



Journal of Thai Association of Radiation Oncology

Volume 31 Issue 2 July – December 2025

- Comparison of set up error of SBRT technique between Vision RT and Gating (RPM) for lung cancer using Cone-beam computed tomography (CBCT) at Chulalongkorn hospital
- Identifying predictive parameters for failure of DQA in patient using helical tomotherapy planning
- Evaluation of Patient Setup Errors in Pelvic Cancer Radiation Therapy: A Comparative Study Between 3D Surface Imaging (AlignRT) and Conventional Laser Alignment
- Alternative techniques as a substitute for 4D-CT Simulation in Lung cancer patients
- Break-even point of Radixact® X9 helical tomotherapy machines for cancer treatment
- Establishment of Typical Values and Correlation Analysis of Dose Indices with Scan Parameters in Computed Tomography Simulation at Naresuan University Hospital

ISSN 2730-177X (Online)

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย



Thai Association of Radiation Oncology



รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2568-2570

คณะกรรมการบริหาร

ศ.พญ.อัมใจ	จิตาพนารักษ์	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	นายกสมาคม
รศ.พญ.มณฑนา	ธนะไชย	โรงพยาบาลรามธิบดี	อุปนายก 1
รศ.พญ.กาญจนา	โชติเลิศศักดิ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	อุปนายก 2
น.ท.หญิง กนกพิศ	โตวนาชัย	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	เลขาธิการ
รศ.นพ.อรรถพล	พินิจพัชรเลิศ	โรงพยาบาลธรรมศาสตร์	ผู้ช่วยเลขาธิการ และนายทะเบียน
รศ.พิเศษ พญ.สาริน	กิจพาณิชย์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เหรียญกษาปณ์ และผู้ช่วยฝ่ายวิเทศสัมพันธ์
			และสื่อสารองค์กร
รศ.พญ.จันจิรา	เพชรสุขศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	ประธานฝ่ายวิชาการ
ผศ.พญ.อชิรญา	เดยธิตี	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
น.พ.ชัยรัตน์	โล่วณิษเกียรติกุล	โรงพยาบาลรามธิบดี	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
ผศ.พญ.นันทกานต์	อภิโรตม์	โรงพยาบาลศิริราช	ประธานฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา
ผศ.พญ.ปฐมพร	ศิริประภาศิริ	กระทรวงสาธารณสุข	รองประธานฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา 1
น.พ.ธรร	ตุ้มคะสมิต	สถาบันมะเร็งแห่งชาติ	รองประธานฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา 2
น.อ.หญิง มล.อภิรดี	กฤดากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายกฎหมาย
พ.อ.หญิง ศิริทิพย์	ทรงวุฒิวิชัย	โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า	รองประธานฝ่ายกฎหมาย
รศ.นพ.พิทยา	ด้านกุลชัย	โรงพยาบาลศิริราช	ประธานฝ่ายพัฒนาศักยภาพบุคลากร
ผศ.นพ.ราศิน	วรวงศากุล	โรงพยาบาลรามธิบดี	รองประธานฝ่ายพัฒนาศักยภาพบุคลากร
รศ.พญ.กิตติวดี	ศักดิ์ศรีชัย อธิคุณาร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิเทศสัมพันธ์และสื่อสารองค์กร
ผศ.พญ.ปรางระวี	แสงจันทร์	โรงพยาบาลธรรมศาสตร์	รองประธานฝ่ายวิเทศสัมพันธ์และสื่อสารองค์กร
			และผู้ช่วยเหรียญกษาปณ์
ศ.นพ.เอกสิทธิ์	ธราวิจิตรกุล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
ผศ.นพ.คมสันต์	อรรณนันทสกุล	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	รองประธานฝ่ายสารสนเทศ
ศ.นพ.ชวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
ผศ.พญ.ศศิกาญจน์	จำจด	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	กรรมการกลาง และผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการ
			รังสีรักษา
ผศ.พญ.ชมพร	สีตะธนี	โรงพยาบาลรามธิบดี	กรรมการกลาง และผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการ
			รังสีรักษา
น.พ.ศดณัย	นาเมืองจันทร์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	กรรมการกลาง และผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาศักยภาพบุคลากร
พญ.รุ่งอรุณ	กิตติเชษฐ์	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	กรรมการกลาง และผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย Thai Association of Radiation Oncology

รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2568-2570

คณะกรรมการ

รศ.พิเศษ ดร.พญ.อนุสรรา	ประยงค์รัตน์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
ผศ.พญ.จิตาภา	พฤตมิตติ	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
นพ.พงศ์พันธุ์	จันวัฒนา	โรงพยาบาลหาดใหญ่	ผู้ช่วยฝ่ายพัฒนารัษฎากรบุคคล
ผศ.นพ.สุวิวัฒน์	เมืองวงศ์	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยศรีนครเชียงใหม่	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นพ.จิรศักดิ์	สุชาบูรณ์	โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี	ผู้ช่วยฝ่ายพัฒนาคุณภาพการบริการรังสีรักษา
รศ.พิเศษ ดร.พญ.ชนมณีภา	นันทวิทยา	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร

ที่ปรึกษา

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ปี พ.ศ. 2568- 2570

รายชื่อที่ปรึกษา

ผศ.พญ.สุรีย์	ฐิตะฐาน	พล.ต. (พิเศษ) รศ.นพ.ประมุข	พรหมรัตน์พงศ์
ศ.เกียรติคุณ นพ.ไพรัช	เทพมงคล	ศ.นพ.พิทยภูมิ	ภัทรนธพร
ศ.เกียรติคุณ พญ.พวงทอง	ไกรพิบูลย์	รศ.นพ.ประเสริฐ	เลิศสงวนสินชัย
รศ.นพ.วิชาญ	หล่อวิทยา	รศ.นพ.ศรีชัย	ครุสันธิ์
ศ.เกียรติคุณ พญ.ลักษณะนา	โพชนกุล	ผศ.พญ.สมใจ	แดงประเสริฐ
พล.อ.ต.นพ.เอกชัย	วิเศษศิริ	ว่าที่ร้อยตรี นพ.ปิยะ	ประทีปเสนา
ศ.เกียรติคุณ พญ.วิมล	สุขถมยา	รศ.นพ.เต็มศักดิ์	พึงรัศมี
นพ.ยงยุทธ	คงนารัตน์	รศ.นพ.ชลเกียรติ	ขอประเสริฐ
พล.ต.หญิง รศ.พญ.พรศรี	คิดชอบ		

Content

มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 31 ฉบับที่ 2 กรกฎาคม - ธันวาคม 2568

- 03 คณะกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2568- 2570
- 04 คณะอนุกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2568- 2570
- 04 ที่ปรึกษาสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2568 - 2570
- 07 บรรณาธิการแถลง
-
- R1 การศึกษาเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ระหว่างอุปกรณ์ Vision RT และอุปกรณ์ Gating (RPM) ของผู้ป่วยมะเร็งปอดโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดลำรังสีรูปกรวย ของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์
Comparison of set up error of SBRT technique between Vision RT and Gating (RPM) for lung cancer using Cone-beam computed tomography (CBCT) at Chulalongkorn hospital
ณรงค์ช คำตา, พิมพ์ดา พงศ์ไพโรจน์, วรญา เงินเดือน
- R13 ตัวทำนายความล้มเหลวการทำประกันคุณภาพก่อนฉายรังสี ในผู้ป่วยที่วางแผนการรักษาด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน
Identifying predictive parameters for failure of DQA in patient using helical tomotherapy planning
วรรณวิษา บำรุงภักดิ์, ขวลิต หลักดี
- R30 การประเมินความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าผู้ป่วยในการฉายรังสีรักษามะเร็งอุ้งเชิงกราน: การศึกษาเปรียบเทียบระหว่างระบบภาพพื้นผิวสามมิติ (AlignRT) กับระบบเลเซอร์
Evaluation of Patient Setup Errors in Pelvic Cancer Radiation Therapy: A Comparative Study Between 3D Surface Imaging (AlignRT) and Conventional Laser Alignment
เกวณีน พิษผล, นภัสกร ศรีสุข, จารึก ก้านเพชร, ณัฐวัฒน์ สำราญใจ, ทวีป แสงแห่งธรรม
- R59 เทคนิคการทำ CT Simulation เพื่อทดแทนการทำ 4D-CT Simulation สำหรับผู้ป่วยมะเร็งปอด
Alternative techniques as a substitute for 4D-CT Simulation in Lung cancer patients
พลอย ดังสมักร, จิราพร เสตกรณกุล, อุทุมพร พ่วงรักษา, ชณิดา สถิตวัฒน์วิโรจน์, ศันสนีย์ คงคุ้ม, นีรนุช ทวีบุญ, นัทวรรณ ม่วงไม้, ศุภนิดา งามดี, ไพลิน พาพิโพธิ์

Content

มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 31 ฉบับที่ 2 กรกฎาคม - ธันวาคม 2568

- R72 จุดคุ้มทุนของการรักษาโรคมะเร็งด้วยเครื่องฉายรังสีเทคนิคแปรความเข้มเชิงปริมาตรแบบหมุนรุ่น Radixact® X9
Break-even point of Radixact® X9 helical tomotherapy machines for cancer treatment
ธราธร ตุงคะสมิต, เกศวลัย รัชชจิรวัดน์, สุรินทร์ อวดร่าง
- R88 การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานและการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของค่าดัชนีปริมาณรังสีกับ
พารามิเตอร์ในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ณ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร
Establishment of Typical Values and Correlation Analysis of Dose Indices with Scan Parameters in
Computed Tomography Simulation at Naresuan University Hospital
ชัยรัตน์ ชูศิลป์, กมลชนก นอบ, ศิวพล หมั่นสิงห์, ฉัตรวุฒิ พัทธวีรกุล, ณัฏฐณิชา อินละปะ, ทิชากร คำภูมิ,
ทิวตะวัน สอนกะสิน, สุมาลี ยับสันเทียะ



บรรณาธิการแถลง

เจ้าของ

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วัตถุประสงค์

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

นโยบายการพิจารณาบทความ

บทความทุกบทความจะต้องผ่านการพิจารณาโดยผู้ทรงคุณวุฒิในสาขาที่เกี่ยวข้องอย่างน้อย 2 ท่าน แบบผู้ทรงคุณวุฒิและผู้ที่ไม่ทราบชื่อท่านและกัน (double-blind review)

กำหนดออก

วารสารตีพิมพ์เผยแพร่ 2 ฉบับต่อปี ฉบับที่ 1 มกราคม - มิถุนายน และ ฉบับที่ 2 กรกฎาคม - ธันวาคม

สำนักงานกองบรรณาธิการ

สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
โทรศัพท์ : 66-2-2564334 โทรสาร : 66-2-2564590
E-mail : thairedjournal@gmail.com
Webpage : <https://www.tci-thaijo.org/index.php/jtar/index>

ที่ปรึกษา

รศ.นพ.ชลเกียรติ ขอบประเสริฐ
รศ.พญ.มณฑนา ชนะไชย
ศ.พญ.อัมมิจิ ชิตาพนารักษ์

บรรณาธิการ

ศ.นพ.ชาลิต เลิศบุษยานุกุล

รองบรรณาธิการ

รศ.(พิเศษ) ดร.พญ.ชนม์นิภา นันทวิทยา
อ.พญ.ฐิติพร จารุเอียร
ผศ.ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม
อ.ดร.พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตตร
รศ.พญ.พิมพ์ขวัญ กำเนิดศุภผล

กองบรรณาธิการ

ศ.นพ.เอกสิทธิ์ อร่าวิจิตรกุล ผศ.ดร.สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์
ผศ.นพ.ธนาพันธุ์ พิรวงศ์ รศ.พญ.พุดพิพรรณ ทวีทวีพงศ์
อ.นิภา ชุมสุวรรณ ผศ.พญ.จิราพร เสถียรณกุล
รศ.ลลิตา ดันติภูมิอมร อ.ธง โชติสุขิตพันธุ์
อ.แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์

ผู้ประสานงานกองบรรณาธิการ

ธันยรัศมี ตีวรรณวงศ์

ฝ่ายศิลปกรรม

วรัญญา อาศัยศาสน์

วารสาร Thai Journal of Radiation Oncology ปีที่ 31 ฉบับที่ 2 (กรกฎาคม-ธันวาคม 2568) สะท้อนถึงก้าวอย่างสำคัญของวงการรังสีรักษาไทย ที่มุ่งเน้นการบูรณาการเทคโนโลยีสมัยใหม่เข้ากับบริบทการบริหารจัดการทรัพยากรอย่างมีประสิทธิภาพ โดยประเด็นหลักในฉบับนี้ให้ความสำคัญกับการยกระดับความแม่นยำในการรักษาผ่านเทคโนโลยีภาพนำวิถีและการจัดทำผู้ป่วย โดยเฉพาะการพิสูจน์ประสิทธิภาพของ Surface Guided RT ใน มะเร็งปอดและอวัยวะที่ใกล้เคียงกันที่ให้ผลเหนือกว่าวิธีมาตรฐานเดิม ขณะเดียวกัน ยังแสดงถึงศักยภาพของบุคลากรไทยในการพัฒนาระบบวิธีก้าวหน้าและ เทคนิคทางฟิสิกส์การแพทย์เพื่อใช้ทดแทนการทำ 4D-CT ช่วยให้ได้ถึงความแม่นยำของเป้าหมายรังสีได้แม้ในศูนย์ที่มีข้อจำกัดด้านเครื่องมือ นอกจากมิติด้านคลินิกแล้ว วารสารฉบับนี้ยังก้าวไปสู่มุมมองด้านเศรษฐศาสตร์ สุขภาพด้วยการวิเคราะห์จุดคุ้มทุนของเครื่อง Radixact X9 ซึ่งเป็นข้อมูลเชิงประจักษ์ที่มีค่าต่อการตัดสินใจเชิงนโยบายและการลงทุนของสถานพยาบาล ผลงานทั้งหมดนี้จึงไม่เพียงแต่เป็นการแก้ไขปัญหาหน้างานในห้องฉายรังสี ของไทยเท่านั้น แต่ยังเป็นการสร้างฐานองค์ความรู้ที่เข้มแข็งเพื่อขยายผลสู่ความร่วมมือในระดับนานาชาติในอนาคต

บรรณาธิการ

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
Journal of Thai Association of Radiation Oncology

การศึกษาเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์
ระหว่างอุปกรณ์ Vision RT และอุปกรณ์ Gating (RPM) ของผู้ป่วยมะเร็งปอด
โดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดลำรังสีรูปกรวย
ของโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

Comparison of set up error of SBRT technique between
Vision RT and Gating (RPM) for lung cancer using Cone-beam
computed tomography (CBCT) at Chulalongkorn hospital

นงนุช คำตา¹, พิมพิดา พงศ์ไพโรถุมิ¹, วรญา เงินเถื่อน¹

¹สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพฯ

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

วรญา เงินเถื่อน

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย 1873 ถ.พระราม 4 แขวงปทุมวัน
เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

อีเมล: woraya.ng@gmail.com

Nongnut Khamta¹, Pimpida Phongphraiphum¹, Woraya Nguanthean¹

¹Division of Radiation Oncology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society, Bangkok

Corresponding author

Woraya Nguanthean

*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital,
Thai Red Cross Society 1873, Rama 4 Rd, Patumwan, Bangkok 10330, Thailand*

