระยะที่ใช้งานทางคลินิก	± 2 มิลลิเมตร ณ จุดหมุน
	Dynamic (gating system)	• ใช้หุ่นจำลองที่เคลื่อนไหวได้เพื่อตรวจสอบระบบการจับจังหวะ และทำการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสี	น้อยกว่า 2%
	การส่งข้อมูล	• ตรวจสอบการส่งต่อข้อมูลในทุกระบบที่เกี่ยวข้อง	ทำงานได้

ณ ตอนทำ commissioning รวมถึงขณะที่มีการอัพเกรดซอฟต์แวร์หรือฮาร์ดแวร์

ปัจจัยที่ส่งผลต่อความถูกต้องในการใช้ภาพพื้นผิวอ้างอิงผู้ป่วยจากข้อมูล DICOM ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ส่งผ่านมาทางระบบเครื่องวางแผนการรักษา[14] ได้แก่

- ขนาดของ CT voxel และความถูกต้องในการส่งข้อมูลของระบบจุดหมุน (coordinate system) ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับการจำลองการรักษาและระบบจุดหมุนของระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย[15]

- ความเร็วในการเก็บข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์และจังหวะในการหายใจ

- การระบุค่า Hounsfield units (HU) threshold ในการหาพื้นผิวหนังผู้ป่วยแบบอัตโนมัติจากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ สามารถตรวจสอบโดยกำหนด HU threshold ที่แตกต่างกันเพื่อสร้างภาพพื้นผิว DICOM ของหุ่นจำลองที่แตกต่างกัน เปรียบเทียบกับภาพพื้นผิวที่ได้จากระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย ค่า HU ที่แสดงค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดเป็นค่าที่เหมาะสมในการใช้สร้างภาพพื้นผิว DICOM

ดังนั้นเก็บข้อมูลภาพพื้นผิวอ้างอิงจากระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยดูเหมือนจะให้ภาพพื้นผิวอ้างอิงที่ถูกต้องกว่าทั้งในเรื่องข้อมูลโครงสร้าง ความละเอียดของข้อมูลภาพที่สอดคล้องกันกับข้อมูลผู้ป่วยจริง[16] ทั้งนี้ทั้งนั้นการประยุกต์ใช้งานทางคลินิกจากระบบ DICOM หรือการสร้างภาพพื้นผิวผู้ป่วยด้วยกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย สามารถตรวจสอบด้วยการทำ

end-to-end test โดยเกณฑ์ยอมรับความแตกต่างของภาพพื้นผิวจากระบบ DICOM เปรียบเทียบกับการสร้างภาพพื้นผิวผู้ป่วยด้วยกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยไม่ควรต่างกันเกิน 1 มิลลิเมตร[11]

5.2 การเลือกบริเวณที่สนใจ (region-of-interest selection)

บริเวณที่สนใจในการทำ QA ควรสัมพันธ์กับงานทางคลินิก เช่น ขนาด รูปร่าง ตำแหน่ง ซึ่งมีผลต่อการจับสัญญาณภาพพื้นผิว กล่าวคือหุ่นจำลองที่ใช้ในการทำการประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยควรมีลักษณะพื้นผิวใกล้เคียงกับงานทางคลินิกด้วย ขนาดและรูปร่างของ ROI ที่เหมาะสมจะทำการประเมินมาตั้งแต่กระบวนการ commissioning เพื่อดูผลกระทบของ ROI ที่มีต่อระยะเวลาหน่วง ความถูกต้องของตำแหน่ง และ end-to-end workflow เนื่องจาก ROI ส่งผลต่อความถูกต้องในการจับสัญญาณของกล้องจับพื้นผิว นักฟิสิกส์การแพทย์เป็นผู้รับผิดชอบในการทำประกันคุณภาพเกี่ยวกับ ROI ทุก ๆ ปี โดยข้อดีและข้อเสียในการเลือกพื้นผิวอ้างอิงและขนาด ROI แสดงดัง**ตารางที่ 3**

6. ประสบการณ์การประกันคุณภาพ

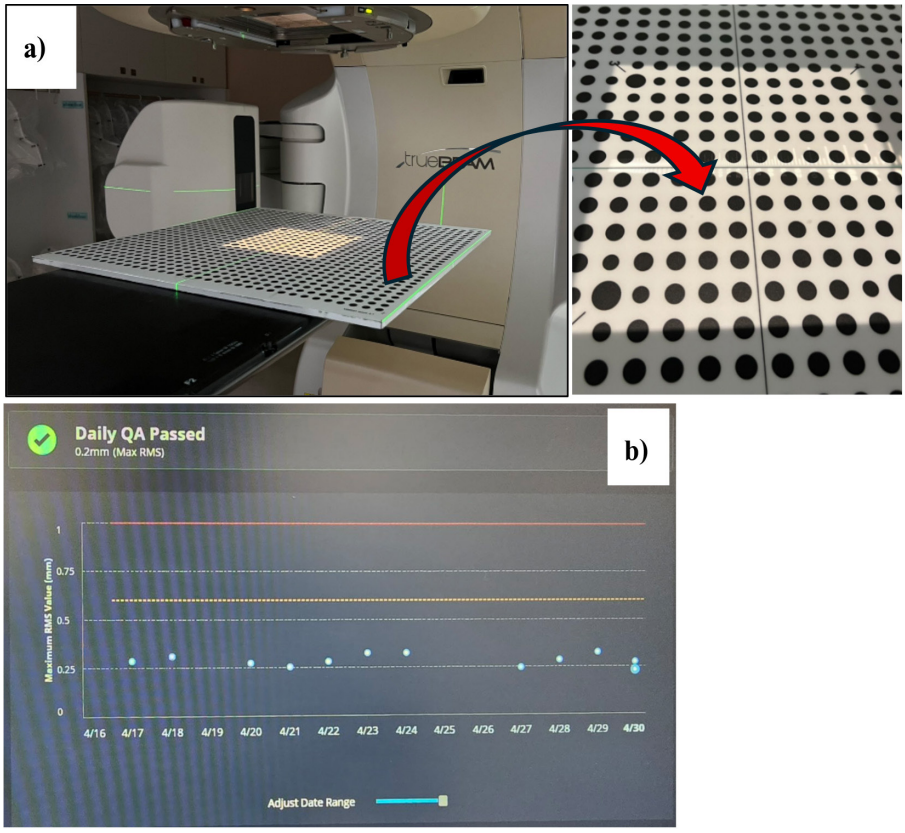
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ได้มีการติดตั้งระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย ยี่ห้อ AlignRT เข้ากับเครื่องฉายรังสี ยี่ห้อ Varian รุ่น TruBeam ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2557 โดยได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับปัจจัยที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพในการจับสัญญาณภาพพื้นผิวมาก่อนหน้านี้[17] นอกจากการทำประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิวตามที่กล่าวมาข้างต้นแล้ว ระบบ AlignRT จะบังคับให้ทำการประกันคุณภาพของระบบกล้องจับพื้นผิวซึ่งประกอบด้วย calibration plate เพื่อใช้ในการทำประกันคุณภาพแบบประจำวัน โดยกำหนดระยะเวลาการทำซ้ำทุก 24 ชั่วโมง โดยมีวัตถุประสงค์ในการสอบเทียบสามารถสอบเทียบทั้งแบบ extrinsic และ intrinsic โดยใช้ระบบจุดหมุนของเครื่องฉายรังสีเป็นจุดอ้างอิงในการคำนวณความคลาดเคลื่อนตำแหน่งผู้ป่วย

- Intrinsic calibration เป็นการตรวจสอบการทำงานภายในของระบบกล้องจับสัญญาณ เช่น ความยาวโฟกัสของเลนส์และการแก้ไขความบิดเบี้ยวแบบรัศมี (radial distortion)
- Extrinsic calibration เป็นการตรวจสอบเทียบกับพารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับองค์ประกอบภายนอก เช่น จุดหมุนของเครื่องฉายรังสี

โดยตำแหน่งและทิศทาง (orientation) ของกล้องแต่ละตัวจะถูกคำนวณโดยอ้างอิงกับจุดศูนย์กลางและทิศทางการวางของแผ่น calibration อย่างไรก็ตาม การทำประกันคุณภาพระบบกล้องจับพื้นผิว Align RT นี้เป็นเพียงการตรวจสอบเพื่อให้มั่นใจว่ากล้องแต่ละตัวอยู่ในตำแหน่งที่ถูกต้องและสัมพันธ์กัน โดยเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของระบบออกมาเป็นค่า RMS (root mean square) กับวันก่อนหน้า โดยค่าระดับการเตือน (warning threshold) และเกณฑ์ยอมรับคือ 0.6 มิลลิเมตร และ 1 มิลลิเมตร ตามลำดับ วิธีการคือจัดตำแหน่งให้แนวกึ่งกลาง calibration plate สอดคล้องกับระบบเลเซอร์และ cross wire ของเครื่องฉายรังสี จากนั้นซอฟต์แวร์จะทำการตรวจสอบหาค่าความคลาดเคลื่อนของระบบกล้องจับพื้นผิว เปรียบเทียบกับระบบจุดหมุนเครื่องฉายรังสี แสดงเป็นกราฟวิเคราะห์ผลค่า RMS ของแต่ละวันที่ทำการประกันคุณภาพ ตัวอย่างการจัดตำแหน่ง calibration plate และการแสดงผลค่า RMS แสดงดัง**ภาพที่ 4**

ตารางที่ 3 ข้อดี และข้อเสียในการเลือกพื้นผิวอ้างอิง และขนาดของบริเวณที่สนใจ[11]

		ข้อดี	ข้อเสีย
ชนิดของภาพพื้นผิวอ้างอิง	DICOM	• แทนตำแหน่งตามแผนการรักษาที่ได้จาก CT สามารถตรวจจับการเปลี่ยนแปลงจากแผนได้ (systematic and random error)	• การแปลงค่า HU เป็นภาพพื้นผิวอาจก่อให้เกิดความคลาดเคลื่อนเชิงระบบของภาพพื้นผิว • อาจมีภาพสิ่งแปลกปลอมจากวัตถุบนผิวผู้ป่วยขณะทำ CT simulation • คุณภาพของภาพพื้นผิวอาจลดลงจากการเคลื่อนไหวขณะหายใจ • ขอบเขตการมองเห็นจำกัดอยู่เฉพาะข้อมูลที่ได้จากภาพ CT
	กล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วย	• ขอบเขตการมองเห็นกว้าง • สามารถบันทึกตามช่วงการหายใจที่กำหนดไว้ได้	• ตำแหน่งอาจจะไม่ตรงกับ CT simulation อย่างสมบูรณ์ ทำให้เกิด systematic bias
ขนาดขอบเขตที่สนใจ	ขนาดใหญ่	• แสดงลักษณะการจัดท่าโดยรวมของผู้ป่วย • ครอบคลุมพื้นผิวโดยรวมเพียงพอในการ registration ภาพ • ไม่ไวต่อการถูกบดบังของกล้องจับสัญญาณภาพพื้นผิว	• อัตราการติดตามสัญญาณ (monitoring rate) ช้ากว่าขอบเขตสนใจขนาดเล็ก • ไม่ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของสรีระ
	ขนาดเล็ก	• มีแนวโน้มแทนพื้นที่บริเวณที่ทำการรักษา • อัตราการติดตามสัญญาณไวกว่าขอบเขตสนใจขนาดใหญ่ • ไวต่อการเปลี่ยนแปลงของสรีระ	• อาจครอบคลุมพื้นผิวไม่เพียงพอส่งผลให้ความถูกต้องในการ registration ภาพ • ไวต่อการถูกบดบังของกล้องจับสัญญาณภาพพื้นผิว



ภาพที่ 4 a) การจัดตำแหน่ง calibration plate และ b) ผลการวิเคราะห์ความคลาดเคลื่อน RMS ในแต่ละวัน

ข้อสรุป

ระบบกล้องจับพื้นผิวหนังผู้ป่วยนอกจากจะใช้ตรวจจับจังหวะการหายใจของผู้ป่วยระหว่างการฉายรังสีแล้ว ยังสามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการช่วยจัดท่าผู้ป่วยแทนการใช้เส้นขีดบนตัวผู้ป่วยร่วมกับระบบเลเซอร์เพื่อความถูกต้องในการฉายรังสีแก่ผู้ป่วย ดังนั้นผู้ใช้งานจำเป็นต้องทำการประกันคุณภาพของระบบกล้องให้อยู่ในมาตรฐานเพื่อจะสามารถใช้งานได้อย่างเต็มประสิทธิภาพ

เอกสารอ้างอิง

1. ทวีป แสงแห่งธรรม. ระบบภาพในงานรังสีรักษา. J Thai Assn of Radiat Oncol. 2016; 22:16-23.
2. ทวีป แสงแห่งธรรม. ระบบภาพในงานรังสีรักษา ใน: ศิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม, พันทิวา อุณห์ศิริ, บรรณาธิการ ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพมหานคร: อิมเมนซ เกรซ; 2563. หน้า 173-188.
3. Freislederer P, Batista V, Öllers M, Buschmann M, Steiner E, Kügele M, et al. ESTRO-ACROP guideline on surface guided radiation therapy. Radiother Oncol. 2022;173:188-96.
4. Asada H, Takahashi Y, Ono Y, Kishi N, Matsuo Y, Mizowaki T, et al. Emotional experiences of skin markings among patients undergoing radiotherapy and related factors: a questionnaire-based cross-sectional study. Patient Prefer Adherence. 2022:1359-69.
5. Oonsiri P, Oonsiri S, Kingkaew S, Vimolnoch M, Kumkhwao J, Duangsuphan P, et al. Patient and staff perspective toward marker-less patient setup accuracy in breast radiotherapy. J Appl Clin Med Phys. 2026;27:e70452.
6. Darréon J, Massabeau C, Geffroy C, Maroun P, Simon L. Surface-guided radiotherapy overview: technical aspects and clinical applications. Cancer Radiother. 2023;27:504-10.
7. Willoughby T, Lehmann J, Bencomo JA, Jani SK, Santanam L, Sethi A, et al. Quality assurance for nonradiographic radiotherapy localization and positioning systems: report of Task Group 147. Med Phys. 2012;39:1728-47.
8. Bert C, Metheany KG, Doppke K, Chen GT. A phantom evaluation of a stereo-vision surface imaging system for radiotherapy patient setup. Med Phys. 2005;32:2753-62.
9. Oonsiri P, Wisetrinthong M, Chitnok M, Saksornchai K, Suriyapee S. An effective patient training for deep inspiration breath hold technique of left-sided breast on computed tomography simulation procedure at King Chulalongkorn Memorial Hospital. Radiat Oncol J. 2019;37:201.
10. Sauer T-O, Ott OJ, Lahmer G, Fietkau R, Bert C. Prerequisites for the clinical implementation of a markerless SGRT-only workflow for the treatment of breast cancer patients. Strahlenther Onkol. 2023;199:22-9.
11. Al-Hallaq HA, Cerviño L, Gutierrez AN, Havnen-Smith A, Higgins SA, Kügele M, et al. AAPM task group report 302: surface-guided radiotherapy. Med Phys. 2022;49:e82-e112.

12. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM radiation therapy committee task group 40. Med Phys. 1994;21:581-618.
13. Hanley J, Dresser S, Simon W, Flynn R, Klein EE, Letourneau D, et al. AAPM Task Group 198 Report: An implementation guide for TG 142 quality assurance of medical accelerators. Med Phys. 2021;48:e830-e85.
14. Xiao A, Crosby J, Malin M, Kang H, Washington M, Hasan Y, et al. Single-institution report of setup margins of voluntary deep-inspiration breath-hold (DIBH) whole breast radiotherapy implemented with real-time surface imaging. J Appl Clin Med Phys.2018;19: 205-13.
15. Pallotta S, Simontacchi G, Marrazzo L, Ceroti M, Paiar F, Biti G, et al. Accuracy of a 3D laser/camera surface imaging system for setup verification of the pelvic and thoracic regions in radiotherapy treatments. Med Phys. 2013;40:011710.
16. Moser T, Habl G, Uhl M, Schubert K, Sroka-Perez G, Debus J, et al. Clinical evaluation of a laser surface scanning system in 120 patients for improving daily setup accuracy in fractionated radiation therapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2013;85:846-53.
17. เมทินี วิเศษรินทอง และ จารึก ก้านเพ็ชร. การศึกษาปัจจัยที่มีผลต่อระบบภาพพื้นผิวสามมิติแบบตรวจจับตลอดเวลาสำหรับจัดท่าผู้ป่วยฉายรังสี. J Thai Assn of Radiat Oncol. 2024;30:76-90.

ศึกษาเปรียบเทียบความแตกต่างค่าความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดระหว่างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในห้องฉายรังสีแบบสามมิติ (3D-CBCT) และสี่มิติ (4D-CBCT)

Comparison of lung tumor position for image guided radiotherapy between Three Dimensional Cone beam computed tomography and Four Dimensional Cone beam computed tomography

ศุภนิดา งามดี, จิราพร เสตกรณุกูล, อุตุมพร พ่วงรักษา, ชณิดา สถิตวัฒนวิโรจน์, ไพลิน พาพิโพธิ์, นัทวรรณ ม่วงไม้
สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้นิพนธ์ประสานงาน
นัทวรรณ ม่วงไม้
สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล
2 ถนนวังหลัง แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กรุงเทพ 10700
อีเมล: Nattawan.mua@mahidol.ac.th

Supanida Ngamdee, Jiraporn Settakornnukul, Utumporn Puangrangsa, Chanida Sathitwattanavirot, Pailin Phalipho , Nattawan Muangmai
Division of radiation oncology, Department of radiology, Faculty of medicine, Siriraj hospital, Mahidol university

Corresponding author
Nattawan Muangmai
Division of radiation oncology, Department of radiology, Faculty of medicine, Siriraj hospital, Mahidol university
2 Wang Lang Rd. Siriraj Bangkok Noi Bangkok 10700
E-mail: Nattawan.mua@mahidol.ac.th

Submitted: Oct 20, 2025
Revised: Jan 15, 2026
Accepted: Jan 23, 2026

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การรักษามะเร็งปอดด้วยเทคนิค Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT) ต้องอาศัยความแม่นยำสูงเนื่องจากก้อนมะเร็งปอดมีการเคลื่อนไหวตามการหายใจ การวางแผนการรักษาที่เหมาะสมด้วยการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ 4 มิติ (4D-CT) จึงถูกนำมาใช้ ทั้งนี้ในขั้นตอนการฉายรังสีจึงต้องมีระบบภาพนำวิถีเพื่อตรวจสอบตำแหน่งได้อย่างแม่นยำ ซึ่งการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสีด้วยระบบภาพนำวิถีมีทั้งชนิด 3 มิติ (3D-CBCT) และ 4 มิติ (4D-CBCT) ที่ยังมีข้อถกเถียงด้านความแม่นยำ การศึกษานี้จึงมุ่งเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของทั้งสองเทคนิคเมื่อเทียบกับภาพ Average intensity projection (AIP) จาก 4D-CT

วัตถุประสงค์: ศึกษาความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งก้อนมะเร็งปอดจากภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT เทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT และประเมินความเหมาะสมของการใช้ 3D-CBCT แทน 4D-CBCT

วัสดุและวิธีการ: เป็นการศึกษาแบบย้อนหลังในผู้ป่วยมะเร็งปอด 9 ราย ที่ได้รับการฉายรังสีเทคนิค SBRT และได้รับการตรวจสอบตำแหน่งก้อนมะเร็งปอดก่อนฉายรังสีในแต่ละ fraction ด้วยระบบภาพนำวิถีทั้งชนิด 3 มิติ (3D-CBCT) และ 4 มิติ (4D-CBCT) ตามลำดับ ด้วยเครื่อง Varian TrueBeam ระหว่างปี 2561–2564 ข้อมูลประกอบด้วยภาพ AIP จาก 4D-CT (9 ชุด) และภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT อย่างละ 61 ชุด เปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในแนวหน้า-หลัง ,หัว-เท้า และซ้าย-ขวา โดยใช้วิธี Auto-matching และสถิติ Paired T-test ($p < 0.05$)

ผลการศึกษา: ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเมื่อเทียบภาพ AIP จาก 4D-CT สำหรับ 3D-CBCT คือ แนวหน้าหลัง -0.31±1.75 มม., หัวเท้า -1.13±1.57 มม., ซ้ายขวา -0.33±0.69 มม. และสำหรับ 4D-CBCT คือ หน้าหลัง -0.28±1.92 มม., หัวเท้า -0.80±2.00 มม., ซ้ายขวา -0.31±0.67 มม. ค่าความแตกต่างเฉลี่ยระหว่างสองเทคนิคไม่แตกต่างกันที่ค่าทางสถิติ p value มากกว่า 0.05 โดยค่ามากที่สุดอยู่ในแนวหัว-เท้า เท่ากับ -0.34 มม.(p=0.26) แนวหน้าหลังและแนวซ้ายขวาเท่ากับ -0.03 (p=0.85) และ -0.02 มม.(p=0.82) ตามลำดับ และค่าที่ได้น้อยกว่า 5 มม. (PTV Margin)

ข้อสรุป: การตรวจสอบตำแหน่งด้วย 3D-CBCT และ 4D-CBCT ให้ความแม่นยำใกล้เคียงกันเมื่อเทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT โดยไม่มีความแตกต่างทางสถิติ ผลลัพธ์นี้ชี้ว่าหากสถาบันที่ยังไม่มีความพร้อมสำหรับ 4D-CBCT สามารถใช้ 3D-CBCT ทดแทนได้โดยยังคงรักษาความถูกต้องทางคลินิกสำหรับการฉายรังสี มะเร็งปอดด้วยเทคนิค SBRT

คำสำคัญ: ระบบภาพนำวิถีคอมพิวเตอร์สามมิติแบบลำรังสีทรงกรวย, ระบบภาพนำวิถีสามมิติ, ระบบภาพนำวิถีสี่มิติ, ระบบภาพนำวิถี

Abstract

Backgrounds: Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT) for lung cancer requires high precision because lung tumors move with respiration. Treatment planning using four-dimensional computed tomography (4D-CT) has therefore been employed. During treatment, image-guided radiation therapy (IGRT) is essential to verify tumor positioning. Both three-dimensional cone-beam CT (3D-CBCT) and four-dimensional cone-beam CT (4D-CBCT) are available, but their accuracy remains debatable. This study aims to compare matching error between these two techniques relative to average intensity projection (AIP) from 4D-CT.