Submitted: Nov 5, 2024

Revised: Jun 17, 2025

Accepted: Jul 22, 2025

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การฉายรังสีมะเร็งปอดด้วยเทคนิคการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ เป็นการให้ปริมาณรังสีสูงไปยังก้อนมะเร็ง แต่เนื่องจากปอดเป็นอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวจากการหายใจตลอดเวลาทำให้ก้อนมะเร็งสามารถเคลื่อนที่ได้ จึงจำเป็นต้องมีอุปกรณ์จัดทำผู้ป่วยเพื่อให้มีการเคลื่อนไหวของตำแหน่งของก้อนมะเร็งน้อยที่สุดและต้องมีความถูกต้องแม่นยำในการจัดทำผู้ป่วยขณะรักษาด้วยการฉายรังสีมากที่สุด

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพอุปกรณ์จัดทำผู้ป่วยในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งปอดด้วยเทคนิค SBRT ร่วมกับการหายใจเข้าลึกสุดและกลั้นใจโดยใช้ระบบตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพผิวพื้นผิวจำลองของผู้ป่วย (Vision RT) และระบบ Real-time position management system (RPM, Gating)

วัสดุและวิธีการ: การศึกษาโดยการเก็บข้อมูลย้อนหลังโดยใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดลำรังสีรูปกรวย (Cone beam Computed tomography: CBCT) ที่ได้จากการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี ในกลุ่มผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาระหว่างเดือนมกราคม พ.ศ. 2564 ถึงเดือนธันวาคม พ.ศ. 2565 จำนวนผู้ป่วยในการศึกษาในครั้งนี้ทั้งหมด 30 ราย ได้รับการฉายรังสีทั้งหมด 130 ครั้งและได้รับการทำ CBCT ทั้งหมด 130 ครั้งเช่นเดียวกัน แบ่งเป็นสองกลุ่ม กลุ่มละ 65 ครั้ง กลุ่มแรกเป็นผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณปอดโดยใช้อุปกรณ์ระบบตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพผิวพื้นผิวจำลองของผู้ป่วย (Vision RT) และกลุ่มที่สองใช้ Real-time position management system (RPM, Gating) ซึ่งทั้ง 2 กลุ่ม ใช้ร่วมกับการหายใจเข้าลึกสุดและกลั้นใจ (DIBH) เปรียบเทียบกันโดยใช้ค่าความคลาดเคลื่อนจากการตรวจสอบตำแหน่ง CBCT ในทุกครั้งก่อนการฉายรังสี ทดสอบสมมติฐานการวิจัยโดยใช้สถิติในการวิเคราะห์ข้อมูล ได้แก่ ค่าเฉลี่ย, ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน และ t-test

ผลการศึกษา: ผู้ป่วยมะเร็งปอดที่ฉายรังสีด้วยเทคนิค SBRT ร่วมกับเทคนิค DIBH ที่ใช้อุปกรณ์ระบบตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพผิวพื้นผิวจำลองของผู้ป่วย (Vision RT) ในแนวหน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา พบว่าค่าคลาดเคลื่อนเฉลี่ยอยู่ที่ 0.25±0.19, 0.35±0.25 และ 0.19±0.19 ซม. ตามลำดับ ค่าความคลาดเคลื่อนของผู้ป่วยกลุ่มที่ใช้ RPM, Gating ในแนวในแนวหน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา พบว่าค่าคลาดเคลื่อนเฉลี่ยอยู่ที่ 0.41±0.26, 0.5±0.44 และ 0.27±0.23 ซม. ตามลำดับ และพบว่าการใช้อุปกรณ์ทั้งสองชนิดมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในแนวหน้า-หลัง (p-value = 0.0001) แนวศีรษะ-ปลายเท้า (p-value = 0.02) และ แนวซ้าย-ขวา (p-value = 0.04) ตามลำดับ

ข้อสรุป: การรักษาผู้ป่วยมะเร็งปอดด้วยเทคนิค SBRT ร่วมกับการหายใจเข้าลึกสุดและกลั้นใจ (DIBH) ด้วยการใช้อุปกรณ์ Vision RT สามารถช่วยลดความคลาดเคลื่อนและลดความแปรปรวนของข้อมูลในการจัดทำผู้ป่วยได้มากกว่าการใช้อุปกรณ์ RPM, Gating ซึ่งสิ่งสำคัญในการฉายรังสีคือการตรวจสอบตำแหน่งเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาด้วยการฉายรังสี

คำสำคัญ: การฉายรังสีร่วมฟิสิกส์, เทคนิคในการฉายรังสีหายใจเข้าลึกสุดและกลั้นใจ, การตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพผิวพื้นผิวจำลองของผู้ป่วย, ระบบจัดการตำแหน่งแบบเรียลไทม์ (RPM, Gating)

Abstract

Background: Radiation therapy for lung cancer using Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) involves delivering high doses of radiation to the cancerous tumor. However, since the lungs are constantly moving due to breathing, the tumor can also move. Therefore, it is necessary to have patient positioning devices to minimize the movement of the tumor and ensure the highest accuracy in patient positioning during radiation treatment.

Objectives: This study aims to compare the effectiveness of DIBH SBRT in lung cancer patients with the Vision RT system and Real-time position management system (RPM, Gating).

Materials and methods: This study is a retrospective study of a total of 30 patients who received treatment from January 2021 to December 2022, divided into 2 groups both receiving a DIBH SBRT at lung lesion treatment. The first one was combined with the Vision RT system, and the second one was with respiratory gating. Compared both groups by using shift value from image-guided radiation therapy (IGRT) which was a Cone-beam computed tomography (CBCT) and analyzed by using percentage, mean, standard deviation, and t-test.

Results: For DIBH SBRT in lung lesions combined with Vision RT, the mean shift values from CBCT in vertical, longitudinal, and lateral were 0.25 ± 0.19 cm, 0.35 ± 0.25 and 0.19 ± 0.19 cm, respectively. For DIBH SBRT combined with respiratory gating, the mean shift values from CBCT in vertical, longitudinal, and lateral were 0.41 ± 0.26 cm, 0.5 ± 0.44 cm. and 0.27 ± 0.23 cm, respectively. A statistically significant difference was observed between the two systems in the vertical direction (p-value = 0.0001), the longitudinal direction (p-value = 0.02), and the lateral direction (p-value = 0.04).

Conclusion: Treating lung cancer patients by using DIBH SBRT techniques combined with Vision RT can lower the shift values in CBCT caused by positioning error compared to the use of respiratory gating. Which can lower the change in re-positioning leading to the unnecessary exposure dose.

Keywords: SBRT, DIBH, Vision RT, Respiratory Gating

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 31(2): R1 - R12

บทนำ

การฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งปอด (Lung cancer) ด้วยเทคนิคการฉายรังสีร่วมพิทัด (Stereotactic ablative radiotherapy: SABR หรือ Stereotactic body radiotherapy: SBRT) เป็นเทคนิคการฉายรังสีที่ได้ผลดีและมีผลข้างเคียงต่ำ ซึ่งถือเป็นการรักษามาตรฐานหนึ่งในมะเร็งปอดระยะเริ่มต้น (T1-2N0) โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่ไม่สามารถผ่าตัดได้ เนื่องจากมีความเสี่ยงสูงจากการผ่าตัดและได้นำมาใช้รักษารอยโรคจากการแพร่กระจายที่ปอดซึ่งมักมีขนาดเล็ก จึงนับเป็นอีกทางเลือกหนึ่งสำหรับผู้ป่วย^[1,2] การฉายรังสีร่วมพิทัดเป็นการให้ปริมาณรังสีสูงไปยังก้อนมะเร็ง^[3] ดังนั้นความแม่นยำในการฉายรังสีมีความสำคัญมาก เนื่องจากปอดเป็นอวัยวะที่มีการเคลื่อนไหวตลอดเวลาทำให้การเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งตลอดเวลา การฉายรังสีจำเป็นต้องมีอุปกรณ์จัดทำผู้ป่วยเพื่อให้การเคลื่อนไหวของตำแหน่งของก้อนมะเร็งน้อยที่สุดขณะที่กำลังรักษา หรือสามารถติดตามการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งเพื่อใช้ในการกำหนดขอบเขตการรักษา^[4] สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์มีจำนวนผู้ป่วยที่จำเป็นต้องรักษาด้วยการฉายรังสีเทคนิค SBRT เพิ่มขึ้นในทุกปี สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา นิยมใช้วิธีการฉายรังสีแบบ Respiratory gating method โดยใช้ Real-time position management (RPM) system (RPM, Gating, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) ร่วมกับเทคนิคในฉายรังสีหายใจเข้าลึกสุดและกลั้นใจนิ่ง (Deep inspiration breath hold: DIBH) แต่พบว่าการจัดทำของผู้ป่วยในห้องฉายรังสีมีความยุ่งยาก ดังนั้นจึงมีการนำอีกวิธีเข้ามาใช้ในการรักษา คือ การใช้ระบบตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพผิวพื้นผิวจำลองของผู้ป่วย^[5] (Surface tracking system; Vision RT Ltd, London, UK) จึงทำให้ทีมผู้วิจัยสนใจในการศึกษาเปรียบเทียบระหว่าง

วิธี RPM, Gating และ Vision RT ร่วมกับเทคนิคในฉายรังสีหายใจเข้าลึกสุดและกลั้นใจนิ่ง (Deep inspiration breath hold: DIBH) เปรียบเทียบกันโดยการใช้ระบบนำวิถีหรือ Image-guided radiotherapy: IGRT ด้วยการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดลำรังสีรูปกรวย (Cone beam Computed tomography: CBCT) ในการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี ดังนั้นในการศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งปอดด้วยเทคนิค SBRT ร่วมกับการหายใจแบบ DIBH โดยใช้ Vision RT และ RPM, Gating

วัสดุและวิธีการ

การวิจัยนี้เป็นการศึกษาแบบย้อนหลังโดยการเก็บข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการทำภาพ CBCT โดยกลุ่มผู้ป่วยสำหรับการศึกษานี้ คือ ผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาด้วยการฉายรังสีบริเวณปอดด้วยเทคนิค SBRT ร่วมกับการหายใจแบบ DIBH ด้วยเครื่องฉายรังสีหือวารีเยน รุ่นทรูบีม (Varian Medical System. Inc., Palo Alto, CA) ณ สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ช่วงเดือนมกราคม พ.ศ.2564 ถึงเดือน ธันวาคม พ.ศ. 2565 จำนวนผู้ป่วยในการศึกษาในครั้งนี้ทั้งหมด 30 ราย ซึ่งได้รับการฉายรังสีรวมทั้งหมด 130 ครั้งและได้รับการทำ CBCT รวมทั้งหมด 130 ครั้งเช่นเดียวกัน โดยแบ่งข้อมูลออกเป็นสองกลุ่ม ซึ่งในแต่ละกลุ่มได้ทำภาพ CBCT กลุ่มละ 65 ครั้ง กลุ่มแรกเป็นผู้ป่วยมะเร็งได้รับการฉายรังสีบริเวณปอดโดยใช้ Vision RT และกลุ่มที่สองใช้ RPM, Gating นำมาเปรียบเทียบกันโดยใช้ค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการเปรียบเทียบภาพ CBCT และภาพจำลองการรักษา (CT Simulation) ในแนวหน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า และ แนวซ้าย-ขวา

การจัดทำผู้ป่วยในขั้นตอนการจำลองการรักษา

การจัดทำและการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยจัดเหมือนกันทั้งสองกลุ่ม โดยผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหงาย มือทั้งสองข้างยกขึ้นเหนือศีรษะจับอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยชนิด Wing board ใช้ร่วมกับหมอนรองใต้เข่าชนิด knee support ในขั้นตอนการจำลองการรักษาเทคนิคกลืนใจแบบ DIBH ที่รพ.จุฬาฯ ใช้เฉพาะอุปกรณ์ RPM ร่วมกับเครื่องจำลองการรักษาแบบ 3-4 มิติ โดยวางกล่องรับสัญญาณ RPM, Gating ไว้ที่ตำแหน่งกึ่งกลางระหว่าง ลิ้นปี่ (Xyphoid process) กับสะดือ (Umbilicus) ของผู้ป่วย เมื่อจบขั้นตอนการจำลองการรักษานักรังสีการแพทย์ทำการขีดเส้นบนตัวผู้ป่วย เพื่อใช้ในการจัดทำและใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิง (Reference)

การจัดทำผู้ป่วยในขั้นตอนการฉายรังสี

การจัดทำผู้ป่วยในห้องฉายรังสีแบ่งเป็นสองกลุ่ม กลุ่มที่หนึ่ง ใช้อุปกรณ์ Vision RT แสดงในภาพที่ 1 จัดทำในขณะที่สั่งให้ผู้ป่วยหายใจแบบ DIBH โดยให้เส้นที่ขีดบนตัวผู้ป่วยที่ได้จากขั้นตอนการจำลองการรักษา (reference) ตรงกับเลเซอร์ห้องฉายแสง หลังจากนั้นตรวจสอบตำแหน่งโดยการถ่ายภาพ CBCT

กลุ่มที่สอง ใช้ระบบ RPM, Gating จัดทำผู้ป่วย โดยวางกล่องรับสัญญาณสำหรับระบบ RPM, Gating ตรงตำแหน่งเดียวกันจากห้องจำลองการรักษา แสดงในภาพที่ 2 ปรับเตียงหรือจัดทำผู้ป่วยให้ตำแหน่งอ้างอิงบนตัวผู้ป่วยตรงกับเลเซอร์ห้องฉายรังสีขณะให้ผู้ป่วยหายใจแบบ DIBH หลังจากนั้นถ่ายภาพ CBCT เช่นกัน



ภาพที่ 1 การจัดทำผู้ป่วยด้วยระบบการตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพพื้นผิวจำลองของผู้ป่วย Vision RT

การตรวจสอบตำแหน่งและบันทึกข้อมูล

ขั้นตอนการทำ CBCT ก่อนการฉายรังสีทุกครั้ง โดยใช้กระบวนการซ้อนทับภาพแบบอัตโนมัติ (auto-registration) ด้วยซอฟต์แวร์ OBI version 2.5 MR2 (Varian Medical System. Inc., Palo Alto, CA)^[6] กำหนดให้ผู้ป่วยทั้งสองกลุ่มหายใจแบบ DIBH ขณะการทำ CBCT และบันทึกค่าความคลาดเคลื่อนทั้งสามแนว คือ แนวหน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา

แสดงในภาพที่ 3 และให้นักรังสีการแพทย์ผู้มีความชำนาญมากกว่า 10 ปี จำนวน 2 คน เป็นผู้ยืนยันอีกครั้ง

หลังจากนั้นนำผลค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้ในทั้งสามแนวเปรียบเทียบโดยใช้ ค่าเฉลี่ย (Mean) และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน(SD) และใช้สถิติ independent t-test ในการทดสอบความแตกต่างของ 2 ระบบ โดยกำหนดระดับความเชื่อมั่นที่ 95



ภาพที่ 2 แสดงตำแหน่งการวางกล่องรับสัญญาณ Real-time position management (RPM, Gating)