Objectives: To evaluate the matching error of lung tumor positioning using 3D-CBCT and 4D-CBCT compared with 4D-CT. And to assess the feasibility of using 3D-CBCT as an alternative to 4D-CBCT.

Materials and Methods: This was a retrospective study of nine patients with lung cancer who underwent stereotactic body radiotherapy (SBRT). Tumor positioning was verified prior to each treatment fraction using image-guided radiotherapy with both three-dimensional cone-beam computed tomography (3D-CBCT) and four-dimensional cone-beam computed tomography (4D-CBCT), respectively, on a Varian TrueBeam system between 2018 and 2021. The data consisted of average intensity projection (AIP) images from 4D-CT (9 datasets) and a total of 61 sets each of 3D-CBCT and 4D-CBCT images. Matching error in the anterior–posterior(AP), superior–inferior(SI), and left–right(LR) directions were compared using an auto-matching method. Statistical analysis was performed using a paired t-test, with statistical significance defined as $p < 0.05$.

Results: Mean matching errors relative to AIP from 4D-CT : 3D-CBCT: AP -0.31 ± 1.75 mm, SI -1.13 ± 1.57 mm, LR -0.33 ± 0.69 mm ,4D-CBCT: AP -0.28 ± 1.92 mm, SI -0.80 ± 2.00 mm, LR -0.31 ± 0.67 mm The largest mean matching errors between the two techniques was in the SI direction -0.34 mm($p=0.26$), followed by AP -0.03 mm($p=0.85$) and LR -0.02 mm($p=0.82$). No statistically significant differences were found ($p> 0.05$), and all values were within the 5 mm planning target volume (PTV) margin.

Conclusion: Both 3D-CBCT and 4D-CBCT demonstrated comparable accuracy when referenced to AIP from 4D-CT, with no statistically significant differences. These findings suggest that in institutions without 4D-CBCT, 3D-CBCT can be used as a clinically acceptable alternative for lung SBRT positioning verification.

Keywords: Cone beam computed tomography, 3-dimensional Cone beam computed tomography, 4-dimensional Cone beam computed tomography, Image-Guided Radiation Therapy

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 32(1): R1 - R17

บทนำ

การรักษามะเร็งปอดด้วยรังสีรักษา โดยเฉพาะอย่างยิ่งเทคนิคการฉายรังสีแบบร่วมพิกัดบริเวณลำตัว Stereotactic Body Radiotherapy Technique (SBRT) ถือเป็นวิธีการที่มีประสิทธิภาพสูง เนื่องจากเป็นการให้ปริมาณรังสีที่สูงมากต่อการฉายในแต่ละครั้ง (fraction) ส่งผลให้สามารถลดจำนวนครั้งของการรักษาโดยรวมได้[1] อย่างไรก็ตาม ความแม่นยำสูงสุดในการฉายรังสีจึงเป็นสิ่งจำเป็นอย่างยิ่ง โดยเฉพาะในผู้ป่วยมะเร็งปอดที่ก้อนเนื้องอกมีการเคลื่อนไหวตลอดเวลาตามวัฏจักรการหายใจ ซึ่งก่อให้เกิดความท้าทายในการกำหนดเป้าหมายการฉายรังสีให้ถูกต้อง

เพื่อจัดการกับการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งปอดที่เกิดจากการหายใจ วิธีการที่นิยมใช้ในการวางแผนการรักษาคือการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสี่มิติ (4 dimensional computed tomography; 4D-CT) เป็นการสร้างภาพ 3 มิติร่วมกับสัญญาณการหายใจของผู้ป่วย ซึ่งข้อมูลจะถูกจัดเรียงและสร้างเป็นภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติทำให้สามารถประเมินการเคลื่อนไหวของก้อนเนื้องอกตลอดการหายใจได้อย่างครอบคลุม และนำข้อมูลนี้ไปใช้ในการกำหนดขอบเขตก้อนมะเร็งปอดที่เคลื่อนที่ Internal Target Volume (ITV) และขอบเขตเป้าหมายการฉายรังสี เช่น Planning Target Volume (PTV)ได้อย่างแม่นยำ[2]

ในระหว่างขั้นตอนการฉายรังสี SBRT ซึ่งต้องการความแม่นยำสูง การตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกครั้งด้วยระบบภาพนำวิถี Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) เป็นสิ่งจำเป็น ระบบภาพนำวิถีที่ใช้กันแพร่หลายคือระบบภาพนำวิถีคอมพิวเตอร์สามมิติแบบลำรังสีทรงกรวย Cone Beam Computed Tomography (CBCT) มี 2 รูปแบบ ได้แก่ ระบบภาพนำวิถีคอมพิวเตอร์ชนิด 3 มิติ (3 dimensional Cone Beam Computed Tomography; 3D-CBCT) และ 4 มิติ (4 dimensional Cone Beam Computed Tomography; 4D-CBCT) แม้ว่า 3D-CBCT จะสามารถสร้างภาพปริมาตรที่ใช้เปรียบเทียบกับภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับวางแผนการรักษาได้ใกล้เคียงกัน แต่ภาพ 3D-CBCT ก็มีข้อจำกัดด้าน motion artifact ซึ่งเกิดจากการเก็บภาพที่ไม่สัมพันธ์กับการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งปอดตามวัฏจักรการหายใจ ทำให้ภาพที่ได้ไม่ชัดเจน มีความเบลอ โดยเฉพาะบริเวณขอบที่เคลื่อนไหว ส่งผลให้การระบุตำแหน่งและขอบเขตของก้อนมะเร็งมีความคลาดเคลื่อน และอาจส่งผลต่อความแม่นยำของการส่งรังสี[3] ด้วยเหตุนี้ 4D-CBCT จึงได้รับการพัฒนาขึ้นเพื่อใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสีสำหรับอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวตามการหายใจ โดยสามารถเก็บภาพการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งที่สัมพันธ์กับการหายใจสามารถลดความเบลอของภาพทำให้ขอบเขตของก้อนชัดเจนยิ่งขึ้น[4,5] งานวิจัยหลายชิ้นได้ศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพของ 3D-CBCT และ 4D-CBCT ในการกำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอด Sweeney และคณะ[3] รวมถึง Tan และคณะ[6] ได้ศึกษาในระบบภาพ XVI™ (Version 4.5) ของเครื่องฉายรังสียี่ห้อ Elekta และสรุปผลการศึกษาที่สอดคล้องกันว่า 4D-CBCT มีแนวโน้มที่จะให้ความแม่นยำในการเปรียบเทียบกับ 4D-CT มากกว่า 3D-CBCT เนื่องจากสามารถจับการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งปอดตามวัฏจักรการหายใจได้ดีกว่า อย่างไรก็ตาม งานวิจัยของ Oechsner และคณะ[7] ที่ศึกษาการเปรียบเทียบ 3D-CBCT กับภาพ 4D-CT แบบ Average Intensity Projection (AIP) ด้วยวิธี automatic และ manual registration พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนมีค่าน้อยมาก โดยมีค่ามัธยฐานเพียง 1.1 มิลลิเมตร ซึ่งสนับสนุนหลักการที่ว่า 3D-CBCT มีความเหมาะสมสำหรับการใช้เปรียบเทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT ได้เป็นอย่างดี

จากข้อมูลที่กล่าวมาข้างต้น จะเห็นได้ว่ายังคงมีความเห็นที่หลากหลายเกี่ยวกับประสิทธิภาพที่แตกต่างกันระหว่าง 3D-CBCT และ 4D-CBCT ในการตรวจสอบตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอดโดยเฉพาะเมื่อเปรียบเทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT ซึ่งเป็นภาพที่ใช้ในการวางแผนการรักษา ดังนั้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาความแตกต่างของความคลาดเคลื่อนในการเปรียบเทียบภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT เทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT ที่ใช้ในการวางแผนการรักษา ในระบบภาพนำวิถีของเครื่องฉายรังสียี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam ซึ่งเป็นเครื่องฉายรังสีที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย และยังไม่พบงานศึกษาเปรียบเทียบภาพด้วยระบบภาพนำวิถีของเครื่องฉายยี่ห้อนี้ ซึ่งการวิเคราะห์ผลลัพธ์จากการศึกษานี้จะเป็นแนวทางสำคัญสำหรับบุคลากรทางการแพทย์ในการพิจารณาเลือกใช้ระบบภาพนำวิถีที่เหมาะสมที่สุดสำหรับการฉายรังสีด้วยเทคนิค SBRT ในผู้ป่วยมะเร็งปอด อันจะนำไปสู่การเพิ่มประสิทธิภาพและความแม่นยำในการรักษา และลดความเสี่ยงของการเกิดผลข้างเคียงต่ออวัยวะสำคัญโดยรอบ

วัสดุและวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการวิจัยเชิงพรรณนาแบบย้อนหลัง (retrospective descriptive study) เพื่อประเมินความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดจากการเปรียบเทียบภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT กับภาพ AIP จาก 4D-CT ในผู้ป่วยมะเร็งปอดที่ได้รับการฉายรังสีด้วยเทคนิค SBRT โดยมีการเก็บรวบรวมและวิเคราะห์ข้อมูลตามขั้นตอนดังต่อไปนี้

ชุดข้อมูลประชากร : ประชากรที่เข้าร่วมการศึกษาในงานวิจัยนี้คือ ผู้ป่วยมะเร็งปอดจำนวน 9 คนที่ได้รับการจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ (4D-CT simulation) และได้รับการรักษาด้วยการฉายรังสีเทคนิค SBRT จำนวน 5-10 fractions ด้วยเครื่องฉายรังสีรุ่น TrueBeam sTx (Varian, United States of America) ณ แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช หลังจากที่ได้มีการติดตั้งระบบภาพนำวิถีแบบสี่มิติกับเครื่องฉายรังสี ซึ่งเป็นผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีในระหว่างปี พ.ศ. 2561 – 2564 โดยข้อมูลภาพของผู้ป่วยที่นำมาใช้ในงานวิจัยต้องได้รับการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีในแต่ละ fraction ด้วยระบบภาพนำวิถีคอมพิวเตอร์สามมิติแบบลำรังสีทรงกรวยทั้ง 2 ชนิด ได้แก่ ชนิด 3 มิติ และ 4 มิติ ในการวิจัยครั้งนี้ ข้อมูลภาพถูกแบ่งออกเป็น 3 ชุด เพื่อวัตถุประสงค์ในการเปรียบเทียบดังนี้

ชุดที่ 1 : ชุดข้อมูลภาพ AIP จากเครื่องจำลองการรักษาด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ จำนวน 9 ชุดข้อมูลภาพ ซึ่งใช้เป็นภาพอ้างอิงหลัก (reference image) สำหรับการวางแผนการรักษาและการตรวจสอบตำแหน่งของก้อนมะเร็ง

ชุดที่ 2 : ชุดข้อมูลภาพจากระบบภาพนำวิถีคอมพิวเตอร์สามมิติแบบลำรังสีทรงกรวย ชนิด 3 มิติ จำนวน 61 ชุดข้อมูลภาพ ซึ่งเป็นภาพที่ได้จากการตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีในแต่ละวัน

ชุดที่ 3 : ชุดข้อมูลภาพ AIP จากระบบภาพนำวิถีคอมพิวเตอร์สามมิติแบบลำรังสีทรงกรวย ชนิด 4 มิติ (4D-CBCT) จำนวน 61 ชุดข้อมูลภาพ ซึ่งเป็นภาพที่ได้จากการตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีในแต่ละวัน โดยภาพ AIP จาก 4D-CBCT นี้สร้างขึ้นโดยใช้หลักการเดียวกับ AIP จาก 4D-CT เพื่อแสดงผลรวมของการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งปอด สำหรับชุดข้อมูลภาพจาก 4D-CBCT ในบางชุดข้อมูลที่ไม่ได้สร้างเป็นภาพ AIP (มีบางชุดข้อมูลภาพที่ตั้งค่าการสร้างภาพเป็น Maximum Intensity Projection)ไม่ได้ถูกนำมาใช้ในการเปรียบเทียบสำหรับงานวิจัยนี้

การจำลองการรักษาด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติ (4D-CT) ผู้ป่วยมะเร็งปอดที่เข้ารับการฉายรังสีด้วยเทคนิค SBRT ได้รับการจัดท่าด้วยอุปกรณ์ Wing Board ร่วมกับ Vac-Lok™ ในท่านอนหงายและยกแขนทั้งสองข้างเพื่อยึดตรึงตำแหน่งการรักษาให้มั่นคง จากนั้นจึงทำการสร้าง

ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ 4 มิติ ด้วยพารามิเตอร์การสแกน 120 kV, 400 mA, และ slice thickness 2 mm. ร่วมกับการใช้อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณการหายใจจากการเคลื่อนไหวของผนังหน้าอกด้านนอกร่างกาย (C-RAD™, Sweden) เพื่อสร้างเป็นภาพ 4D-CT ซึ่ง C-RAD™ ถูกใช้ในการบันทึกวัฏจักรการหายใจของผู้ป่วยตลอดช่วงการเก็บข้อมูล เพื่อประเมินการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งปอด ข้อมูลภาพที่ได้จะถูกนำมาจัดเรียงและแบ่งออกเป็น 10 ช่วงการหายใจ (10 respiratory image phases) และสร้างเป็นภาพ MIP ใช้สำหรับให้รังสีแพทย์วาดขอบเขตของก้อนมะเร็งปอด และ Internal Target Volume (ITV) ที่เป็นขอบเขตที่รวมการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งตลอดการหายใจ และขยายขอบเขตโดยรอบ ITV ออกไป 5 มิลลิเมตร เพื่อกำหนดเป็น Planning Target Volume (PTV)[8] และภาพ 10 respiratory image phases ถูกสร้างเป็นภาพ 3 มิติ โดยการหาค่าเฉลี่ยของ Hounsfield Unit (HU) ในแต่ละพิกเซล ซึ่งเรียกว่า ภาพ Average Intensity Projection (AIP) ภาพ AIP ที่ได้นี้มีความสำคัญอย่างยิ่ง เนื่องจากเป็นภาพที่ใช้สำหรับคำนวนปริมาณรังสีเพื่อฉายให้แก่ผู้ป่วย และเป็นภาพอ้างอิงหลักสำหรับตรวจสอบตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอดก่อนการฉายรังสีในแต่ละวัน การตรวจสอบตำแหน่งก้อนมะเร็งก่อนการฉายรังสีดำเนินการโดยใช้ระบบภาพนำวิถีคอมพิวเตอร์สามมิติแบบลำรังสีทรงกรวยซึ่งแบ่งออกเป็น 2 เทคนิคหลัก ได้แก่ 3D-CBCT และ 4D-CBCT โดยมีพารามิเตอร์การเก็บภาพที่แตกต่างกันดังนี้ เทคนิค 3D-CBCT ใช้วิธีการเก็บภาพแบบ spotlight mode 200 degree, พลังงาน 125 kV, 60 mA, 25 mS, gantry speed 6 Degree/sec, frame Rate 15 frame/sec, acquisition time 33 sec และ 500 projection ภาพที่ได้จะถูกสร้างเป็นภาพสามมิติด้วย slice thickness 2 mm และ matrix size 512x512 pixel การสร้างภาพแบบ 3D-CBCT นี้ไม่ได้สัมพันธ์กับวัฏจักรการหายใจของผู้ป่วยโดยตรง ทำให้ภาพอาจมีลักษณะเบลอของขอบก้อนมะเร็งที่เกิดจากการเคลื่อนไหว และเทคนิค 4D-CBCTใช้วิธีการเก็บภาพแบบ spotlight mode 200 degree, พลังงาน 125 kV, 40 mA, 20 mS, gantry speed 3 degree/sec, frame rate 7 frame/sec, acquisition time 67 sec, และ 467 projection ภาพ 4D-CBCT จะถูกสร้างเป็นภาพสามมิติร่วมกับข้อมูลที่ได้จากอุปกรณ์ตรวจจับการเคลื่อนไหวของผนังหน้าอกด้านนอก (RPM™: Varian Medical System, Palo Alto, CA) ที่มีการติดตั้งร่วมกับเครื่องฉายรังสี Varian TrueBeam sTx ที่มีการเก็บข้อมูลสำหรับ ใช้ศึกษาในงานวิจัยนี้ โดย RPM™ ทำหน้าที่บันทึกวัฏจักรการหายใจของผู้ป่วยขณะที่มีการเก็บข้อมูล และจะถูกสร้างเป็นภาพ AIP ด้วย slice thickness 1.5 mm และ matrix size 512x512 pixel ซึ่งช่วยให้ภาพมีขอบเขตที่ชัดเจนขึ้นและสามารถจับการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งได้อย่างครอบคลุมและแม่นยำยิ่งขึ้น ค่าพารามิเตอร์สำหรับการเก็บและสร้างภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT แสดงได้ดัง**ตารางที่ 1**

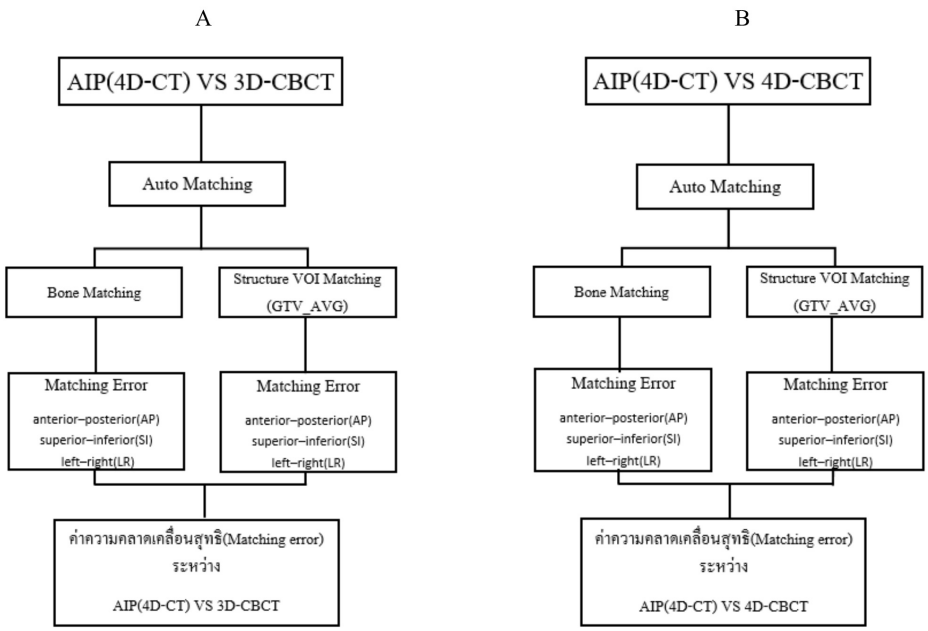
ภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT ที่ได้ทั้งหมดจะถูกนำมาเปรียบเทียบย้อนหลังกับภาพ AIP จาก 4D-CT ซึ่งเป็นภาพอ้างอิงหลักในการวางแผนการรักษา โดยวิธีการตรวจสอบตำแหน่งและบันทึกข้อมูลเพื่อใช้เปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนแสดงไว้ในแผนผัง**ภาพที่ 1**

ตารางที่ 1 แสดงค่าพารามิเตอร์สำหรับการเก็บภาพและสร้างภาพ CBCT ทั้ง 2 ชนิด

พารามิเตอร์ / CBCT type	Scan mode	Energy(kV)	mA	mS	Gantry speed (degree/sec)
3D-CBCT	Spotlight mode	125	60	25	6
4D-CBCT	Spotlight mode	125	40	20	3

พารามิเตอร์ / CBCT type	Framerate (frame/sec)	Acquisition time (sec)	Projection	Slice thickness for reconstruction (mm)	Matrix size
3D-CBCT	15	33	500	2	512 x 512
4D-CBCT	7	67	467	1.5	512 x 512

คำย่อ: CBCT: Cone beam computed tomography; 3D-CBCT: 3-dimensional Cone beam computed tomography; 4D-CBCT: 4-dimensional Cone beam computed tomography; kV: kilovolt; mA : milliampere; mS : millisecond; mm: millimeter; sec: second



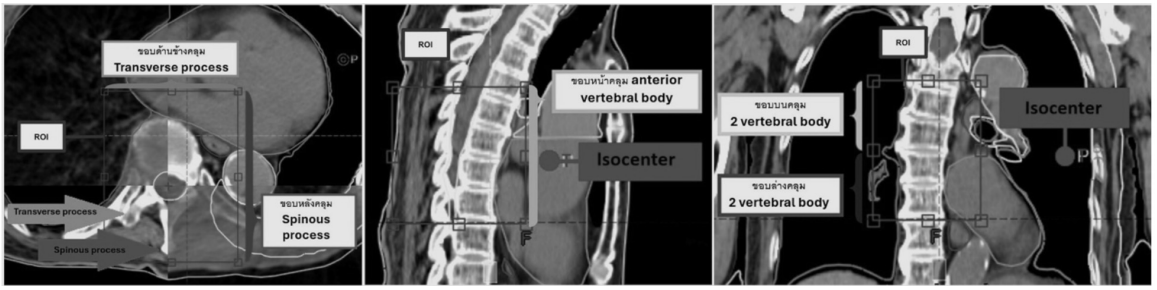
ภาพที่ 1 แสดงแผนผังการเก็บข้อมูลสำหรับเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้ระหว่างแผนผัง ภาพ A. แสดงการเปรียบเทียบภาพระหว่างภาพ 4D-CT และ 3D-CBCTและภาพ B. แสดงการเปรียบเทียบภาพระหว่างภาพ 4D-CT และ 4D-CBCT