Treatment values (Isocentric Standard, Varian IEC) X

Treatment beam

ID A1 G330-120

Date/Time 03/01/2024 10:54:37

Fraction 1

Treatment record

	Image	Treatment	Difference	
Couch Vrt	12.22	12.82	+0.60	cm
Couch Lng	+124.39	+123.63	-0.76	cm
Couch Lat	993.14	993.19	+0.05	cm
Couch Pitch				°
Couch Roll				°
Couch Rtn	0.0	0.0	0.0	°
Source Rtn		330.0		°
Coll Rtn		5.0		°

Close

ภาพที่ 3 ตัวอย่างค่าความคลาดเคลื่อนจากการตรวจสอบตำแหน่งด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CBCT)

ผลการศึกษา

จากการศึกษาในตารางที่ 1 แสดงข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วย 30 ราย ช่วงอายุตั้งแต่ 16-84 ปี ได้รับปริมาณรังสี

จากการฉายรังสีด้วยเทคนิค SBRT ร่วมกับการหายใจ การหายใจแบบ DIBH รายละเอียด 6-30 Gy จำนวน 1-5 ครั้ง^[7]

ตารางที่ 1 ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยในการฉายรังสีด้วยเทคนิค Vision RT และ Gating (RPM)

หัวข้อ	จำนวนทั้งหมด	Vision RT	Gating (RPM)
จำนวนผู้ป่วย	30 ราย	15 ราย	15 ราย
เพศชาย	17 ราย	10 ราย (66.7%)	7 ราย (46.7%)
เพศหญิง	13 ราย	5 ราย (33.3%)	8 ราย (53.3%)
การจำลองการรักษาเทคนิค DIBH	30 ราย	-	30 ราย
การฉายรังสีเทคนิค SBRT+DIBH	130 ครั้ง	65 ครั้ง	65 ครั้ง
การทำ CBCT+DIBH	130 ครั้ง	65 ครั้ง	65 ครั้ง

คำย่อ: Vision RT = Surface tracking system Radiation Therapy, RPM= Real-time position management, DIBH = Deep inspiration breath hold, SBRT = Stereotactic body radiotherapy, CBCT = Cone beam Computed tomography

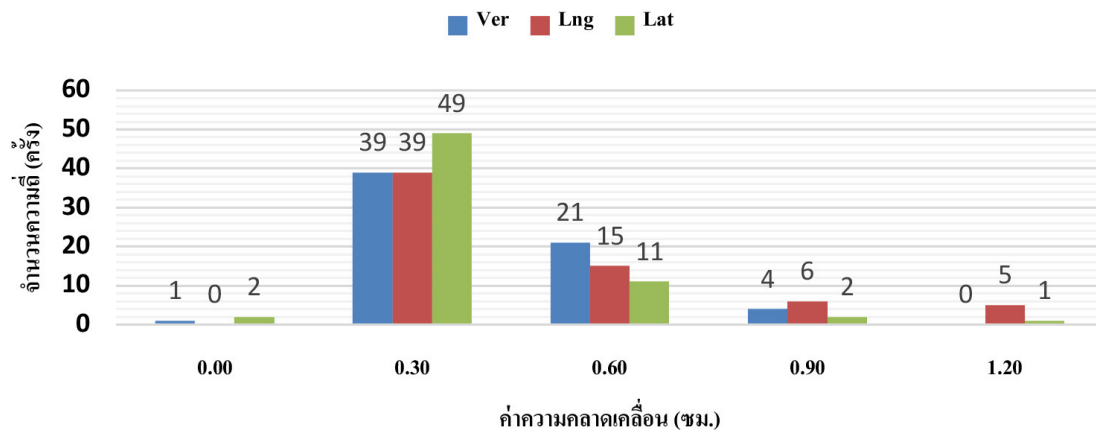
ภาพที่ 4 แสดงความถี่ของความคลาดเคลื่อนในการใช้ Vision RT ในการฉายรังสีในแนว หน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา ตามลำดับในแนวแกน Y แทนจำนวนความถี่ของข้อมูล (ครั้ง) และแกน X แทนค่าความคลาดเคลื่อน (ซม.) พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง 0 ถึง 1.20 ซม. และมีจำนวนความถี่มากที่สุดทั้งสามทิศทางในช่วงความคลาดเคลื่อน 0.01 ถึง 0.30 ซม. โดยในแนวหน้า-หลังมีค่าความถี่จำนวน 39 ครั้ง แนวศีรษะ-ปลายเท้า 39 ครั้ง และแนว ซ้าย-ขวา จำนวน 49 ครั้ง

ภาพที่ 5 แสดงความถี่ของความคลาดเคลื่อนสำหรับผู้ป่วยกลุ่มที่ใช้ RPM, Gating ในการฉายรังสีแนว หน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา ตามลำดับ ในแนวแกน Y แทนความถี่ ของข้อมูล (ครั้ง) และแกน X แทนค่าความคลาดเคลื่อน (ซม.) พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วง 0.01 จนถึง 1.80 ซม. โดยมีจำนวนความถี่มากที่สุดทั้งสามทิศทางแบ่งเป็นค่าความถี่สูงสุดในแนว แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และ

แนวซ้าย-ขวาในช่วง 0.10 ถึง 0.30 ซม. มีจำนวน 30 และ 42 ครั้ง และค่าความถี่สูงสุดในแนว หน้า-หลัง ในช่วง 0.31 ถึง 0.60 ซม. จำนวน 31 ครั้ง และยังพบว่ามีความคลาดเคลื่อนมากกว่า 0.91 ซม. ขึ้นไป มีความถี่มากที่สุดในแนว ศีรษะ-ปลายเท้า จำนวน 10 ครั้ง

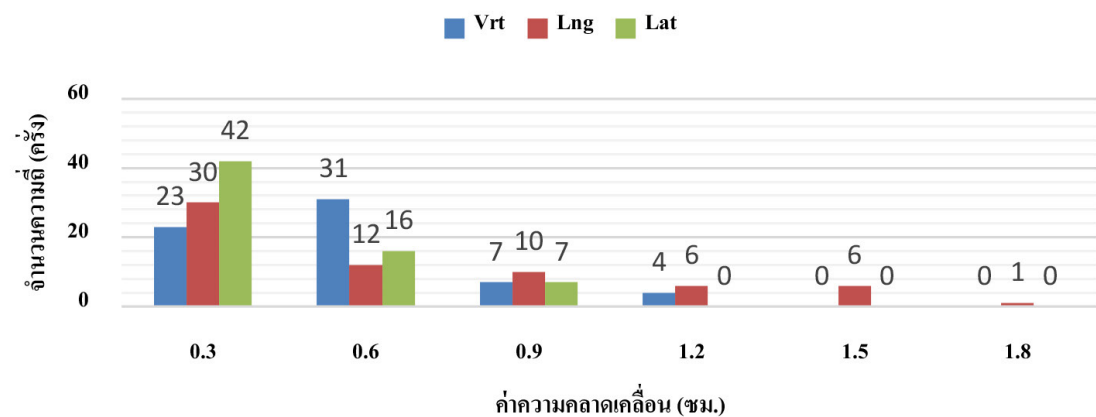
เมื่อนำข้อมูลความคลาดเคลื่อนจากการทำ CBCT ของผู้ป่วยที่ฉายรังสีด้วยเทคนิค SBRT + DIBH ทั้งสองกลุ่ม กลุ่มละ 65 ครั้ง มาคำนวณหาค่าคลาดเคลื่อน สูงสุด-ต่ำสุด ค่าเฉลี่ย และค่าความแปรปรวน แสดงใน **ตารางที่ 2** พบว่า กลุ่มที่ใช้ Vision RT ในแนว หน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา มีค่าคลาดเคลื่อนเฉลี่ยอยู่ที่ 0.25+0.19, 0.35+0.25 และ 0.19+0.19 ซม. ตามลำดับ และค่าความคลาดเคลื่อนของการทำ CBCT ในผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณปอดกลุ่มที่ใช้ RPM, Gating ในแนว หน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา มีค่าคลาดเคลื่อนเฉลี่ยอยู่ที่ 0.41+0.26, 0.50+0.44 และ 0.27+0.23 ซม. ตามลำดับ

Vision RT



ภาพที่ 4 แสดงความถี่ค่าความคลาดเคลื่อนผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณปอดกลุ่มที่ใช้ Vision RT

RPM, Gating



ภาพที่ 5 แสดงความถี่ค่าความคลาดเคลื่อนผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณปอดกลุ่มที่ใช้ RPM, Gating

ตารางที่ 2 การเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยจากการทำ CBCT จำนวนทั้งหมดกลุ่มละ 65 ครั้ง ในผู้ป่วยฉายรังสีบริเวณปอดด้วยเทคนิค SBRT + DIBH ในแนวหน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา ระหว่างกลุ่มที่ใช้ Vision RT และ RPM, Gating

Parameters	Vision RT			RPM, Gating		
	หน้า-หลัง (ชม.)	ศีรษะ-ปลายเท้า (ชม.)	ซ้าย-ขวา (ชม.)	หน้า-หลัง (ชม.)	ศีรษะ-ปลายเท้า (ชม.)	ซ้าย-ขวา (ชม.)
Max	0.81	1.06	0.93	1.16	1.79	0.86
Min	0	0.04	0	0.02	0.01	0.01
Mean+SD	0.25+0.19	0.35+0.25	0.19+0.19	0.41+0.26	0.50+0.44	0.27+0.23

คำย่อ: Vision RT = Surface tracking system Radiation Therapy, * RPM = Real-time position management, ชม. = เซนติเมตร, Max = Maximum, Min = Minimum, Mean+SD = Mean and Standard Deviation

เมื่อทำการทดสอบสถิติด้วย independent t-test พบว่าการใช้อุปกรณ์ทั้งสองชนิดมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในแนวหน้า-หลัง (p-value = 0.0001: Vertical) แนวศีรษะ-ปลายเท้า (p-value = 0.02: Longitudinal) และ แนวซ้าย-ขวา (p-value = 0.04: Lateral) ตามลำดับ

บทวิจารณ์

จากผลการศึกษาในภาพที่ 4 และ 5 พบว่าทั้งสองกลุ่มมีค่าความถี่ความคลาดเคลื่อนมากที่สุดทั้งสามทิศทาง (หน้า-หลัง, ศีรษะ-ปลายเท้า, ซ้าย-ขวา) ในช่วงความคลาดเคลื่อน 0.01 ถึง 0.30 ซม. ซึ่งอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ของรพ.จุฬาฯ เท่ากับ 0.3 ซม. และจากตารางที่ 2 กลุ่มที่ใช้อุปกรณ์ Vision RT มีค่าเฉลี่ยค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่ากลุ่มที่ใช้อุปกรณ์ RPM, Gating ทั้งสามทิศทาง แสดงให้เห็นว่าการใช้ระบบตรวจสอบตำแหน่งด้วยภาพพื้นผิวจำลองของผู้ป่วย (Vision RT) ในขณะที่ทำการจัดทำโดยแสดงผลผ่านทางระบบ

คอมพิวเตอร์ในห้องฉายรังสีทันที่ ทำให้การจัดท่ามีความถูกต้องและแม่นยำมากขึ้น ผลที่ได้ยังสอดคล้องกับงานวิจัยของ Rong Y และคณะ^[8] ที่ทำงานวิจัยเกี่ยวกับระบบ Vision RT และระบบ Gating ในการจัดทำผู้ป่วยโดยใช้เทคนิคการตรวจจับการหายใจแบบ DIBH ผลที่ได้แสดงให้เห็นว่าระบบ Vision RT ช่วยเพิ่มความถูกต้องและแม่นยำในการจัดทำมากกว่าการใช้เพียงระบบ Gating หรือ RPM เช่นกัน

นอกจากนั้น ค่าเฉลี่ยการคลาดเคลื่อนในการจัดทำมากที่สุดคือในแนวศีรษะ-ปลายเท้า^[9,10,11] และกลุ่มผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ RPM, Gating (0.50+0.44 ซม.) มากกว่า เมื่อเทียบกับ vision RT (0.35+0.25) เนื่องจากเกิดการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งหรืออวัยวะข้างเคียงที่มีการเคลื่อนที่ตามการหายใจ ซึ่งผลการวิจัยไปในทิศทางเดียวกับงานวิจัยของวรรณญา^[9] โดยพบความคลาดเคลื่อนตามการหายใจสูงสุดในแนวศีรษะ-ปลายเท้า (ค่าความคลาดเคลื่อนที่ แนว หน้า-หลัง, แนวศีรษะ-ปลายเท้า, และแนวซ้าย-ขวา: 0.08±0.48, 0.14±0.52

และ 0.11 ± 0.45 ซม. ตามลำดับ) และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Sebastian Sarudis และคณะ^[10] ที่ทำการศึกษากลไกการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งในปอดซึ่งพบมีความคลาดเคลื่อนแนวศีรษะ-ปลายเท้ามีค่าสูงสุด และงานวิจัยของนิรุฒและคณะ^[11] ที่ศึกษาความคลาดเคลื่อนในการฉายรังสีของผู้ป่วยมะเร็งบริเวณทรวงอกและช่องท้องพบว่า มีความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยในแนวศีรษะ-ปลายเท้าสูงสุดเมื่อเทียบกับความคลาดเคลื่อนจากแนวอื่น

ข้อสรุป

จากการศึกษาวิจัยในครั้งนี้สามารถสรุปว่าการรักษาผู้ป่วยมะเร็งปอดด้วยเทคนิค SBRT ร่วมกับเทคนิคการหายใจเข้าลึกสุด-กลั้นใจ (DIBH) ด้วยการใช้อุปกรณ์

Vision RT ในการฉายรังสีสามารถช่วยลดความคลาดเคลื่อนและลดความแปรปรวนของข้อมูลในการจัดทำผู้ป่วยได้มากกว่าการใช้อุปกรณ์ RPM, Gating ดังนั้นในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งปอดด้วยเทคนิคนี้ควรมีการถ่ายภาพตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกครั้ง เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพความถูกต้องแม่นยำในการรักษาผู้ป่วยโดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับเทคนิคการรักษาที่ซับซ้อนที่มีการให้ปริมาณรังสีสูง

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบพระคุณ รังสีแพทย์ และนักรังสีการแพทย์ กลุ่มงานรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทยทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือและอำนวยความสะดวกในการเก็บข้อมูล

เอกสารอ้างอิง

1. Nguanthean W, Wong S. Knowledge for radiotherapists about stereotactic body radiotherapy for lung lesions. J Thai Assn of Radiat Oncol. 2022; 28: O1-O13.
2. Puangragsa U, Pleanarom S, Phongprapun W, Thananphuwasit U, Yaemchaisarn C, Pongpaiboon F, et al. Stereotactic Body Radiotherapy in lung cancer and lung metastases patient at Siriraj hospital. J Thai Assn of Radiat Oncol. 2022;28: O49-O71.
3. ศิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม และ พันทิวา อุณหศิริ. ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา (Physics of Radiotherapy). 1st, editor. กรุงเทพฯ: Ideol Digital Print; 2563.
4. 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.
5. 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.
6. Sanghangtum T. Imaging in radiotherapy. J Thai Assn of Radiat Oncol. 2016;22: 16-23.