วิธีการเปรียบเทียบภาพโดยใช้โปรแกรมเทียบภาพแบบอัตโนมัติ ภาพที่ได้จากระบบภาพนำวิถีทั้งสองเทคนิค 3D-CBCT และ 4D-CBCT จะถูกนำมาเปรียบเทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT โดยใช้โปรแกรมเทียบภาพอัตโนมัติ (auto-matching) ในเครื่องฉายรังสี Varian TrueBeam ซึ่งประกอบด้วย 2 ขั้นตอนหลัก:

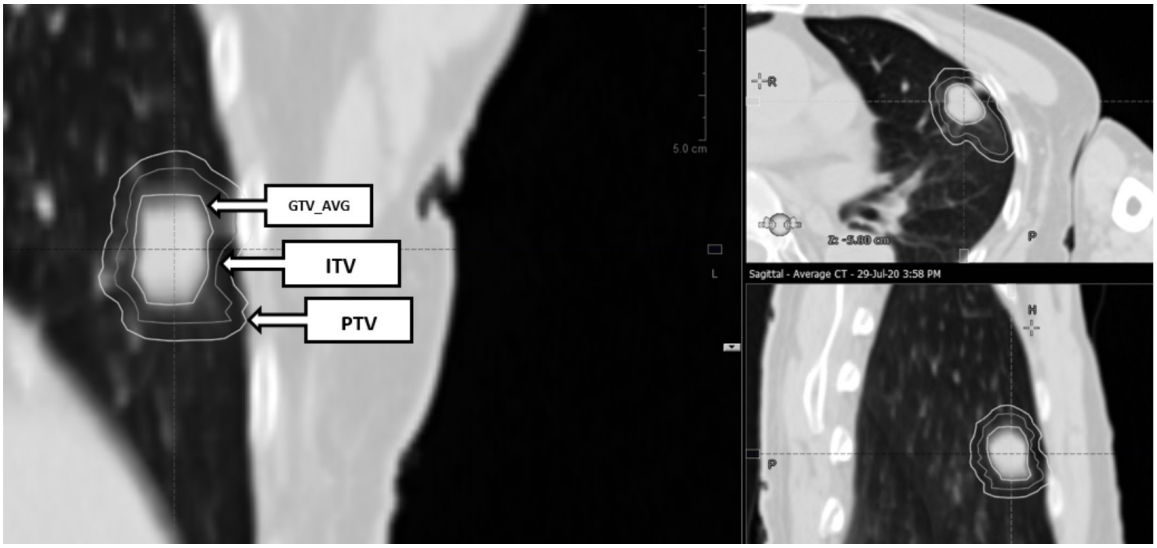
1. การเปรียบเทียบจากตำแหน่งของกระดูก (registration base on bone structure) เริ่มต้นด้วยการเทียบภาพจากโครงสร้างกระดูก เพื่อแก้ไขความคลาดเคลื่อนเบื้องต้นจากตำแหน่งการนอนของผู้ป่วย ซึ่งจะช่วยให้มั่นใจว่าผู้ป่วยอยู่ในตำแหน่งเริ่มต้นที่ถูกต้องก่อนการประเมินตำแหน่งของก้อนเนื้องอก กำหนดค่าความเข้มของเนื้อเยื่อ (intensity range) ในภาพให้อยู่ระหว่าง 200-1700 HU ซึ่งเป็นช่วงค่าที่เหมาะสมสำหรับระบุโครงสร้างกระดูก กำหนดขอบเขตที่สนใจ Region of Interest (ROI) ในการทำ auto-matching โดยครอบคลุมพื้นที่กระดูกที่สำคัญในแต่ละแนว ได้แก่ แนวหัว-เท้า (superior–inferior) ครอบคลุมด้านละ 2 ข้อกระดูกสันหลัง นับจากตำแหน่ง Isocenter, แนวซ้าย-ขวา (left–right) ครอบคลุม transverse process, แนวด้านหน้า-หลัง (anterior–posterior) ครอบคลุม anterior body spine และ spinous process

หลังจากเทียบภาพอัตโนมัติแล้ว นักรังสีการแพทย์ผู้มีประสบการณ์อย่างน้อย 5 ปี จะทำการตรวจสอบภาพและบันทึกค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้ในทั้ง 3 แนว ได้แก่ แนวหน้า-หลัง (anterior–posterior), แนวหัว-เท้า (superior–inferior) และแนวซ้าย-ขวา (left–right) รายละเอียดขอบเขตการตั้ง ROI แสดงใน**ภาพที่ 2**

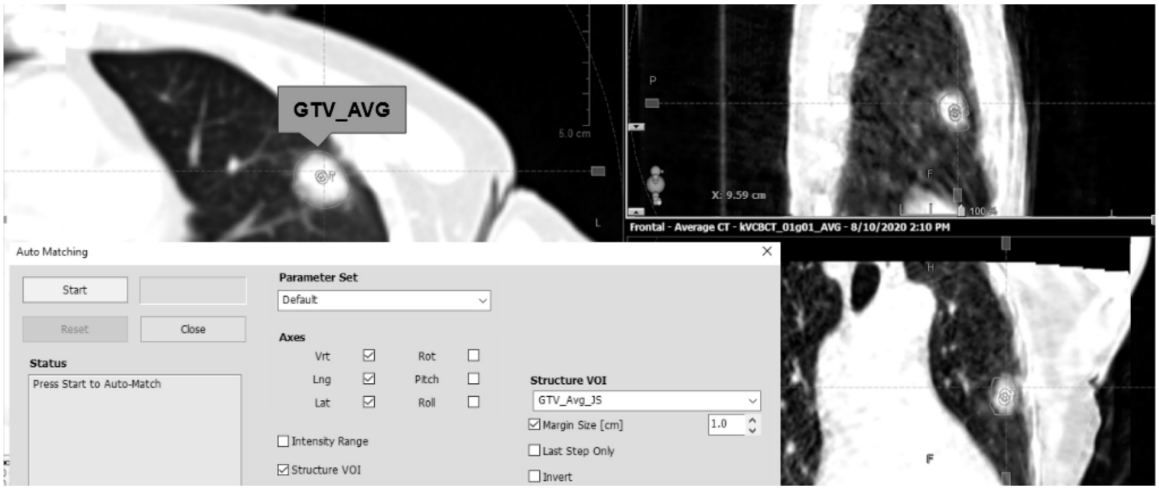
2. การเปรียบเทียบจากโครงสร้างของก้อนมะเร็งปอดที่สนใจ (registration base on structure VOI) จะทำการเปรียบเทียบตำแหน่งของก้อนมะเร็งโดยใช้ค่าความเข้มของเนื้อเยื่อที่สนใจ ซึ่งคือ structure contour ของ Gross Tumor Volume Average (GTV_AVG) แสดงถึงขอบเขตของก้อนมะเร็งที่ได้จากภาพ AIP ของชุดภาพ 4D-CT ดัง**ภาพที่ 3** และถูกใช้เป็นภาพอ้างอิงสำหรับการประเมินการเคลื่อนที่ของก้อน ทำการหาค่าความคลาดเคลื่อนจากการเทียบภาพแบบอัตโนมัติโดยใช้ structure VOI เป็น GTV_AVG ที่มีการขยายขอบเขตออกไปรอบด้าน (margin size) 1 cm. การขยายขอบเขตนี้ช่วยให้การเปรียบเทียบครอบคลุมการเคลื่อนไหวสูงสุดของก้อนมะเร็งปอด นักรังสีการแพทย์ผู้มีประสบการณ์อย่างน้อย 5 ปี จะทำการตรวจสอบตำแหน่งหลังการทำ auto-matching อีกครั้ง หากพบว่าก้อนมะเร็งยังไม่อยู่ในตำแหน่งที่ตรงกับ GTV_AVG จะทำการเทียบภาพด้วยวิธีกำหนดเอง (manual matching) และบันทึกค่าความคลาดเคลื่อนทั้ง 3 แนว ได้แก่ แนวหน้า-หลัง, แนวหัว-เท้า และแนวซ้าย-ขวา การตั้งค่าพารามิเตอร์ในการทำ automatic registration ด้วย structure VOI แสดงใน**ภาพที่ 4**



ภาพที่ 2 แสดงขอบเขตการตั้ง ROI ในการทำ automatic registration ด้วย bone structure



ภาพที่ 3 แสดงขอบเขตของ GTV_AVG เป็นขอบเขตของก้อนมะเร็งปอดที่ได้จากภาพ AIP, ITV เป็นขอบเขตของก้อนมะเร็งปอดที่รวมการเคลื่อนที่ทั้งหมดตามการหายใจ, PTV คือขอบเขตการฉายรังสี



ภาพที่ 4 แสดงการตั้งค่าพารามิเตอร์ ในการทำ Automatic Registration ด้วย Structure VOI

ในงานวิจัยนี้ การเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดระหว่างภาพ AIP จากชุดภาพ4D-CT กับภาพ 3D-CBCT และภาพ 4D-CBCT ในแนวหน้า-หลัง (AP), แนวหัว-เท้า (SI) และแนวซ้าย-ขวา (LR) ใช้สถิติ pair T-test ที่ได้รับการตรวจสอบ normality แล้วโดยมีเกณฑ์การตัดสินใจทางสถิติคือ ค่า p-value น้อยกว่า 0.05 ซึ่งหมายถึงมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ผลการศึกษา

การศึกษาความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดนี้ได้ดำเนินการเปรียบเทียบภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ใช้วางแผนการรักษา AIP จาก 4D-CT กับชุดภาพจากระบบภาพนำวิถีคอมพิวเตอร์สามมิติแบบลำรังสีทรงกรวยชนิด 3 มิติ (3D-CBCT) และ 4 มิติ (4D-CBCT) จำนวนอย่างละ 61 ชุดภาพ ผลการศึกษาค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยในแต่ละแนวแกนแสดงดัง**ตารางที่ 2**

ตารางที่ 2 แสดงผลค่าความคลาดเคลื่อนของการเปรียบเทียบภาพก้อนมะเร็งปอดระหว่างภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT เทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT

ทิศทาง	ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของก้อนมะเร็งในแต่ละชุดภาพ (mm) Mean (SD)		ผลเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยระหว่างชุดภาพ 3DCBCT และ 4DCBCT (mm) Mean (95% CI)	P-Value
	AIP(4D-CT) เทียบกับ 3D-CBCT	AIP(4D-CT) เทียบกับ 4D-CBCT		
หน้า-หลัง (AP)	-0.31 (1.75)	-0.28(1.92)	-0.03(-0.40 to +0.33)	0.85
หัว-เท้า (SI)	-1.13(1.57)	-0.80(2.00)	-0.34(-0.93 to +0.25)	0.26
ซ้าย-ขวา (LR)	-0.33(0.69)	-0.31(0.67)	-0.02(-0.19 to +0.16)	0.82

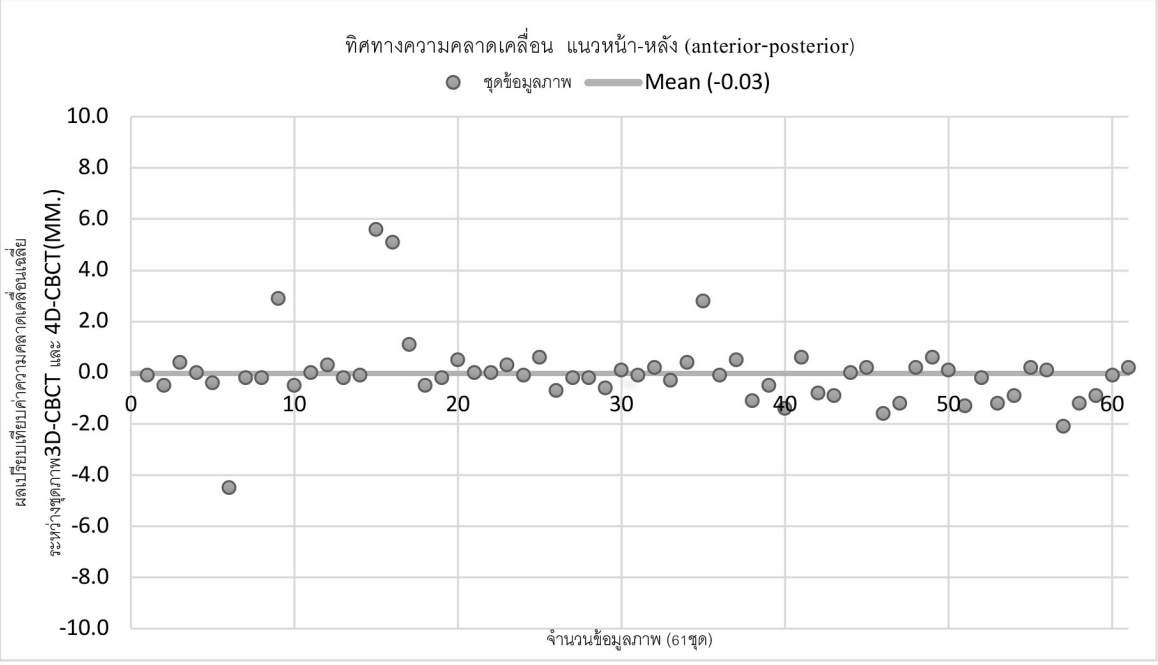
คำย่อ: AIP : Average Intensity Projection; 4D-CT : 4-dimensional Cone beam computed tomography; 3D-CBCT : 3-dimensional Cone beam computed tomography; 4D-CBCT : 4-dimensional Cone beam computed tomography; AP : Anterior-posterior; SI : Superior-inferior; LR : Left-right , เครื่องหมายลบของตัวเลขในตารางแสดงถึงทิศทางความคลาดเคลื่อนในแนวหน้า-หลังไปทางด้านหน้าของคนไข้, แนวหัว-เท้าไปทางเท้าของคนไข้ และแนวซ้าย-ขวา ไปทางขวาของคนไข้

จาก**ตารางที่ 2** พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยเมื่อเปรียบเทียบภาพ 3D-CBCT กับ AIP จาก 4D-CT ค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยมีค่ามากที่สุดในแนวหัว-เท้า (SI) ซึ่งเท่ากับ -1.13 ± 1.57 มิลลิเมตร ส่วนแนวหน้า-หลัง (AP) และแนวซ้าย-ขวา (LR) มีค่าเท่ากับ -0.31 ± 1.75 มิลลิเมตร และ -0.33 ± 0.69 มิลลิเมตร ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบภาพ 4D-CBCT กับ AIP จาก 4D-CT พบค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยมีค่ามากที่สุดในแนวหัว-เท้า (SI) ซึ่งเท่ากับ -0.80 ± 2.00 มิลลิเมตร ส่วนแนวหน้า-หลัง (AP) และแนวซ้าย-ขวา (LR) มีค่าเท่ากับ -0.28 ± 1.92 มิลลิเมตร และ -0.31 ± 0.67 มิลลิเมตรตามลำดับ

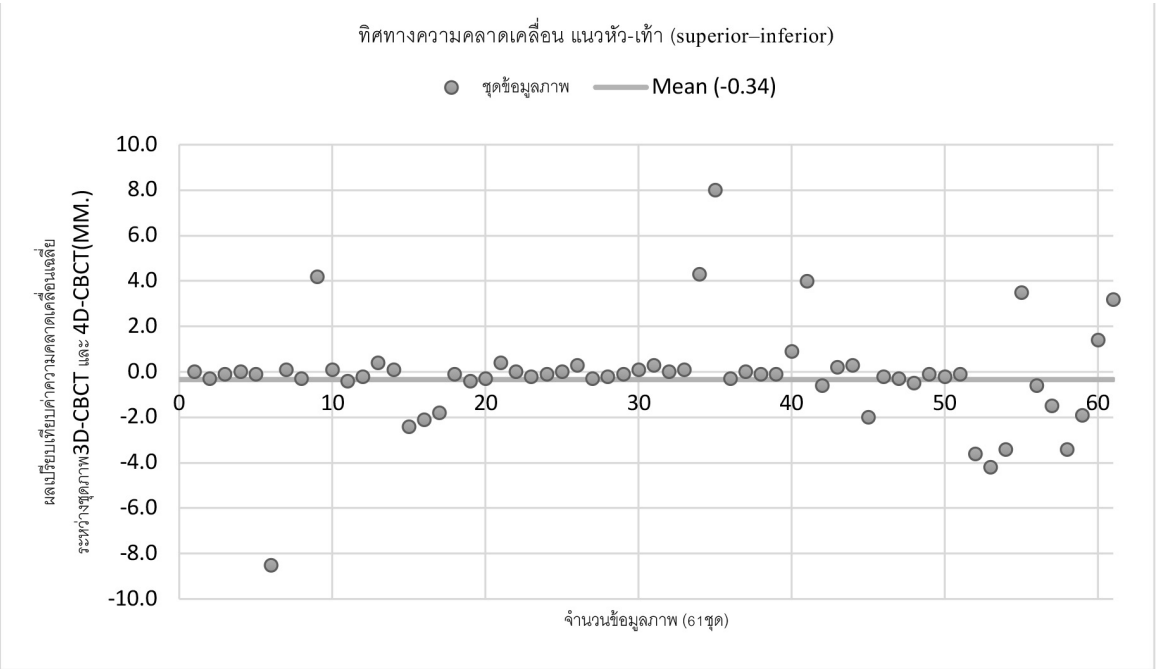
ผลการเปรียบเทียบความแตกต่างระหว่างชุดภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT เมื่อนำค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของทั้งสองวิธีมาเปรียบเทียบกัน พบว่าค่า

ความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยในทุกแนวแกนไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งค่าในแนวหน้า-หลัง (AP),แนวหัว-เท้า (SI) และแนวซ้าย-ขวา (LR) มีค่าเท่ากับ -0.03 (p=0.85) มิลลิเมตร, -0.34 (p=0.26) มิลลิเมตร และ -0.02 (p=0.82) มิลลิเมตร ตามลำดับ ซึ่งแสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ยความแตกต่างของความคลาดเคลื่อนระหว่าง 3D-CBCT และ 4D-CBCT นั้นมีค่าน้อยมากในทุกแนวแกนและ ค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการศึกษาทั้งหมดนี้อยู่ในขอบเขตการฉายรังสี (PTV margin) ที่รังสีแพทย์ สาขารังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช กำหนดสำหรับการฉายรังสีมะเร็งปอดด้วยเทคนิค SBRT เท่ากับ 5 มิลลิเมตร ซึ่งแสดงถึงความยอมรับได้ในทางคลินิก ผลการทดสอบทางสถิติโดยใช้ pair T-test พบว่าค่า p-value ของทุกแนวแกนมีค่ามากกว่า 0.05 ($p > 0.05$) ซึ่งบ่งชี้ว่าไม่มีความแตกต่างกันในทางสถิติระหว่างความคลาดเคลื่อนที่ได้จากภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT เมื่อเทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT

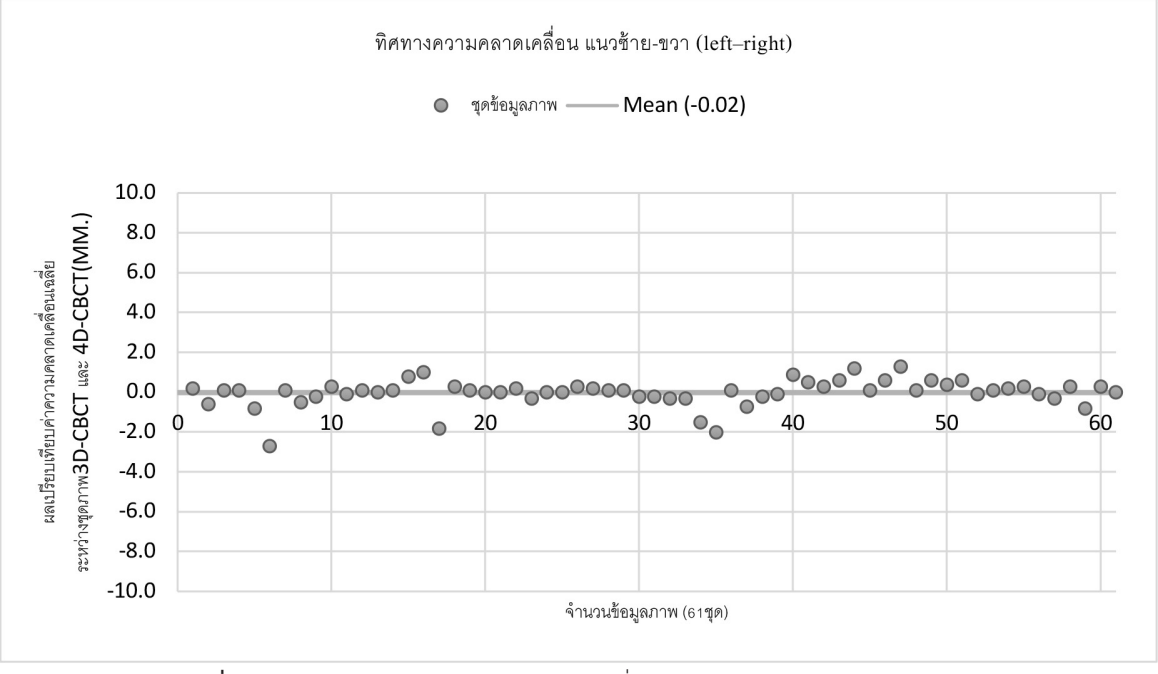
ภาพที่ 5, 6, และ 7 แสดงผลเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของชุดภาพ 3D-CBCT เทียบกับ 4D-CBCT ในแต่ละแนวแกน โดยแกน X แสดงจำนวนชุดข้อมูลภาพ (61 ชุด) และแกน Y แสดงผลต่างของค่าความคลาดเคลื่อนระหว่าง 3D-CBCT และ 4D-CBCT (มิลลิเมตร) จุดแต่ละจุดบนกราฟแสดงถึงผลต่างของความคลาดเคลื่อนสำหรับแต่ละชุดข้อมูลภาพ และเส้นทึบบนแกน X ของกราฟ บ่งชี้ถึงค่าเฉลี่ย(mean)ของผลต่างความคลาดเคลื่อน ซึ่งพบว่าอยู่ใกล้ศูนย์มากในรูปกราฟ