7. Benedict SH, Yenice KM, Followill D, Galvin JM, Hinson W, Kavanagh B, et al. Stereotactic body radiation therapy: the report of AAPM Task Group 101. *Med Phys*. 2010;37: 4078-101.
8. Rong Y, Walston S, Welliver MX, Chakravarti A, Quick AM. Improving Intra-Fractional Target Position Accuracy Using a 3D Surface Surrogate for Left Breast Irradiation Using the Respiratory-Gated Deep-Inspiration BreathHold Technique. *PLoS One*. 2014 May 22;9:e97933.
9. Nguanthean W. The patient setting up comparison between using two immobilization devices for lung cancer patient. *J Thai Assn of Radiat Oncol*. 2018;24: 29-37.
10. Sarudis S, Karlsson Hauer A, Nyman J, Bäck A. Systematic evaluation of lung tumor motion using four-dimensional computed tomography. *Acta Oncol*. 2017 56: 525-30.
11. ทวีบุญ น, ดินทุกานนท์ ค, เดชะวงศ์สุวรรณ ส. Comparison of Setup error of isocenter between above and below nipple levels in thoracic and upper abdominal malignancies using KV orthogonal or Cone-beam computed tomography (CBCT) images at Siriraj Hospital. *J Thai Assn of Radiat Oncol*. 2018;24: 25-34.

ตัวทำนายความล้มเหลวการทำประกันคุณภาพก่อนฉายรังสี
ในผู้ป่วยที่วางแผนการรักษาด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน
Identifying predictive parameters for failure of DQA in patient
using helical tomotherapy planning

วรรณวิษา บำรุงักดี¹, ชวลิต หลักดี¹

¹หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

วรรณวิษา บำรุงักดี

หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก

90 ถนนศรีธรรมไตรปิฎก ตำบลในเมือง อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

E-mail: kureekureekuree@gmail.com

Wanwisa Bumrungpagdee¹, Chawalit Lakdee¹

¹Radiotherapy Unit, Department of Radiology, Buddhachinaraj Phitsanulok Hospital

Corresponding author

Wanwisa Bumrungpagdee

Radiotherapy Unit, Department of Radiology, Buddhachinaraj Phitsanulok Hospital

90 Srithamtripidok Road, Nai Mueang, Mueang Phitsanulok District, Phitsanulok 65000

E-mail: kureekureekuree@gmail.com

Submitted: Apr 22, 2025

Revised: Jul 12, 2025

Accepted: Aug 15, 2025

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน ต้องประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษา ในกรณีที่ไม่สามารถทำได้ เช่น ผู้ป่วยที่ต้องฉายรังสีเพื่อหยุดการไหลของเลือด ผู้ป่วยที่ต้องฉายรังสีเพื่อบรรเทาอาการปวด และผู้ป่วยที่ต้องฉายรังสีตามระยะเวลาที่กำหนดที่ไม่สามารถรอทำประกันคุณภาพก่อนฉายได้ ซึ่งต้องวางแผนการรักษาแล้วฉายรังสีทันที

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาตัวทำนายที่ทำให้การประกันคุณภาพก่อนฉายรังสีล้มเหลว และสร้างแบบจำลองการประกันคุณภาพก่อนฉายรังสี

วัสดุและวิธีการ: เก็บข้อมูลย้อนหลังจากแผนการรักษาที่ถูกเก็บไว้ในโปรแกรม Accuray Precision ได้แก่ treatment sites: head and neck, brain, chest, abdomen และ pelvis, fraction dose, target volume, field width: 1 cm, 2.5 cm, 5 cm, pitch, modulation factor (planned and actual), gantry rotations, gantry period, beam on time, couch travel, couch speed, fraction MUs, leaf open time(max), leaf open time(min), leaf open time(mean), leaf open time(mode) และ leaf open time(std) ภายในหน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก ตั้งแต่ มกราคม 2563 ถึง ธันวาคม 2566 วิเคราะห์ตัวแปรทำนายการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลวด้วย odds ratio, OR จาก logistic regression analysis ผ่านวิธี stepwise backward selection

ผลการศึกษา: ตัวทำนายที่เพิ่มโอกาสให้การทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลว จนเป็นเหตุให้ต้องทำการวางแผนการรักษาใหม่ ได้แก่ treatment sites: pelvis (OR 2.91, 95% CI 1.52-5.57), field width 2.5 cm (OR 0.25, 95% CI 0.07-0.91), beam on time (OR 0.99, 95% CI 0.99-0.99), Couch speed (mm/sec) (OR 0.14, 95% CI 0.03-0.60), leaf open time (mode) (ms) (OR 0.99, 95% CI 0.99-1.00) และ leaf open time (std) (ms) (OR 1.02, 95% CI 1.01-1.04)

ข้อสรุป: ตัวทำนายที่ได้จากการศึกษานี้สามารถนำไปประยุกต์ใช้เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการวางแผนการรักษา ลดความจำเป็นในการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีซ้ำ และลดระยะเวลาการคอยในกรณีที่ต้องวางแผนใหม่ โดยเฉพาะในสถานการณ์เร่งด่วนที่ไม่สามารถทำประกันคุณภาพได้ จึงเป็นเครื่องมือสนับสนุนการตัดสินใจทางคลินิกได้อย่างรวดเร็วและแม่นยำยิ่งขึ้น

คำสำคัญ: การฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน, การประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA), การวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคปรับความเข้ม (IMRT), แบบจำลองการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี

Abstract

Background: Radiation therapy using helical tomotherapy requires pre-treatment delivery quality assurance (DQA) to verify treatment accuracy. However, in certain urgent situations such as patients requiring radiation to stop bleeding, those receiving radiation for pain relief, or those with a strictly scheduled treatment course where DQA cannot be performed immediate treatment planning and delivery are necessary without DQA verification.

Objective: To identify predictors associated with DQA failure and to develop a predictive model for pre-treatment DQA in helical tomotherapy.

Materials and Methods: Data were retrospectively collected from treatment plans stored in the Accuray Precision system. The data included the following parameters: treatment sites (Head and Neck, Brain, Chest, Abdomen, and Pelvis), fraction dose, target volume, field width (1 cm, 2.5 cm, 5 cm), pitch, modulation factor (planned and actual), gantry rotations, gantry period, beam-on time, couch travel, couch speed, fraction monitor units (MUs), and leaf open time parameters (maximum, minimum, mean, mode, and standard deviation). All data were obtained from the Radiation Oncology Unit, Department of Radiology, Buddhachinaraj Hospital, Phitsanulok, between January 2020 and December 2023. Predictive factors for delivery quality assurance (DQA) failure prior to treatment delivery were analyzed using odds ratios (ORs) derived from logistic regression analysis with stepwise backward selection.

Results: Predictors significantly associated with DQA failure requiring treatment re-planning included: pelvic treatment sites (OR 2.91, 95% CI 1.52-5.57), field width of 2.5 cm (OR 0.25, 95% CI 0.07-0.91), beam on time (OR 0.99, 95% CI 0.99-0.99), couch speed (mm/sec) (OR 0.14, 95% CI 0.32-0.60), leaf open time (mode) (OR 0.99, 95% CI 0.99-1.00), and leaf open time (std) (OR 1.02, 95% CI 1.01-1.04).

Conclusion: The predictors obtained from this study can be applied to improve the efficiency of treatment planning, reduce the necessity of repeating pre-treatment quality assurance, and shorten the waiting time in cases where re-planning is required, especially in urgent situations where quality assurance cannot be performed. Therefore, they serve as tools to support clinical decision making more rapidly and accurately.

Keywords: Helical tomotherapy, pre-treatment delivery quality assurance (DQA), intensity-modulated radiation therapy (IMRT) planning, predictive model for DQA

หลักการและเหตุผล

การฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (Helical Tomotherapy: HT) เป็นเทคนิคการฉายรังสีที่ผสมผสานระหว่าง การวางแผนการรักษาด้วยเทคนิคปรับความเข้มของรังสี (Intensity-Modulated Radiation Therapy: IMRT) และ ระบบการนำทางด้วยภาพจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography: CT-Guided Imaging)^[1] ทำให้สามารถปรับการกระจายของปริมาณรังสีให้สอดคล้องกับรูปร่างของเป้าหมายการรักษาได้อย่างแม่นยำ เนื่องจาก Helical Tomotherapy เป็นการฉายรังสีแบบหมุนเกลียวที่มีการปรับความเข้ม ทำให้การวางแผนการรักษามีความซับซ้อนสูงกว่าเทคนิคการฉายรังสีแบบทั่วไป การประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (Pre-Treatment Delivery Quality Assurance: DQA) จึงเป็นขั้นตอนที่สำคัญอย่างยิ่ง เพื่อยืนยันว่าปริมาณรังสีที่ส่งออกมานั้นสอดคล้องกับแผนการรักษาที่ออกแบบไว้

การประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (Pre-Treatment Delivery Quality Assurance: DQA) มีวัตถุประสงค์เพื่อ ตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษา ก่อนที่จะนำไปใช้กับผู้ป่วยจริง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเทคนิคที่มีความซับซ้อน เช่น IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy), VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy), SBRT (Stereotactic Body Radiation Therapy) และ HT (Helical Tomotherapy)^[2-5] ขั้นตอนการทำการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ประกอบด้วย การส่งแผนการรักษาที่วางแผนไว้ไปฉายรังสีบน phantom ที่ติดตั้งหัววัด ionization chamber แสดงดังภาพที่ 1 จากนั้นจึงนำค่าปริมาณรังสีที่วัดได้มาเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากการคำนวณของระบบวางแผนการรักษา (Treatment Planning System:TPS) โดยอิงตามเกณฑ์

ความคลาดเคลื่อนที่ยอมรับได้ คือ %dose difference ต้องน้อยกว่า $\pm 3\%$ หากผลการประเมินล้มเหลว หมายความว่าความคลาดเคลื่อนระหว่างค่าที่วัดได้กับค่าที่คำนวณไว้เกินขอบเขตที่กำหนด อันดับแรกแผนการรักษาดังกล่าวจะถูกวัดซ้ำ หากวัดซ้ำแล้วยังล้มเหลว จะทำการปรับจุดของการวัดใหม่ และหากยังล้มเหลว แผนการรักษาจะถูกวางแผนการรักษาใหม่ ซึ่งส่งผลให้กระบวนการรักษาล่าช้า ผู้ป่วยต้องรอนานขึ้น และเพิ่มภาระงานให้กับนักฟิสิกส์การแพทย์

พารามิเตอร์ที่มีผลต่อคุณภาพของแผนการรักษาและผลการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี ได้แก่ pitch, field width (FW), modulation factor (MF) และ leaf open time (LOT)^[6] โดย pitch คือ อัตราการหมุนของเครื่องฉายรังสีต่อระยะการเคลื่อนที่ของเตียงผู้ป่วย ซึ่งมีผลต่อความละเอียดของการกระจายรังสี Field Width (FW) คือ ความกว้างของลำแสงที่ส่งออกมา ซึ่งสัมพันธ์กับระยะเวลาการรักษา Modulation Factor (MF) คือ ความสามารถในการปรับความเข้มของลำแสงที่แตกต่างกันตามจุดต่าง ๆ ของเป้าหมายการรักษา และ Leaf Open Time (LOT) คือ ระยะเวลาที่ MLC (Multileaf Collimator) เปิดเพื่อให้ลำแสงผ่าน ซึ่งมีผลต่อความแม่นยำในการส่งรังสี จากการศึกษาที่ผ่านมาแสดงให้เห็นว่า pitch, FW และ MF เกี่ยวข้องกับคุณภาพของแผนการรักษาที่ฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุนและแสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวางแผนการรักษากับผลของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีในการตรวจสอบการกระจายของปริมาณรังสี^[7-13] อย่างไรก็ตาม ปัจจัยอื่นที่เกี่ยวข้องกับความล้มเหลวของการทำการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ยังไม่ได้รับการวิเคราะห์อย่างครอบคลุม ในบริบทของการฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (HT) ที่ใช้เทคนิคการวางแผนการรักษาแบบซับซ้อน

ด้วยเหตุนี้ การพัฒนาแบบจำลองที่สามารถทำนายความล้มเหลวของการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้อย่างแม่นยำ จึงมีความสำคัญ เพราะจะช่วยลดขั้นตอนที่ซับซ้อนในกระบวนการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี ลดการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ซ้ำ ลดภาระงานของนักฟิสิกส์การแพทย์ และลดระยะเวลารอคอยของผู้ป่วยในกรณีที่แผนการรักษาการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ล้มเหลว รวมถึงช่วยให้สามารถวางแผนการรักษาและเริ่มฉายรังสีได้เร็วขึ้นในกรณีเร่งด่วนที่ไม่สามารถทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้

ที่ผ่านมา มีงานวิจัยหลายฉบับที่พัฒนาแบบจำลองเพื่อทำนายผลลัพธ์ของการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) โดยใช้พารามิเตอร์จากแผนการรักษา เช่น ได้ใช้การวิเคราะห์เชิงสถิติเพื่อพยากรณ์ผลของการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีของ Helical Tomotherapy^[14] และมีการศึกษาการประยุกต์ใช้ machine learning และ knowledge-based planning เพื่อทำนายผลลัพธ์ของการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ในหลายเทคนิค^[15,16] แม้ว่างานวิจัย

เหล่านี้แสดงให้เห็นถึงศักยภาพของแบบจำลองในการช่วยคัดกรองแผนที่มีแนวโน้มล้มเหลวในการประกันคุณภาพ แต่ยังมีข้อจำกัด เช่น ไม่ครอบคลุมตัวแปรทั้งหมดที่ใช้ในการวางแผนการรักษาสำหรับเครื่องฉายรังสีแบบ Helical Tomotherapy และยังต้องการการประเมินเพิ่มเติมในบริบทคลินิกจริง

ดังนั้นการวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์เพื่อ ศึกษาปัจจัยทำนายความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีแบบจุด ใช้ในการตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษา, ลดการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีซ้ำ, ลดภาระงานและลดระยะเวลารอคอยของผู้ป่วยจากการวางแผนการรักษาใหม่ กรณีทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลว และสร้างแบบจำลองเพื่อใช้ทดแทนการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีของการวัดปริมาณรังสีแบบจุด ในกรณีที่ไม่สามารถทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีได้ เช่นในกรณีเคสเร่งด่วนที่ต้องการทำการวางแผนการรักษา และทำการฉายรังสีเลยทันที เพื่อลดภาระงานของนักฟิสิกส์การแพทย์ และเพิ่มความรวดเร็วในการได้รับการฉายรังสีที่เร็วขึ้นของผู้ป่วย