ภาพที่ 5 แสดงผลเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของชุดภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT ในแนวแนวหน้า-หลัง (anterior-posterior)



ภาพที่ 6 แสดงผลเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของชุดภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT ในแนวหัว-เท้า (superior-inferior)



ภาพที่ 7 แสดงผลเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของชุดภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT ในแนวซ้าย-ขวา(left-right)

ผลการศึกษาชี้ให้เห็นว่าทิศทางความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดที่มีค่ามากที่สุดคือทิศทางหัว-เท้า (SI) ซึ่งสอดคล้องกับความเข้าใจทางกายวิภาคว่าการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งปอดส่วนใหญ่สัมพันธ์กับการเคลื่อนที่ของกระบังลมในระหว่างการหายใจ แม้ว่าค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยของ 4D-CBCT อาจดูเหมือนมีค่าน้อยกว่า 3D-CBCT เล็กน้อยในแต่ละแนวแกน (เช่น แนวหน้า-หลัง 0.28 vs 0.31 mm) แต่เมื่อพิจารณาความแตกต่างระหว่างสองเทคนิคนี้โดยตรง พบว่าค่าเฉลี่ยความแตกต่างที่มากที่สุดของผลงานวิจัยนี้มีค่าน้อยมาก (ไม่เกิน 0.34 มิลลิเมตร) และที่สำคัญคือผลทางสถิติยืนยันว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ($p > 0.05$) ซึ่งบ่งชี้ในทางปฏิบัติว่าความแม่นยำของการตรวจสอบตำแหน่งด้วย 3D-CBCT และ 4D-CBCT เมื่อเทียบกับภาพ AIP จาก 4D-CT นั้นมีความใกล้เคียงกัน

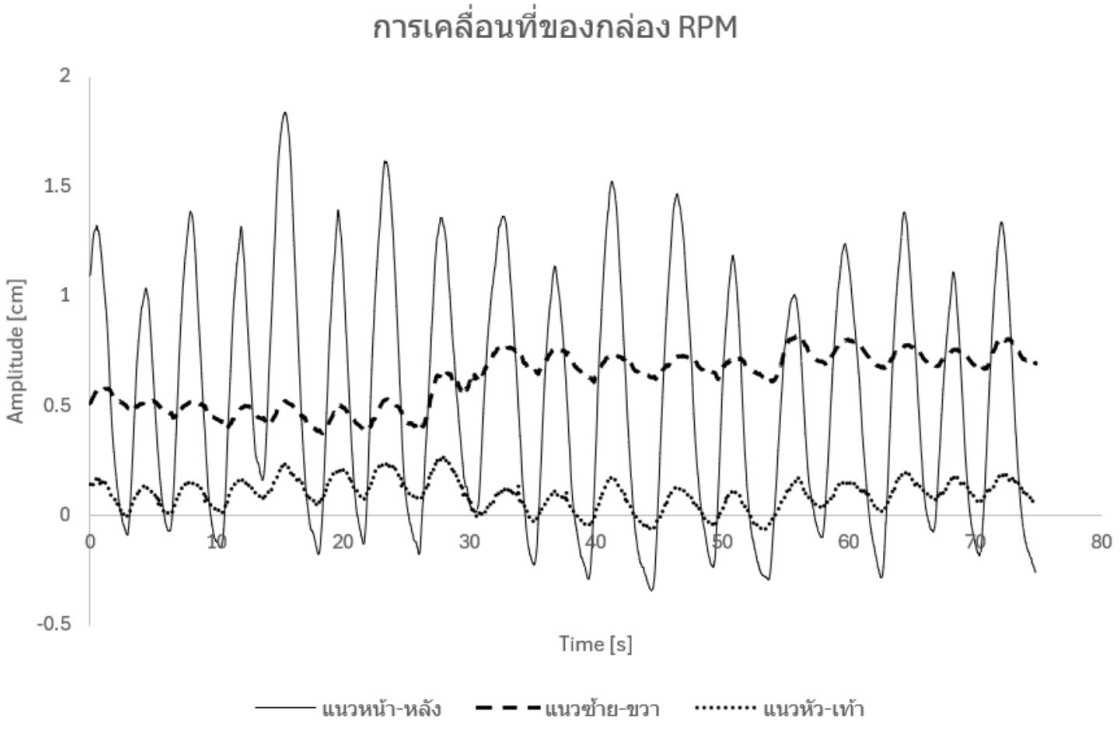
ผลลัพธ์นี้มีความสำคัญอย่างยิ่งในทางคลินิก เนื่องจากค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยที่พบทั้งหมดอยู่ภายใน PTV margin 5 มิลลิเมตรที่ใช้ในการวางแผนการรักษา ซึ่งหมายความว่าไม่ว่าจะเป็นการใช้ 3D-CBCT หรือ 4D-CBCT เพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี ก็ยังคงสามารถส่งปริมาณรังสีไปยังเป้าหมายได้อย่างครอบคลุมและแม่นยำตามแผนการรักษาที่วางไว้

บทวิจารณ์

งานวิจัยนี้มีจุดประสงค์หลักเพื่อศึกษาความแตกต่างของความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดที่ได้จากการเปรียบเทียบภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT กับภาพ AIP จาก 4D-CT ซึ่งเป็นภาพอ้างอิงในการวางแผนการรักษา โดยผลการศึกษาพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างความคลาดเคลื่อนของทั้งสองวิธีนี้

จากการวิเคราะห์ค่าความคลาดเคลื่อนในแต่ละทิศทาง พบว่าทิศทางหัว-เท้า (SI) มีค่าความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดมากที่สุด ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Seppenwoolde และคณะ[9] ที่ทำการศึกษาการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งปอดด้วยการฝัง gold marker และติดตามการเคลื่อนที่ด้วย fluoroscopy image ซึ่งได้ผลสรุปว่าการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งปอดส่วนใหญ่โดยเฉพาะอย่างยิ่งในตำแหน่ง lower lobe มีค่าสูงสุดในทิศทางหัว-เท้า การเคลื่อนที่นี้สัมพันธ์อย่างใกล้ชิดกับการเคลื่อนที่ของกระบังลมในระหว่างการหายใจ โดยในช่วงหายใจเข้า กล้ามเนื้อกระบังลมจะเคลื่อนที่ต่ำลงไปทางเท้า ทำให้เกิดแรงดันที่ส่งผลให้อวัยวะในช่องท้องเคลื่อนที่ต่ำลงและไปด้านหน้า ซึ่งสามารถตรวจจับได้ด้วยอุปกรณ์ตรวจจับการหายใจจากกล่องสะท้อนสัญญาณอินฟาเรด (RPM™) ที่ถูกติดตั้งร่วมกับเครื่องฉายรังสีที่ใช้เก็บข้อมูลภาพ ซึ่งวางบนหน้าท้องผู้ป่วยขณะที่ทำภาพ 4D-CBCT โดยตัวอย่างของข้อมูลการเคลื่อนที่ของกล่อง RPM™ ได้ถูกดึงข้อมูลออกมา plot เป็นกราฟตามเวลาในแนวแกน x และแกน Y แสดงถึงขนาดการเคลื่อนที่ของกล่อง RPM™ มีหน่วยเป็นเซนติเมตร ขณะที่มีการเก็บข้อมูลภาพ 4D-CBCT ในทั้งสามทิศทางแสดงดัง**ภาพที่ 8** จากรูปกราฟ เส้นทึบ แสดงการเคลื่อนที่ของกล่อง RPM™ ในทิศทางหน้า-หลังที่จำลองการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งที่มากที่สุดในทิศทาง หัว-เท้า ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Willmann และคณะ[10] ที่พบความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนที่ของ external surrogate ในทิศทางหน้า-หลัง กับการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งปอดในทิศทางหัว-เท้า ซึ่งเป็นไปตามแนวทางที่ระบุไว้ใน AAPM Task Group 76a[11]

ผลการศึกษาที่สำคัญของงานวิจัยนี้คือ ค่า p-value ของทุกแนวแกนมีค่ามากกว่า 0.05 ซึ่งบ่งชี้ว่าความคลาดเคลื่อนในการเปรียบเทียบภาพของก้อนมะเร็งปอดระหว่างภาพ 3D-CBCT และ 4D-CBCT ไม่มีนัยสำคัญทางสถิติ และเมื่อพิจารณาค่าเฉลี่ยของความคลาดเคลื่อนระหว่างสองชุดภาพ พบว่ามีค่าน้อยมาก (ไม่เกิน 0.34 มิลลิเมตร) ซึ่งต่ำกว่า PTV margin ที่กำหนดไว้ที่ 5 มิลลิเมตรสำหรับการฉายรังสี SBRT มะเร็งปอด



ภาพที่ 8 กราฟสัญญาณการหายใจขณะเก็บข้อมูลด้วย 4D-CBCT ที่ได้จากกล่อง RPM™

ณ โรงพยาบาลศิริราช สิ่งนี้บ่งชี้ว่าไม่ว่าจะใช้วิธีการใดในการตรวจสอบตำแหน่ง ก็ยังคงอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ทางคลินิก

ผลลัพธ์นี้มีความน่าสนใจเมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยก่อนหน้าของ Sweeney และคณะ[3]และ Tan และคณะ[6] ซึ่งได้ทำการศึกษาการเปรียบเทียบภาพ 4D-CT กับระบบภาพนำวิถีทั้งแบบ 3D-CBCT และ 4D-CBCT ในระบบภาพ XVI™ ของเครื่องฉายรังสียี่ห้อ Elekta โดยสรุปว่าภาพจาก 4D-CBCT อาจจะมีความแม่นยำมากกว่า 3D-CBCT ซึ่งอาจเป็นผลมาจากความสามารถของ 4D-CBCT ในการเก็บภาพที่สัมพันธ์กับการหายใจของผู้ป่วย ทำให้ได้ตำแหน่งการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งที่แม่นยำกว่า โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีที่การหายใจของผู้ป่วยไม่สม่ำเสมอ ในขณะที่ 3D-CBCT ซึ่งไม่ได้เก็บภาพที่สัมพันธ์กับวัฏจักรการหายใจ อาจทำให้ภาพมีลักษณะเบลอของขอบเขตก้อนมะเร็ง อย่างไรก็ตาม ผลการศึกษาของเราซึ่งใช้เครื่องฉายรังสี Varian รุ่น TrueBeam อาจสะท้อนให้เห็นถึงความเฉพาะเจาะจงของประสิทธิภาพของระบบภาพนำวิถี Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) อาจแตกต่างกันไปในแต่ละแพลตฟอร์มของเครื่องฉายรังสี ซึ่งถ้าอธิบายในส่วนคุณภาพของภาพ 3D-CBCT เทียบกับ 4D-CBCT ไม่พบข้อมูลที่ทำการศึกษาด้วยเครื่องฉาย Varian TrueBeam พบเพียงการศึกษาของคุณ Thengumpallil

และคณะ[12] ที่ทำการศึกษาข้อมูลด้วยระบบภาพนำวิถี XVI™ พบว่า noise ส่งผลต่อรายละเอียดโดยรวมของภาพ CBCT ทั้ง 2 ชนิด แต่ไม่ได้ส่งผลต่อคุณภาพของภาพในส่วนที่ใช้ระบุตำแหน่งก้อนมะเร็ง ในขณะที่สิ่งที่มีความสำคัญกับการระบุตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอด คือ motion artifact ที่เกิดจากการหายใจ ซึ่งงานวิจัยนี้ระบุว่า 4D-CBCT เหมาะสมกว่า 3D-CBCT เนื่องจากเป็นภาพที่เกิดจากการเก็บและสร้างภาพได้สัมพันธ์กับการหายใจ

การใช้ภาพ AIP จาก 4D-CT เป็นภาพอ้างอิง ซึ่งเป็นภาพที่แสดงค่าเฉลี่ยความหนาแน่นของก้อนมะเร็งปอดตลอดวัฏจักรการหายใจ อาจส่งผลให้ความแตกต่างระหว่างภาพ 3D-CBCT (ซึ่งเป็นภาพเฉลี่ยของการเก็บภาพที่ไม่สัมพันธ์กับวัฏจักรการหายใจ ทำให้มี motion artifact จากการเก็บภาพแบบซ้อนทับ duplication artifact[12] และ 4D-CBCT (ที่สร้างเป็น AIP) มีน้อยลงเมื่อเทียบกับภาพ 4D-CT ในเฟสที่เฉพาะเจาะจง ในทางตรงกันข้าม งานวิจัยของ Oechsner และคณะ[7] ซึ่งศึกษาการเปรียบเทียบภาพ 3D-CBCT กับ reference CT แบบต่างๆ รวมถึง AIP ด้วยวิธี automatic และ manual registration ได้สรุปว่าค่าความคลาดเคลื่อนมีค่าน้อยมาก (ค่ามัธยฐาน 1.1 มิลลิเมตร) เมื่อทำการ registration ภาพ AIP กับ 3D-CBCT ทั้งสองวิธี ซึ่งสอดคล้องและสนับสนุนผลการศึกษาของเราที่ว่า 3D-CBCT มีความเหมาะสมสำหรับการใช้เปรียบเทียบกับ AIP จาก 4D-CT และสามารถนำมาใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งของก้อนมะเร็งปอดได้เป็นอย่างดี

ข้อค้นพบนี้มีความสำคัญอย่างยิ่งในทางปฏิบัติ สรุปได้ว่าทางสาขารังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราชสามารถปรับลดขั้นตอนการตรวจสอบตำแหน่งก้อนมะเร็งปอดก่อนฉายรังสีด้วยเทคนิค SBRT โดยเครื่องฉายรังสี Varian TrueBeam เหลือเพียงการทำ 4D-CBCT และเนื่องจากผลการศึกษาชี้ให้เห็นว่าภาพ 3D-CBCT สามารถใช้ทดแทน 4D-CBCT ในการตรวจสอบตำแหน่งก้อนมะเร็งปอด ดังนั้นสำหรับสถาบันที่อาจยังไม่มีความพร้อมหรือข้อจำกัดด้านอุปกรณ์สำหรับ 4D-CBCT สามารถใช้ 3D-CBCT ในการตรวจสอบตำแหน่งก้อนมะเร็งปอดสำหรับ SBRT ได้ โดยยังคงรักษาความแม่นยำทางคลินิกให้อยู่ภายใน PTV margin ที่กำหนด ซึ่งจะช่วยให้การรักษา SBRT เข้าถึงผู้ป่วยได้กว้างขวางขึ้นโดยไม่ลดทอนมาตรฐานความปลอดภัยและประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตาม งานวิจัยนี้มีข้อจำกัดบางประการ เช่น จำนวนผู้ป่วยที่ศึกษา เพียง 9 คนที่ได้รับการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสีด้วยระบบภาพนำวิถีทั้ง 2 ชนิด และลักษณะการศึกษาที่เป็นแบบย้อนหลัง ทำให้จำนวนชุดภาพที่สามารถนำข้อมูลมาใช้เปรียบเทียบในงานวิจัยนี้มีจำนวนจำกัดเนื่องจากไม่ได้เป็นการทดลองที่ถูกออกแบบการเก็บข้อมูลไว้ล่วงหน้า ทำให้บาง fraction ที่มีการเก็บข้อมูลเลือกพารามิเตอร์สำหรับเก็บข้อมูลภาพไม่สอดคล้องกับข้อกำหนดของงานวิจัย และเนื่องจากข้อมูลที่เก็บจากผู้ป่วยจริงทำให้ระหว่างการเก็บข้อมูลภาพในขณะที่ผู้ป่วยหายใจอาจมีบางช่วงที่เกิดการหายใจไม่สม่ำเสมอ ทำให้ภาพที่ได้ออกมาสำหรับเปรียบเทียบคลาดเคลื่อนจากกลุ่มข้อมูลส่วนมากอยู่บ้างบางชุดภาพ ดังนั้นการศึกษาในอนาคตที่ใช้กลุ่มตัวอย่างขนาดใหญ่ขึ้นและมีการออกแบบวิจัยแบบไปข้างหน้า (prospective study) อาจให้ข้อมูลที่ละเอียดและครอบคลุมมากยิ่งขึ้น

ข้อสรุป

จากการศึกษาสรุปผลได้ว่า ความคลาดเคลื่อนของก้อนมะเร็งปอดจากการเปรียบเทียบด้วยภาพ 3D-CBCT และภาพ 4D-CBCT เทียบกับภาพ Average Intensity Projection (AIP) จาก 4D-CT ไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยที่ได้จากทั้งสองวิธีนั้นมีค่าน้อยมากและอยู่ภายใน PTV margin ที่กำหนดไว้ทางคลินิก ดังนั้น หากสถาบันใดที่ยังไม่มีความพร้อมในการตรวจสอบตำแหน่งด้วย 4D-CBCT ก็สามารถใช้ภาพ 3D-CBCT ทดแทนได้ โดยยังคงรักษาความแม่นยำทางคลินิกในการฉายรังสีมะเร็งปอดด้วยเทคนิค SBRT ได้เป็นอย่างดี

กิตติกรรมประกาศ

ขอบคุณอาจารย์แพทย์ นักรังสีการแพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์ สาขาภาควิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทย์ศาสตร์ ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ทุกท่านที่ให้ความร่วมมือ สนับสนุนและให้คำแนะนำทั้งการใช้สถานที่และอุปกรณ์ในการศึกษาครั้งนี้ให้สำเร็จลุล่วงเป็นอย่างดี

เอกสารอ้างอิง

1. Guckenberger M, Allgäuer M, Appold S, Diehl C, Duma M, Ernst I, et al. Is there a dose–effect relationship for side effects and local control after stereotactic body radiation therapy for lung tumors? A retrospective multicenter analysis. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2013;85:108–115.
2. Vedam SS, Keall PJ, Kini VR, Mostafavi H, Shukla HP, Mohan R. Acquiring a 4D computed tomography dataset using an external respiratory signal. Phys Med Biol. 2003;48:45–61.
3. Sweeney RA, Seubert B, Stark S, Homann V, Müller G, Flentje M, et al. Accuracy and inter-observer variability of 3D versus 4D cone-beam CT based image-guidance in SBRT for lung tumors. Radiother Oncol. 2012;102:451–456.
4. Zhang Y, Jiang Z, Zhang Y, Ren L. A review on 4D cone-beam CT (4D-CBCT) in radiation therapy: technical advances and clinical applications. Radiat Oncol. 2022;17:1–16.
5. Lee S, Yan G, Lu B, Kahler D, Li JG, Samant S. Impact of scanning parameters and breathing patterns on image quality and accuracy of tumor motion reconstruction in 4D CBCT: a phantom study. Med Phys. 2015;42:3946–3955.
6. Tan Z, Liu C, Zhou Y, Shen W. Preliminary comparison of the registration effect of 4D-CBCT and 3D-CBCT in image-guided radiotherapy of stage IA non–small-cell lung cancer. J Appl Clin Med Phys. 2017;18:201–209.

7. Oechsner M, Chizzali B, Devecka M, Combs SE, Wilkens JJ, Duma MN. Registration uncertainties between 3D cone beam computed tomography and different reference CT datasets in lung stereotactic body radiation therapy. Phys Imaging Radiat Oncol. 2018;6:9–15.
8. Bezjak A, Timmerman R, Charles I, et al. Seamless Phase I/II Study of Stereotactic Lung Radiotherapy (SBRT) for Early Stage, Centrally Located, Non-Small Cell Lung Cancer (NSCLC) in Medically Inoperable Patients (RTOG 0813) [protocol]. RTOG-0813; 2015. Available from: https://www.utsouthwestern.edu/media/files/4200/561416RTOG-0813.pdf
9. Seppenwoolde Y, Shirato H, Kitamura K, Shimizu S, van Herk M, Lebesque JV, et al. Precise and real-time measurement of 3D tumor motion for gated radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2002;53:888–896.
10. Willmann J, Sidiqi B, Wang C, Czmielewski C, Li JH, Dick-Godfrey R, et al. Four-dimensional computed tomography-based correlation of respiratory motion of lung tumors with implanted fiducials and an external surrogate. Adv Radiat Oncol. 2021;7: 100879.
11. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology: report of AAPM Task Group 76. Med Phys. 2006;33:3874–3900.
12. Thengumpallil S, Smith K, Monnin P, Bourhis J, Bochud F, Moeckli R. Difference in performance between 3D and 4D CBCT for lung imaging: a dose and image quality analysis. Phys Med. 2016;32: 1641–1650.



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

https://www.thastro.org