ภาพที่ 1 การทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีแบบจุด

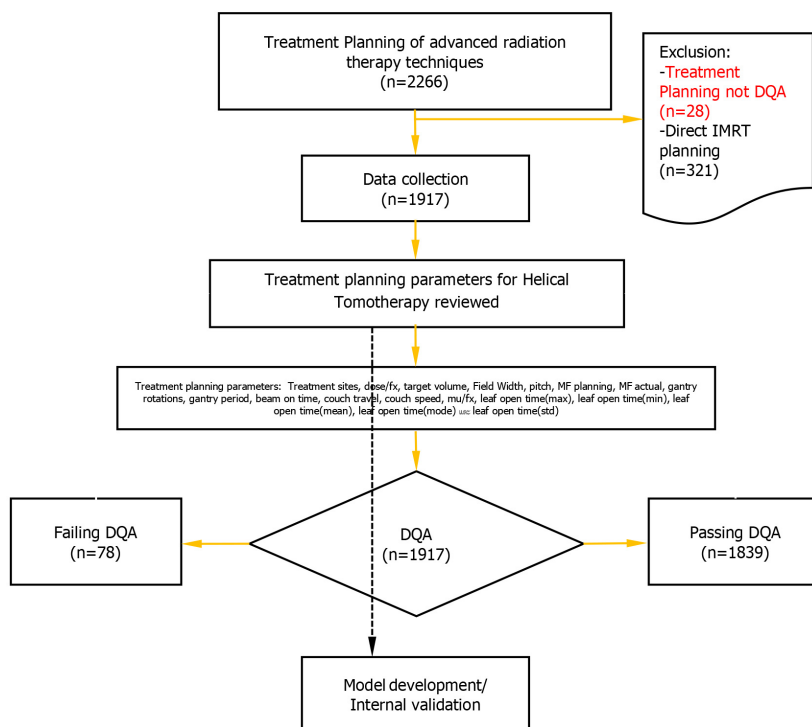
วัสดุและวิธีการ

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาเชิง prognostic prediction research รูปแบบ retrospective observational cohort design ศึกษาในผู้ป่วยที่วางแผนรักษาด้วยเทคนิคปรับความเข้ม ที่ฉายด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน ที่ได้รับการฉายรังสีที่หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก ตั้งแต่ มกราคม 2563 ถึง ธันวาคม 2566 คำนวณขนาดศึกษาโดยใช้โปรแกรม Stata v17.0 ร่วมกับคำสั่ง pmsampsize สำหรับ ordinal outcome โดยอิงจากข้อมูลการศึกษา นำร่องจำนวน 30 ราย กำหนดตัวแปรทำนาย 13 ตัวแปร, ค่า C-statistic 0.8935 (ค่าที่ได้จากข้อมูลการศึกษา นำร่อง) และระดับความแม่นยำที่ต้องการ 0.05 ผลการคำนวณให้ขนาดตัวอย่างขั้นต่ำเท่ากับ 334 ราย โดยในจำนวนนี้มีแผนการรักษาที่ล้มเหลวในการทำประกันคุณภาพก่อนการรักษา (DQA) จำนวน 67 ราย ซึ่งถือเป็นจำนวนขั้นต่ำที่เพียงพอสำหรับการพัฒนาแบบจำลองพยากรณ์ โดยข้อมูลถูกรวบรวมย้อนหลังจากแผนการรักษาที่จัดเก็บในระบบ Accuray Precision โดยรวบรวมเฉพาะแผนที่ใช้การฉายรังสีแบบ Helical Tomotherapy และผ่านการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) แบบจุด โดยใช้พารามิเตอร์ทั้งหมด 13 ตัว ได้แก่ treatment sites: head and neck, brain, chest, abdomen และ pelvis, fraction dose, target volume, field width: 1 cm, 2.5 cm, 5 cm, pitch, MF planning (ค่าที่กำหนดโดยผู้วางแผน), MF actual (Modulation Factor), gantry rotations, gantry period, beam on time, couch travel, couch speed, Fraction MUs, leaf open time (max), leaf open time (min), leaf open time (mean), leaf

open time (mode) และ leaf open time (standard deviation:std) ผู้ป่วยที่รวมในการศึกษา คือ ผู้ที่ได้รับการวางแผนการรักษาด้วย Helical Tomotherapy และมีการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) แบบจุดอย่างครบถ้วน แผนการรักษาที่ไม่ได้ทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) หรือวางแผนโดยใช้เทคนิค Direct IMRT ถูกคัดออกจากการศึกษา ในกรณีที่ผู้ป่วยคนเดียวมีหลายแผนการรักษาหรือมีการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ซ้ำ จะเลือกแผนแรกที่ผ่านมาเกณฑ์เข้าร่วมเท่านั้น จำนวนแผนทั้งหมดในการวิเคราะห์แบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม คือ 1.) กลุ่มแผนการรักษาที่ทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลว จำนวน 78 ราย และ 2.) กลุ่มแผนการรักษาที่ทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีผ่าน จำนวน 1,839 ราย แสดงดังภาพที่ 2

ในหน่วยงานที่ศึกษามีการทำ Pre-treatment point-dose DQA โดยใช้ Cheese Phantom (Accuray Inc.) ร่วมกับ A1SL ionization chamber วางในตำแหน่ง high dose region ที่กำหนดจากแผนการรักษา แล้วทำการวัดปริมาณรังสีจริงจากการฉายแผนการรักษาด้วยเครื่องฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (HT) เปรียบเทียบกับค่าที่คำนวณจาก TPS (Accuray Precision) โดยใช้เกณฑ์ความเบี่ยงเบน $\pm 3\%$ หากค่าที่วัดได้เบี่ยงเบนเกิน 3% ถือว่า “ล้มเหลว” ในการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) และอันดับแรกแผนการรักษาดังกล่าวจะถูกวัดซ้ำ หากวัดซ้ำแล้วยังล้มเหลว จะทำการปรับจุดของการวัดใหม่ และหากยังล้มเหลวแผนการรักษานี้จะถูกวางแผนการรักษาใหม่

การศึกษานี้ได้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก เลขที่ COA No. 069/2567



ภาพที่ 2 แผนภาพลำดับขั้นตอนของการดำเนินงานวิจัย

สถิติ

วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ โดยใช้โปรแกรมคำนวณสถิติสำเร็จรูป ใช้สถิติพรรณนา (descriptive statistics) อธิบายตัวทำนายทั้งหมด สำหรับข้อมูลที่แจกแจงแบบปกติ ใช้ค่าเฉลี่ย (mean) คู่กับส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (SD) ทดสอบความแตกต่างด้วยสถิติ Student's t-test สำหรับข้อมูลที่แจกแจงแบบไม่ปกติ ใช้ค่ามัธยฐาน (median) คู่กับค่าพิสัยควอไทล์ (IQR) ที่ค่าต่ำสุด (minimum) และค่าสูงสุด (maximum) ทดสอบความแตกต่างด้วยสถิติ Wilcoxon rank sum test ข้อมูลตัวแปรที่แจกแจงความถี่เป็นจำนวนและร้อยละ ทดสอบ

ความแตกต่างด้วยสถิติ exact probability test และวิเคราะห์ตัวแปรทำนายการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลวด้วย odds ratio, OR จาก logistic regression analysis ผ่านวิธี stepwise backward selection กำหนดนัยสำคัญทางสถิติ $p\text{-value} < 0.05$

ผลการศึกษา

จากการศึกษาแผนการรักษาที่ผ่านการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี ตั้งแต่ มกราคม 2563 ถึง ธันวาคม 2566 ได้นำเข้าสู่การศึกษาจำนวน 1,917 ราย พบว่ากลุ่มแผนการรักษาที่ทำประกันคุณภาพก่อนการ

ฉายรังสีล้มเหลวและกลุ่มแผนการรักษาที่ทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีผ่าน มีลักษณะเท่าเทียมกันของ fraction dose, MF planning(ค่าที่กำหนดโดยผู้วางแผน), gantry periods (sec), couch travel (mm), leaf open time (max) (ms), leaf open time (min) (ms), leaf open time (mean) (ms) และ leaf open time (std) (ms) มี target region, target volume, field width, pitch, gantry rotations, beam on time (sec), fraction Mus และ leaf open time (mode) (ms) ที่พบว่ากลุ่มแผนการรักษาที่ทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลวน้อยกว่า ส่วน MF actual และ couch speed (mm/sec) กลุ่มแผนการรักษาที่ทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลวมากกว่าอย่างมีนัยสำคัญ รายละเอียดดังตารางที่ 1

เมื่อทำการวิเคราะห์ตัวแปรทำนายการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลวด้วย odds ratio (OR) จาก logistic regression analysis โดยใช้วิธี stepwise backward selection และกำหนดระดับนัยสำคัญทางสถิติที่ $p\text{-value} < 0.05$ พบว่ามีตัวแปรที่มีนัยสำคัญทางสถิติในการเพิ่มโอกาสที่การทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) จะล้มเหลว ซึ่งอาจนำไปสู่ความจำเป็นในการวางแผนการรักษาใหม่ ได้แก่:

Treatment sites: Pelvis (OR 2.91, 95% CI 1.52-5.57) บริเวณเชิงกรานมักมีความหลากหลายของโครงสร้างทางกายวิภาค (anatomical variation) และขนาดเป้าหมายที่ใหญ่ (large target volume) ซึ่งอาจมีความไม่สม่ำเสมอของความหนาแน่นเนื้อเยื่อ (heterogeneity) สูง จึงทำให้แผนการรักษามีความซับซ้อน ส่งผลต่อความแม่นยำในการส่งปริมาณรังสี และเพิ่มความเสี่ยงต่อการล้มเหลวของการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA)

Field Width 2.5 cm (OR 0.25, 95% CI 0.07-0.91) ขนาด field width ที่กว้างระดับกลาง (2.5 cm) อาจช่วยให้การส่งรังสีมีความเสถียรน้อยลงใน

ความซับซ้อน เมื่อเทียบกับขนาดเล็ก เช่น 1 cm ซึ่งมี modulation สูงกว่า

Beam on time (sec) (OR 0.99, 95% CI 0.99-0.99) ค่า beam on time ที่สั้นลงอาจบ่งบอกถึงการส่งปริมาณรังสีที่เร็วมาก ซึ่งอาจส่งผลต่อความแม่นยำของการส่งปริมาณรังสี โดยเฉพาะในแผนการรักษาที่มีความซับซ้อนสูงหรือ modulation สูง และอาจเพิ่มโอกาสของความคลาดเคลื่อนระหว่างค่าคำนวณกับค่าที่วัดได้จริง

Couch speed (mm/sec) (OR 0.14, 95% CI 0.03-0.60) ความเร็วของเตียงที่ลดลงอาจสัมพันธ์กับการฉายรังสีที่แม่นยำขึ้น หากความเร็วสูงเกินไปอาจเกิดการเคลื่อนไหวที่ส่งผลต่อความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ส่งออกไป

Leaf open time (mode) (OR 0.99, 95% CI 0.99-1.00) และ Leaf open time (std) (OR 1.02, 95% CI 1.01-1.04) ตัวแปรเหล่านี้เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวเปิดของ multileaf collimator (MLC) โดยค่าที่เบี่ยงเบนมาก (std สูง) อาจบ่งชี้ว่ามีความไม่สม่ำเสมอในการเปิด MLC ซึ่งอาจนำไปสู่ความไม่แม่นยำในการส่งลำรังสี โดยเฉพาะในแผนการรักษาที่มี modulation complexity สูง รายละเอียดแสดงในตารางที่ 2

นอกจากนี้ แบบจำลองที่พัฒนาขึ้นสามารถพยากรณ์ความล้มเหลวของการทำประกันคุณภาพของการฉายรังสี (DQA) ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยมีพื้นที่ใต้โค้ง ROC (AUC) เท่ากับ 0.784 (78.4%) แสดงในภาพที่ 3 แสดงถึงความสามารถในการจำแนกแผนการรักษาที่มีแนวโน้มการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลวออกจากแผนการรักษาที่ผ่านการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีได้ในระดับ “ดี” ทั้งนี้ ได้มีการประเมินความแม่นยำของแบบจำลองด้วยการตรวจสอบภายใน (internal validation) โดยใช้วิธี bootstrapping จำนวน 1,000 ครั้ง ซึ่งให้ค่า AUC หลังการปรับความเอนเอียง (optimism-corrected AUC) เท่ากับ 0.768 แสดงถึงความเสถียรและความน่าเชื่อถือของแบบจำลอง

ตารางที่ 1 แสดงตัวแปรทำนายการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี

Treatment planning parameters	DQA Fail (n=78)	DQA Pass (n=1,839)	p-value
	n (%)	n (%)	
Treatment sites			
Head and Neck	17 (21.8)	784 (42.6)	<0.001 ¹
Brain	11 (14.1)	122 (6.6)	
Chest	16 (20.5)	458 (24.9)	
Abdomen	2 (2.6)	23 (1.3)	
Pelvis	32 (41.0)	452 (24.6)	
Fraction dose (cGy), mean±SD	204.7±20.4	208.2±24.5	0.221 ²
Target volume, median [IQR]	1009.9 [479.1, 1378.9]	1144.5 [842.0, 1467.1]	0.008 ³
Field Width			
1 cm.	6 (7.7)	37 (2.0)	<0.001 ¹
2.5 cm.	19 (24.4)	1095 (59.5)	
5 cm.	53 (67.9)	707 (38.4)	
Pitch, mean±SD	0.3±0.1	0.4±0.1	0.011 ²
MF planning, mean±SD	2.6±0.8	2.4±0.8	0.097 ²
MF actual, mean±SD	2.0±0.5	1.9±0.4	0.019 ²
Gantry rotations, mean±SD	16.0±5.2	19.9±7.0	<0.001 ²
Gantry periods (sec), mean±SD	15.2±5.7	14.8±5.5	0.511 ²
Beam on time (sec), mean±SD	242.6±97.9	293.1±116.2	<0.001 ²
Couch travel (mm), mean±SD	209.8±84.9	223.9±63.1	0.057 ²
Couch speed (mm/sec), median [IQR]	0.9 [0.7, 1.1]	0.8 [0.6, 0.9]	0.006 ³
Fraction MUs, median [IQR]	3231.2 [2710.3, 4093.6]	3723.1 [3136.5, 5076.5]	<0.001 ³
Leaf open time (max) (ms), median [IQR]	257.8 [243.9, 328.1]	258.8 [239.0, 308.0]	0.633 ³
Leaf open time (min) (ms), mean±SD	18.0±0.2	18.5±7.5	0.610 ²
Leaf open time (mean) (ms), median [IQR]	144.8 [126.0, 172.3]	151.2 [131.5, 176.3]	0.097 ³
Leaf open time (mode) (ms), median [IQR]	242.5 [147.5, 277.5]	247.5 [232.5, 292.5]	0.041 ³
Leaf open time (std) (ms), mean±SD	74.6±34.4	76.5±30.1	0.582 ²

¹Exact probability test

²Student's t-test

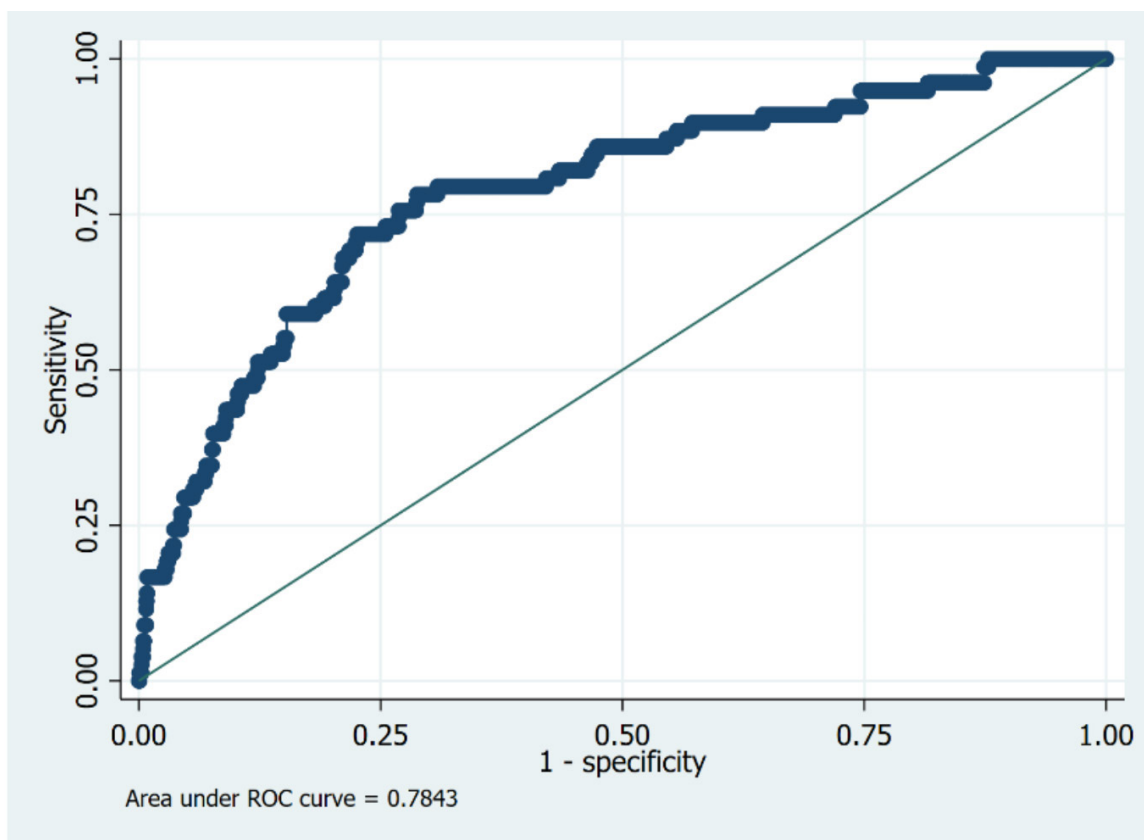
³Wilcoxon rank sum test

ตารางที่ 2 วิเคราะห์ตัวแปรทำนายการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลวด้วย Multivariable logistic regression ผ่านวิธี Stepwise Selection

Treatment planning parameters	mOR	95% CI	p-value
Treatment sites			
Head and neck	Ref.		
Brain	1.30	0.48 - 3.52	0.598
Chest	1.80	0.75 - 4.28	0.186
Abdomen	1.96	0.39 - 9.88	0.415
Pelvis	2.91	1.52 - 5.57	0.001
Field width			
1 cm.	Ref.		
2.5 cm.	0.25	0.07 - 0.91	0.036
5 cm.	1.56	0.30 - 8.10	0.595
Beam on time (sec)	0.99	0.98 - 0.99	<0.001
Couch speed (mm/sec)	0.14	0.03 - 0.60	0.008
Leaf open time (mode) (ms)	0.99	0.99 - 1.00	0.002
Leaf open time (std) (ms)	1.02	1.01 - 1.04	0.003

mOR: multivariable Odds Ratio

CI: Confidence Interval



ภาพที่ 3 แสดงพื้นที่ใต้โค้ง ROC

นำสมการที่ได้จากการวิเคราะห์ตัวแปรทำนาย การทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลว ไปสร้าง โปรแกรมคำนวณโอกาสทำนายการทำประกันคุณภาพ ก่อนการฉายรังสีล้มเหลว โดยใช้ตัวแปร treatment sites: head and neck, brain, chest, abdomen และ pelvis, field width: 1 cm, 2.5 cm, 5 cm, beam on time, couch speed, leaf open time (mode) และ leaf open time (std) แสดง QR Code ใช้งาน โปรแกรมทำนายการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี ดังภาพที่ 4

บทวิจารณ์

งานวิจัยนี้มุ่งเน้นไปที่การพัฒนาแบบจำลองที่สามารถ ทำนายความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการ ฉายรังสี (Pre-Treatment Delivery Quality Assurance: DQA) สำหรับการฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (Helical Tomotherapy: HT) โดยการใช้ข้อมูล จากพารามิเตอร์ต่าง ๆ ที่เกี่ยวข้องกับแผนการรักษา เช่น treatment sites: head and neck, brain, chest, abdomen และ pelvis, fraction dose, target volume, field width: 1 cm, 2.5 cm, 5 cm, pitch,



ภาพที่ 4 แสดง QR Code ใช้งานโปรแกรมทำนายการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA)

The screenshot shows a mobile application interface for DQA. At the top, it says "DQA" and "Delivery Quality Assurance Prediction". Below this, there are several input fields: "Treatment Sites" with a dropdown menu showing "Pelvis", "Field Width" with a dropdown menu showing "FW 2.5 cm", "Beam on time (sec)" with a text input field showing "229.8", "Couch speed (mm/sec)" with a text input field showing "0.5", "Leaf open time (mode) (ms)" with a text input field showing "257.5", and "Leaf open time (STD) (ms)" with a text input field showing "80.7". There is a "Calculate Probability" button. Below the button, it says "***Probability $\geq 4\%$ = Failure". At the bottom, it says "Probability DQA failure is: 7.60%". The footer of the app says "Buddachinaraj Phitsanulok Hospital".

ภาพที่ 5 แสดงหน้าต่างโปรแกรมการใช้งานส่วนของ treatment sites และ field width สามารถเลือกได้จากตัวแปรที่กำหนด ส่วน beam on time, couch speed, leaf open time (mode) และ leaf open time (std) เติมตัวเลขที่ได้จากการวางแผนการรักษา และการแปลผลของโปรแกรมถ้า Probability DAQ failure มากกว่า 4% ถือว่าการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ล้มเหลว

MF planning (ค่าที่กำหนดโดยผู้วางแผน), MF actual (Modulation Factor), gantry rotations, gantry period, beam on time, couch travel, couch speed, fraction MUs, leaf open time (max), leaf open time (min), leaf open time (mean), leaf open time (mode) และ leaf open time (std) ซึ่งพารามิเตอร์เหล่านี้ล้วนมีผลต่อความซับซ้อนของแผนการรักษาและความแม่นยำในการส่งปริมาณรังสี การวิเคราะห์ด้วย multivariable logistic regression โดยใช้วิธี stepwise backward selection พบว่าแบบจำลองสามารถทำนายความล้มเหลวของการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยมี AUC เท่ากับ 0.784 และผ่านการตรวจสอบภายในด้วยวิธี bootstrapping จำนวน 1,000 ครั้ง ได้ AUC ปรับแล้วเท่ากับ 0.768 สะท้อนถึงความเสี่ยงและความแม่นยำของโมเดลพยากรณ์ นอกจากนี้ยังประเมินจุดตัดที่ระดับความเสี่ยง 4% ซึ่งให้ความไว (sensitivity) 78.2% และความจำเพาะ (specificity) 69.5% เหมาะแก่การใช้งานทางคลินิก ในสถานการณ์ที่ไม่สามารถทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้ ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยที่ได้มีการศึกษามาก่อนหน้านี้ที่กล่าวถึงความสำคัญของการพารามิเตอร์ต่าง ๆ เหล่านี้ เช่น ความสำคัญของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ในการฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (HT) สำหรับการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) เป็นขั้นตอนที่สำคัญในการตรวจสอบความถูกต้องของแผนการรักษาก่อนที่จะนำไปใช้กับผู้ป่วยจริง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในเทคนิคที่มีความซับซ้อน เช่น IMRT, VMAT, SBRT และ HT ซึ่งต้องอาศัยความแม่นยำสูงเพื่อให้แน่ใจว่าปริมาณรังสีที่ส่งออกมานั้นสอดคล้องกับแผนการรักษาอย่างแท้จริง^[17]

จากการศึกษาที่ผ่านมาพบว่าการปรับค่า pitch ที่สูงขึ้นสามารถช่วยลดความคลาดเคลื่อนในการส่งออกรังสีได้อย่างมีนัยสำคัญ เนื่องจากการปรับ pitch มีผลโดยตรงต่อความละเอียดของการกระจายรังสี และ

ประสิทธิภาพในการควบคุมความเข้มของรังสี (Modulation Factor, MF)^[18] งานวิจัยที่ใช้หลักการเดียวกันนี้ในการปรับปรุงกระบวนการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) โดยการพัฒนาแบบจำลองที่สามารถทำนายความล้มเหลวของ DQA ได้จากข้อมูลพารามิเตอร์ที่ใช้ในการวางแผนการรักษา เช่น field width, pitch, และ modulation factor (MF) ซึ่งมีผลต่อคุณภาพของแผนการรักษา^[19]

การประเมินและวิเคราะห์พารามิเตอร์ที่มีผลต่อการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี โดยใช้เทคนิคการควบคุมคุณภาพเชิงสถิติเพื่อกำหนดช่วงพารามิเตอร์ที่เหมาะสมในการวางแผนการรักษา และพบว่าการปรับค่า Field Width ให้เหมาะสมกับพื้นที่ฉายรังสีสามารถช่วยเพิ่มประสิทธิภาพในการส่งรังสีได้อย่างมีนัยสำคัญ^[20]

ในงานวิจัยนี้ การพิจารณาพารามิเตอร์ที่สำคัญ เช่น treatment sites: head and neck, brain, chest, abdomen และ pelvis, field width: 1 cm, 2.5 cm, 5 cm, beam on time, couch speed, leaf open time (mode) และ leaf open time (std) เพื่อสร้างแบบจำลองที่สามารถทำนายโอกาสการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) จะล้มเหลวเป็นบทเรียนจากความสัมพันธ์ระหว่างพารามิเตอร์เหล่านี้กับผลลัพธ์การประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) โดยการใช้โมเดลพยากรณ์การประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) งานวิจัยที่ผ่านมาพบว่า การใช้ Machine Learning และ Artificial Intelligence (AI) สามารถเพิ่มความแม่นยำในการพยากรณ์ความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้อย่างมีประสิทธิภาพ โดยได้พัฒนาโมเดลซึ่งสามารถทำนายความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้จากตำแหน่งของ MLC^[21]

การศึกษานี้ได้นำเทคนิคการวิเคราะห์พารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องกับการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) โดยการใช้โปรแกรมคำนวณสถิติสำเร็จรูปวิเคราะห์

แบบการถดถอยโลจิสติก (Logistic Regression Analysis) เพื่อสร้างแบบจำลองที่สามารถทำนายความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้ค่อนข้างแม่นยำ (พื้นที่ใต้โค้ง ROC = 0.784) ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาที่ใช้การรวมข้อมูลจากหลายแหล่งเพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำนายความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA)^[22]

การศึกษานี้ได้นำเสนอแนวทางที่มีประสิทธิภาพในการพยากรณ์ความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) โดยใช้ข้อมูลจากพารามิเตอร์หลายตัวที่เกี่ยวข้องกับแผนการรักษา ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่เน้นความสำคัญของพารามิเตอร์เหล่านี้ในการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) นอกจากนี้ มีงานวิจัยที่ยังสนับสนุนแนวคิดข้างต้นโดยศึกษาพารามิเตอร์จากแผนการรักษาในระบบการฉายรังสีแบบเกลียวหมุน (HT) และพบว่า leaf open time (LOT), beam on time, field width, couch speed และตำแหน่งของเป้าหมาย (treatment sites) เป็นตัวแปรที่สามารถทำนายความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้อย่างแม่นยำ ด้วย AUC จากสมการพหุคูณสูงถึง 0.82 และพบว่าความเสี่ยงของการล้มเหลวจะเพิ่มขึ้นเมื่อ LOT ต่ำกว่า 100 ms เกิน 30% ของแผนการรักษาทั้งหมด^[14] ซึ่งชี้ให้เห็นถึงศักยภาพของการนำพารามิเตอร์เหล่านี้มาใช้ในการสร้างระบบสนับสนุนการตัดสินใจในงานประกันคุณภาพรังสีรักษาได้อย่างเป็นระบบและแม่นยำยิ่งขึ้น อย่างไรก็ตาม ระบบ Accuray Precision ที่ใช้ในงานวิจัยนี้ไม่สามารถวิเคราะห์สัดส่วน LOT ที่ต่ำกว่า 100 ms ได้โดยตรง จึงเลือกใช้ค่าทางสถิติ ได้แก่ mode และ std แทน ซึ่งพบว่า LOT (std) มีนัยสำคัญในโมเดลนี้ สะท้อนว่าความแปรปรวนของการเคลื่อนที่ของ MLC อาจมีผลต่อความแม่นยำในการส่งปริมาณรังสีได้จริง

นอกจากนี้ พารามิเตอร์บางตัว เช่น pelvis target, beam on time ที่ต่ำ, Field width 2.5 cm และ couch speed ที่สูง ล้วนมีความสัมพันธ์กับโอกาสการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ล้มเหลว โดยสอดคล้องกับหลักการทางฟิสิกส์ เช่น target ที่มี anatomical variation สูงมักทำให้แผนมีความซับซ้อน และ beam on time ที่สั้นเกินไปอาจสะท้อนการส่งรังสีที่เร่งเกินไปจนเกิดความคลาดเคลื่อนในการส่งปริมาณรังสี

แม้แบบจำลองนี้จะสามารถระบุปัจจัยเสี่ยงต่อการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ล้มเหลวได้อย่างมีประสิทธิภาพ แต่ยังไม่มีการติดตามผลหลังจากการปรับแผนการรักษาตามคำแนะนำของแบบจำลอง ผู้วิจัยจึงเสนอให้มีการทดสอบในอนาคตเพื่อประเมินว่าโมเดลนี้สามารถใช้เป็นแนวทางในการบอกถึงความล้มเหลวของการประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้จริงหรือไม่ การศึกษานี้เป็นการศึกษาแบบย้อนหลัง อาจมีข้อจำกัดด้านการควบคุมตัวแปร และการใช้ข้อมูลจากสถาบันเดียวอาจยังไม่เพียงพอ ซึ่งอาจจำกัดการนำผลลัพธ์ไปใช้ในบริบทของศูนย์รังสีรักษาอื่นที่มีเทคนิคหรืออุปกรณ์แตกต่างกัน ควรทำการทดสอบโมเดลนี้ด้วยการทดสอบในลักษณะการศึกษาไปข้างหน้า และการตรวจสอบความถูกต้องของแบบจำลองจากข้อมูลภายนอกในหลายสถาบัน (Multicenter External Validation)

ข้อสรุป

แบบจำลองที่พัฒนาขึ้นจากตัวแปรสำคัญ ได้แก่ treatment sites (head and neck, brain, chest, abdomen และ pelvis), field width (1 cm, 2.5 cm, 5 cm), beam-on time, couch speed, leaf open time (mode) และ leaf open time (std) สามารถใช้ประกอบการพิจารณาเพื่อคัดกรองความเสี่ยงของแผนการรักษาที่มีแนวโน้มล้มเหลวในการทำประกัน

คุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้อย่างมีประสิทธิภาพ ศักยภาพของแบบจำลองนี้ ช่วยลดความจำเป็นในการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ขั้นตอนที่ล้มเหลว ลดภาระงานนักฟิสิกส์การแพทย์ ลดระยะเวลา รอคอยของผู้ป่วยในการวางแผนการรักษาใหม่ เพิ่มความเร็วในการตัดสินใจ โดยเฉพาะในกรณีเร่งด่วน ที่ไม่สามารถรอผลการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ได้ ใช้เป็นเครื่องมือที่สามารถบูรณาการเข้าสู่ขั้นตอนการวางแผนการรักษา โดยใช้เพื่อประเมินโอกาสการล้มเหลวในการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสี (DQA) ควบคู่กับการกำหนดพารามิเตอร์เบื้องต้นก่อนการวางแผนการรักษา แบบจำลองนี้ได้ถูกนำไปพัฒนาเป็นโปรแกรมทำนายความเสี่ยงแบบออนไลน์ ซึ่งสามารถใช้งานได้ผ่านการสแกน QR code ที่แสดงไว้ในบทความ โดยสามารถใช้งานได้กับแผนการรักษาที่วางแผนด้วยระบบ Accuray Precision สำหรับวางแผนการฉายรังสีแบบ Helical Tomotherapy ของหน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก

ข้อดีของแบบจำลองนี้ คือใช้งานง่าย ใช้ตัวแปรที่สามารถดึงจากแผนการรักษาได้ทันทีโดยไม่ต้องใช้เครื่องมือวัดเพิ่มเติม และสามารถให้คำตอบในรูปแบบโอกาสทำนายการทำประกันคุณภาพก่อนการฉายรังสีล้มเหลว (Probability DAQ failure) ได้รวดเร็ว อย่างไรก็ตาม ข้อจำกัดของแบบจำลองนี้ ได้แก่ การพัฒนาและตรวจสอบเบื้องต้นในข้อมูลจากสถาบันเดียว อาจมีข้อจำกัดในการนำไปใช้กับศูนย์อื่นที่มีอุปกรณ์หรือรูปแบบการวางแผนการรักษาที่แตกต่างกัน ดังนั้นควรมีการตรวจสอบภายนอก (external validation) แบบหลายศูนย์ (multicenter) เพื่อประเมินความสามารถของแบบจำลองในการนำไปใช้ในบริบทที่หลากหลายต่อไปในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

ทางคณะผู้วิจัยขอแสดงความขอบคุณอย่างสูงต่อ ศ.ดร.นพ. ชัยนัทรธร ปทุมานนท์, ดร.นพ. ธานินทร์ โลเกศกระวี, นพ. ศุภชัย ลวณะสกล, นพ. ภาคภูมิ วงษ์ยี่กุล และ นพ. ศกุนี อินเกต สำหรับการสนับสนุนและความช่วยเหลืออย่างเต็มที่ตลอดการวิจัยในครั้งนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Mackie TR, Balog J, Ruchala K, Shepard D, Aldridge S, Fitchard E, et al. Tomotherapy. Seminars in radiation oncology. 1999;9:108–17.
2. Chang KH, Ji Y, Kwak J, Kim SW, Jeong C, Cho B, et al. Clinical Implications of High Definition Multileaf Collimator (HDMLC) Dosimetric Leaf Gap (DLG) Variations. Prog Med Phys. 2016;27:111.

3. Cho B. Intensity-modulated radiation therapy: a review with a physics perspective. Radiat Oncol J. 2018;31;36: 1–10.
4. Chang KH, Lee S, Jung H, Choo YW, Cao YJ, Shim JB, et al. Development of a 3D optical scanner for evaluating patient-specific dose distributions. Physica Medica. 2015;31:553–9.

5. Thiyagarajan R, Nambiraj A, Sinha SN, Yadav G, Kumar A, Subramani V, et al. Analyzing the performance of ArcCHECK diode array detector for VMAT plan. *Rep Pract Oncol Radiother*. 2016;21:50–6.
6. Cao YJ, Lee S, Chang KH, Shim JB, Kim KH, Park YJ, et al. Patient performance–based plan parameter optimization for prostate cancer in tomotherapy. *Medical Dosimetry*. 2015;40:285–9.
7. Shimizu H, Sasaki K, Tachibana H, Tomita N, Makita C, Nakashima K, et al. Analysis of modulation factor to shorten the delivery time in helical tomotherapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18:83–7.
8. Skórska M, Piotrowski T. Optimization of treatment planning parameters used in tomotherapy for prostate cancer patients. *Physica Medica*. 2013;29: 273–85.
9. De Kerf G, Van Gestel D, Mommaerts L, Van den Weyngaert D, Verellen D. Evaluation of the optimal combinations of modulation factor and pitch for Helical TomoTherapy plans made with TomoEdge using Pareto optimal fronts. *Radiat Oncol*. 2015;10:191.
10. Binny D, Lancaster CM, Harris S, Sylvander SR. Effects of changing modulation and pitch parameters on tomotherapy delivery quality assurance plans. *J Appl Clin Med Phys*. 2015;16: 87–105.
11. Thomas SJ, Geater AR. Implications of leaf fluence opening factors on transfer of plans between matched helical tomotherapy machines. *Biomed Phys Eng Express*. 2017;4:017001.
12. Boyd R, Jeong K, Tomé WA. Determining efficient helical IMRT modulation factor from the MLC leaf-open time distribution on precision treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys*. 2019;20:64–74.
13. Binny D, Lancaster CM, Byrne M, Kairn T, V. Trapp J, Crowe SB. Tomotherapy treatment site specific planning using statistical process control. *Physica Medica*. 2018;53:32–9.
14. Chang KH, Lee YH, Park BH, et al. Statistical analysis of treatment planning parameters for prediction of delivery quality assurance failure for helical tomotherapy. *Technol Cancer Res Treat*. 2020; 19:1533033820979692.
15. Valdes G, Scheuermann R, Hung CY, Olszanski A, Bellerive M, Solberg TD. A mathematical framework for virtual IMRT QA using machine learning. *Med Phys*. 2016;43:4323–4334.
16. Lam D, Zhang X, Li H, Yang D, Schott B, Zhao T, et al. Predicting gamma passing rates for portal dosimetry–based IMRT QA using machine learning. *Med Phys*. 2019;46:4666–4675.

17. Bresciani S, Miranti A, Di Dia A, Maggio A, Bracco C, Poli M, Di Spirito D, Gabriele P, Stasi M. A pre-treatment quality assurance survey on 384 patients treated with helical intensity-modulated radiotherapy. *Radiother Oncol*. 2016;119 :60–65.
18. Westerly DC, Soisson E, Chen Q, Woch K, Schubert L, Olivera G, Mackie TR. Treatment planning to improve delivery accuracy and patient throughput in helical tomotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2009;74:1290–1297.
19. Kim J, Kay CS, Jang HS, Kang YN. Analysis of the Effect of Tomotherapy Plan Parameters on Patient-Specific Delivery Quality Assurance (DQA). *J Korean Phys Soc*. 2019;75:1043–1047.
20. Binny D, Lancaster CM, Byrne M, Kairn T, Trapp JV, Crowe SB. Tomotherapy treatment site specific planning using statistical process control. *Phys Medica*. 2018; 53:32–39.
21. Levin R, Aravkin AY, Kim M. Patient-specific Quality Assurance Failure Prediction with Deep Tabular Models. *medRxiv*. 2022 Oct 4.
22. Cavinato S, Bettinelli A, Dusi F, Fusella M, Germani A, Marturano F, Paiusco M, Pivato N, Rossato MA, Scaggion A. Prediction models as decision-support tools for virtual patient-specific quality assurance of helical tomotherapy plans. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*. 2023;26:100435.

การประเมินความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยในการฉายรังสีรักษา
มะเร็งอุ้งเชิงกราน: การศึกษาเปรียบเทียบระหว่างระบบภาพพื้นผิวสามมิติ
(AlignRT) กับระบบเลเซอร์

Evaluation of Patient Setup Errors in Pelvic Cancer Radiation Therapy:
A Comparative Study Between 3D Surface Imaging (AlignRT) and
Conventional Laser Alignment

เกวลิณ พิษผล¹, นภัสกร ศรีสุข¹, จารึก ก้านเพชร², ณัฐวัฒน์ สำราญใจ², ทวีป แสงแห่งธรรม³

¹คณะสหเวชศาสตร์ สาขารังสีเทคนิค จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

²สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

³สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผู้พิมพ์ประสานงาน

ทวีป แสงแห่งธรรม

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

1873 ถ.พระราม 4 เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

อีเมล : mairt34@yohoo.com

Kaewalin Phuetpon¹, Napasakorn Srisuk¹, Jaruek Kanphet², Nattawat Samranja², Taweap Sanghangthum³

¹*Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University*

²*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society*

³*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University*

Corresponding author

Taweap Sanghangthum

Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chulalongkorn University

1873 Rama IV Road, Patumwan, Bangkok, Thailand 10330

Email: mairt34@yohoo.com

Submitted: Apr 22, 2025

Revised: Jul 26, 2025

Accepted: Sep 25, 2025

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การฉายรังสีมีบทบาทในการรักษามะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน ซึ่งผู้ป่วยต้องทำการฉายรังสีหลายครั้ง ความแม่นยำในการจัดท่าผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีในแต่ละครั้งมีผลโดยตรงต่อประสิทธิภาพของการรักษา

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของการจัดท่าก่อนฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานด้วยระบบเลเซอร์และระบบภาพพื้นผิวสามมิติ (AlignRT) รวมถึงศึกษาคุณลักษณะของระบบ AlignRT

วัสดุและวิธีการ: ทำการศึกษาคุณลักษณะของระบบ AlignRT โดยศึกษาการประกันคุณภาพประจำวัน ปัจจัยต่างๆ ที่อาจส่งผลกระทบต่อระบบ AlignRT และความถูกต้องในการอ่านความคลาดเคลื่อนของระบบ AlignRT จากนั้นเก็บข้อมูลความคลาดเคลื่อนของผู้ป่วยมะเร็งอุ้งเชิงกรานที่จัดทำด้วยระบบเลเซอร์และจัดด้วยระบบ AlignRT จำนวน 10 รายจากการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสีด้วย Cone beam computed tomography

ผลการศึกษา: การศึกษาคุณลักษณะของระบบ AlignRT พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนประจำวันอยู่ภายใน 0.4 มิลลิเมตร มุมหัวเครื่องฉายรังสี ผลของมุมเตียง ความสว่างในห้องฉาย และขอบเขตที่สนใจ อยู่ภายใน 0.2 มม., 0.1 องศา, 0.1 มม., และ 0.2 มม. ตามลำดับ ผลทางคลินิกพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนของผู้ป่วยที่ได้รับการจัดท่าด้วยระบบ AlignRT มีค่าน้อยกว่าระบบเลเซอร์ในแนว Longitudinal และ Lateral โดยพบว่ามี ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในแนว Lateral แต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในแนว Longitudinal และ Vertical

ข้อสรุป: ระบบ AlignRT มีความถูกต้อง แม่นยำสูง สามารถนำมาประยุกต์ใช้ในการจัดตำแหน่งก่อนฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานอย่างมีประสิทธิภาพทดแทนวิธีดั้งเดิมที่มีการขีดเส้นบนตัวผู้ป่วยหรือระบบเลเซอร์ได้

คำสำคัญ: มะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน ระบบภาพนำวิถี ระบบภาพพื้นผิวแบบสามมิติ ระบบเลเซอร์

Abstract

Background: Radiation therapy plays an important role in treating cancers located in the pelvic region. The patients have to be treated in multiple fractions, therefore, the accuracy of patient setup before each treatment session directly impacts the effective treatment.

Objective: To compare the setup errors in pelvic cancer patients using laser alignment system versus 3D surface imaging system (AlignRT). The study also examined the characteristics of the AlignRT system.

Materials and Methods: The study began with an evaluation of the characteristics of the AlignRT system, including daily quality assurance checks, factors that may affect system performance, and the system's accuracy in detecting setup errors. Data were then collected from 10 pelvic cancer patients positioned using a laser system and the AlignRT system. Position verification was performed before radiation using Cone Beam Computed Tomography.

Results: The study of AlignRT system characteristics showed that daily setup errors were within 0.4 millimeters. Factors from gantry angle, couch angle, room lighting, and region of interest were within 0.2 mm, 0.1 degrees, 0.1 mm, and 0.2 mm, respectively. Clinically, setup errors in patients positioned with the AlignRT system were smaller than those positioned with the laser system in both the longitudinal and lateral directions. A statistically significant difference was found in the lateral direction, but not in the longitudinal or vertical directions.

Conclusion: The AlignRT system demonstrates high accuracy and precision, and it can be effectively applied for pre-radiation positioning in pelvic cancer patients, serving as a viable alternative to traditional methods such as skin marking or laser systems.

Keywords: Pelvic cancer, image-guided system, 3D surface imaging system, laser system

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 31(2): R30 - R58

บทนำ

ปัจจุบันจำนวนผู้ป่วยที่เป็นมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานเพิ่มมากขึ้น ทั้งมะเร็งต่อมลูกหมาก มะเร็งปากมดลูก มะเร็งลำไส้ตรง มะเร็งกระเพาะปัสสาวะ รวมทั้งมะเร็งอื่นๆ^[1-3] ซึ่งการรักษาด้วยการฉายรังสีนั้นมีบทบาทอย่างมากในการรักษามะเร็งเหล่านี้ ทั้งการรักษาด้วยการฉายรังสีเพียงอย่างเดียว หรือการรักษาด้วยการฉายรังสีร่วมกับการรักษาอื่นๆ เช่น การผ่าตัด หรือการให้ยาเคมี และเพื่อให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีตามที่วางแผนไว้โดยที่อวัยวะรอบข้างได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด จึงทำให้ความถูกต้องและความแม่นยำในการจัดทำผู้ป่วยก่อนฉายรังสีในแต่ละวันมีความสำคัญเป็นอย่างยิ่ง แต่อย่างไรก็ตามอาจมีความคลาดเคลื่อนอื่นๆ เกิดขึ้นได้ ซึ่งอาจเกิดได้จากการจัดทำผู้ป่วยก่อนฉายรังสีในแต่ละวัน ผู้ป่วยขยับตัว ขนาดตัว รวมถึงความผิดพลาดที่เกิดจากมนุษย์อื่นๆ

โดยปกติการจัดทำก่อนฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานถูกทำโดยใช้เลเซอร์ร่วมกับการทำสัญลักษณ์บนตัวผู้ป่วยที่ถูกทำขึ้นในวันที่ทำการจำลองการรักษาด้วยเครื่อง CT Simulator หลังจากนั้นทำการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนฉายรังสีด้วย Cone beam computed tomography ที่ระดับพลังงาน kV (kV-CBCT) เพื่อประเมินค่าความคลาดเคลื่อนในแนว translational แต่ในผู้ป่วยบางรายอาจเกิดอาการแพ้หมึกที่ใช้ในการทำสัญลักษณ์ซึ่งเป็นหมึกที่มีความเข้มข้นพิเศษ ซึ่งอาจส่งผลทำให้เกิดการระคายเคืองที่ผิวของผู้ป่วยเป็นแผลพุพอง และทิ้งรอยแผลเป็นไว้

ในปัจจุบันมีการนำระบบภาพพื้นผิวแบบ 3 มิติ (3D Surface imaging system) มาใช้ในการจัดทำผู้ป่วยก่อนฉายรังสีมากขึ้น^[4-6] เนื่องจากสามารถติดตามตำแหน่งผู้ป่วยได้ทั้งก่อน และระหว่างการทำฉายรังสี อีกทั้งยังเป็นการใช้รังสีชนิดไม่ก่อให้เกิดไอออน (non-ionizing radiation) ในการจัดทำตำแหน่งและไม่จำเป็นต้องทำ

สัญลักษณ์บนตัวผู้ป่วย ดังนั้นการใช้ระบบภาพพื้นผิวแบบ 3 มิติจึงเป็นวิธีที่เหมาะสมกับผู้ป่วยบางรายที่อาจเกิดอาการแพ้จากหมึกที่ใช้ในการทำสัญลักษณ์บนตัวผู้ป่วย โดยระบบจะแสดงเป็นภาพพื้นผิวของผู้ป่วยในขณะนั้น และนำภาพพื้นผิวที่ได้มาเปรียบเทียบกับภาพทางรังสีที่ได้มาจากการจำลองการรักษา ซึ่งระบบภาพพื้นผิวแบบ 3 มิตินี้นิยมใช้มากในการจัดทำก่อนฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม และผู้ป่วยมะเร็งปอด

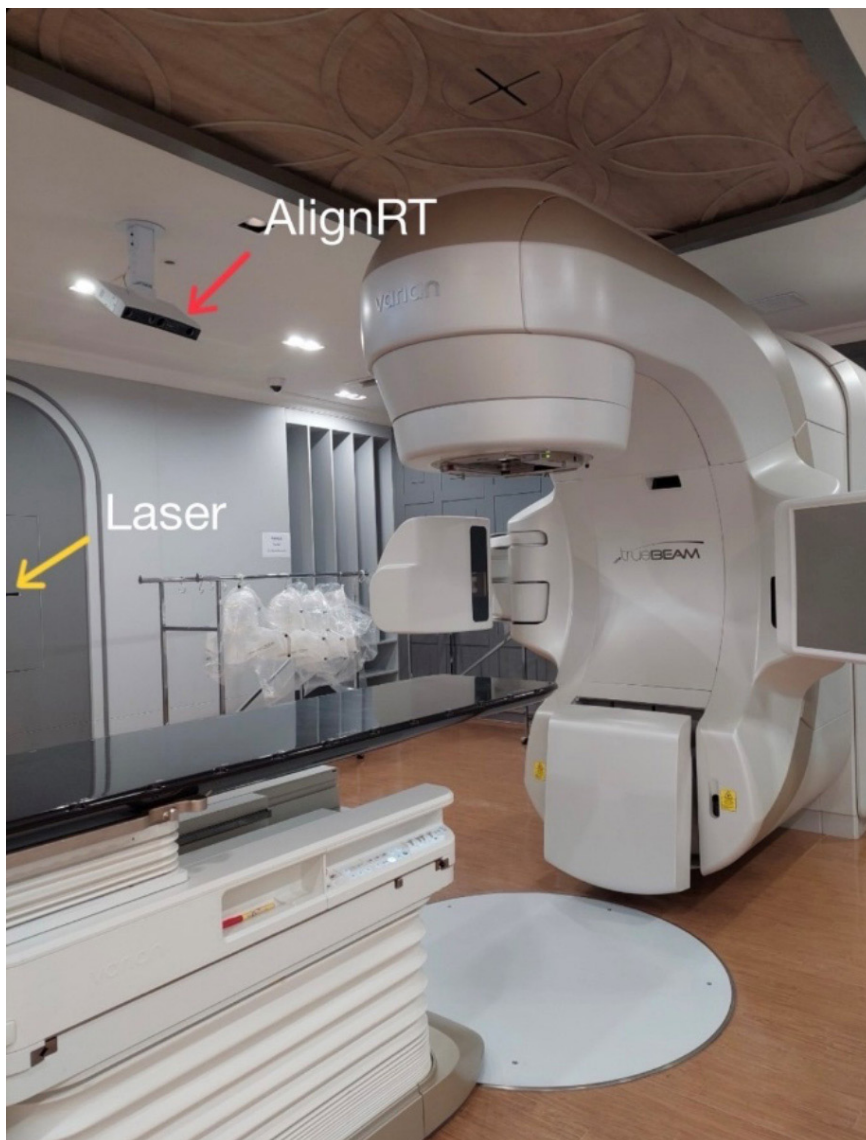
แผนกรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ได้มีการเพิ่มการใช้ระบบภาพพื้นผิวแบบ 3 มิติที่มีชื่อว่า AlignRT มาช่วยในการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน จากเดิมที่ในอดีตมีการขีดเส้นบนตัวผู้ป่วย และจัดทำโดยใช้เลเซอร์เท่านั้น ดังนั้นงานวิจัยนี้จึงต้องการศึกษาและประเมินความคลาดเคลื่อนของการจัดทำก่อนฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานของการจัดทำด้วยระบบเลเซอร์ และระบบ AlignRT

วัสดุและวิธีการ

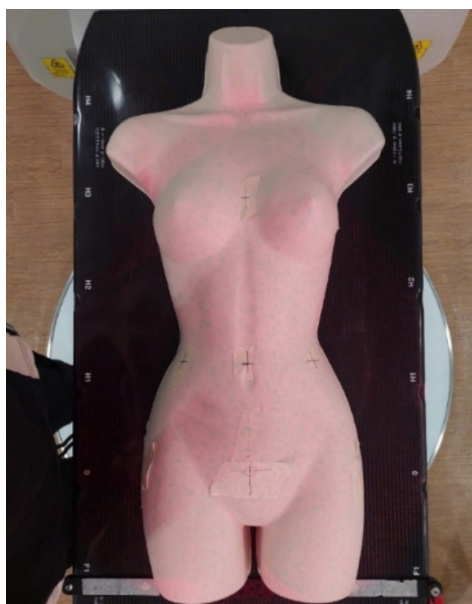
กลุ่มตัวอย่างของงานวิจัยนี้ได้แก่ ผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานที่เข้ารับการรักษาโดยการฉายรังสีที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทยจำนวน 10 ราย ซึ่งผู้ป่วยทุกรายได้รับการฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA) ที่มีการติดตั้งระบบภาพพื้นผิวแบบสามมิติหรือ AlignRT ดังที่แสดงในภาพที่ 1 งานวิจัยนี้เป็นการเก็บข้อมูลแบบไปข้างหน้า (prospective) ซึ่งผู้ป่วยแต่ละรายจะได้รับการจัดทำด้วยระบบเลเซอร์ และระบบ AlignRT สลับวันเว้นวัน รวมทั้งงานวิจัยนี้ยังได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับคุณลักษณะของระบบ AlignRT ซึ่งทำการทดสอบทั้งหมด 3 หัวข้อที่สงสัยว่าจะอาจส่งผลต่อความคลาดเคลื่อนของระบบ AlignRT ได้แก่ การประกันคุณภาพ (Daily QA) การศึกษาปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อ

ระบบ และการตรวจสอบความถูกต้องในการอ่านค่าความคลาดเคลื่อนของระบบ โดยทำการศึกษาในหุ่นจำลอง Female torso phantom เพื่อใช้เป็น Surface phantom ดังที่แสดงในภาพที่ 2 และงานวิจัย

นี้ได้ขออนุญาตการทำวิจัยในมนุษย์จากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัย คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยหมายเลขจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ของการวิจัยนี้คือ 0061/68



ภาพที่ 1 เครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBeam ที่มีการติดตั้งระบบภาพผิวแบบสามมิติหรือ AlignRT



ภาพที่ 2 Female torso phantom (The Competitive Store, Santa Ana, USA)

งานวิจัยนี้ถูกแบ่งเป็น 2 ขั้นตอนหลัก ได้แก่ ส่วนแรก ทำการศึกษาคุณลักษณะของระบบ AlignRT ซึ่งทำการศึกษาในหุ่นจำลอง และส่วนที่สองเป็นการเก็บข้อมูล ค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยบริเวณ อุ้งเชิงกรานทั้งการจัดทำโดยใช้ระบบ AlignRT และการจัดทำโดยใช้ระบบเลเซอร์ ซึ่งทำการศึกษาใน ผู้ป่วยจริง

การศึกษาคุณลักษณะของระบบ AlignRT ทดสอบ ทั้งหมด 3 หัวข้อ ดังต่อไปนี้

1. Daily QA

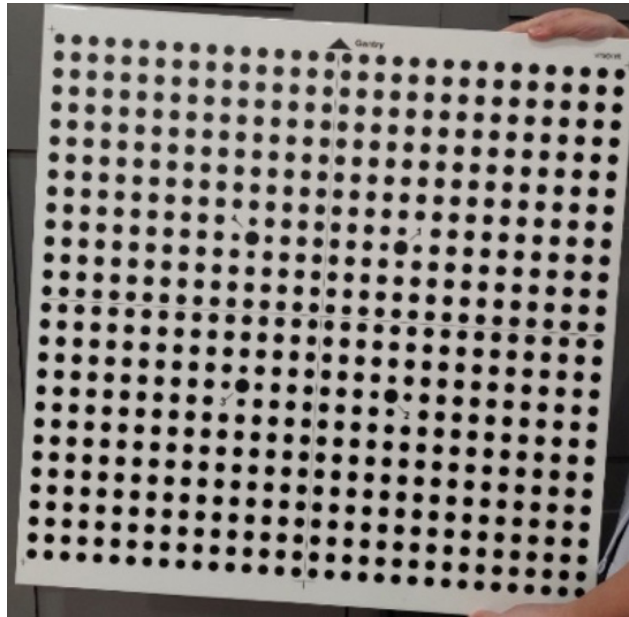
การทำประกันคุณภาพประจำวันในทุกๆ วันก่อน ฉายรังสี โดยเก็บค่าความคลาดเคลื่อนเป็นระยะเวลา 30 วัน ทำโดยนำ AlignRT Calibration Plate ดังแสดง ในภาพที่ 3 วางบนเตียงของเครื่องฉาย จากนั้นปรับ Gantry angle และ Collimator angle ให้เป็น 0 องศา รวมทั้งกำหนดระยะของแหล่งกำเนิดรังสีถึงพื้นผิว (SSD)

เป็น 100 ซม. แล้วจึงจัดตำแหน่งให้ตำแหน่งของเส้นบน AlignRT Calibration Plate ตรงกับเลเซอร์ของเครื่อง ฉาย จากนั้นซอฟต์แวร์จะทำการคำนวณค่าความคลาดเคลื่อนออกมาเป็นค่า Maximum Root mean square (RMS) ในหน่วยมิลลิเมตร

2. การศึกษาปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อระบบ AlignRT งานวิจัยนี้จะทำการศึกษากว่า 4 ปัจจัย ดังนี้

2.1 Gantry angle effect

ตรวจสอบผลกระทบจากการหมุนของหัวเครื่อง (Gantry) โดยการจัดตำแหน่งหุ่นจำลอง Female torso phantom บนเตียงฉาย จากนั้นทำการถ่ายภาพพื้นผิว ของหุ่นจำลองโดยระบบ AlignRT เพื่อใช้เป็นภาพอ้างอิง จากนั้นหมุนหัวเครื่องฉายไปยังมุมต่างๆ โดยหมุนมุม ของหัวเครื่องฉายตั้งแต่ 0 องศาไปจนถึง 360 องศา โดยเพิ่มมุมไปที่ละ 5 องศา ตัวอย่างการหมุนหัวเครื่อง แสดงดังภาพที่ 4



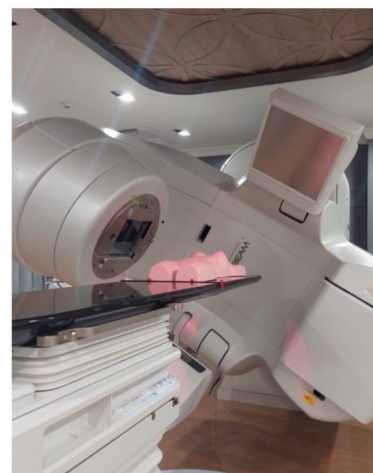
ภาพที่ 3 AlignRT Calibration Plate



(ก)



(ข)



(ค)

ภาพที่ 4 การศึกษาผลกระทบต่อความถูกต้องของระบบ AlignRT เมื่อหมุนมุมของหัวเครื่อง (Gantry angle) ไปที่มุมต่างๆ โดยรูป (ก) Gantry angle เท่ากับ 0 องศา (ข) Gantry angle เท่ากับ 15 องศา (ค) Gantry angle เท่ากับ 340 องศา

2.2 Couch angle effect

ตรวจสอบผลกระทบจากการหมุนของเตียง โดยการจัดตำแหน่งหุ่นจำลอง Female torso phantom บนเตียงฉาย จากนั้นทำการถ่ายภาพพื้นผิวของหุ่นจำลอง โดยระบบ AlignRT เพื่อใช้เป็นภาพอ้างอิง จากนั้นหมุนเตียงไปที่มุมต่างๆกัน โดยหมุนเตียงรอบฐานเตียง (yaw) ตั้งแต่ 0 องศาไปจนถึง 60 องศา โดยทำการเพิ่มมุมของเตียงครั้งละ 10 องศา ทั้งการหมุนเตียงไปทางด้านซ้ายและด้านขวา ตัวอย่างการหมุนเตียงแสดงดังภาพที่ 5

2.3 Room light effect

ตรวจสอบผลกระทบจากความสว่างภายในห้องฉาย โดยการจัดตำแหน่งหุ่นจำลอง Female torso phantom บนเตียงฉาย จากนั้นทำการถ่ายภาพพื้นผิวของหุ่นจำลองโดยระบบ AlignRT เพื่อใช้เป็นภาพอ้างอิง จากนั้นปรับความเข้มแสงภายในห้องฉายที่ระดับต่างๆ กัน ตามเงื่อนไขของการเปิดไฟตามจำนวนสวิตช์ไฟ ภายในห้องฉาย ได้แก่ 345, 325, 200, 130, 65, 30, 8, 0.6 lux ซึ่งค่าความเข้มแสงนั้นได้มาจากการวัดด้วย lux meter

โดยที่ 345 lux เป็นค่าความเข้มแสงที่ได้จากการเปิดสวิตช์ไฟทั้งหมดทุกดวงในห้องฉาย ไปจนถึง 0.6 lux เป็นค่าความเข้มแสงที่ได้จากการปิดสวิตช์ไฟทุกดวงในห้องฉาย

2.4 Region of interest effect

ตรวจสอบผลกระทบจากขอบเขตที่สนใจ โดยจัดตำแหน่งหุ่นจำลอง Female torso phantom บนเตียงฉาย จากนั้นทำการใช้ระบบ AlignRT ในการตรวจจับภาพสามมิติแบบตลอดเวลาในการสร้างภาพจำลองพื้นผิวในขอบเขตที่สนใจที่มีขนาดต่างๆ โดยทำการเปลี่ยนแปลงขอบเขตที่สนใจ 6 ขนาด ได้แก่ Small at center (ครอบคลุมบริเวณจุดตรงกลางบริเวณอุ้งเชิงกราน), Total Body (ครอบคลุมบริเวณอุ้งเชิงกรานเกือบทั้งหมดของหุ่นจำลอง), No ROI (ครอบคลุมบริเวณเอวไปจนถึงต้นขาของหุ่นจำลอง), Default ROI (ครอบคลุมบริเวณอุ้งเชิงกรานทั้งหมด), Half left (ครอบคลุมบริเวณอุ้งเชิงกรานด้านซ้ายของหุ่นจำลอง), Half right (ครอบคลุมบริเวณอุ้งเชิงกรานด้านขวาของหุ่นจำลอง) แสดงดังภาพที่ 6

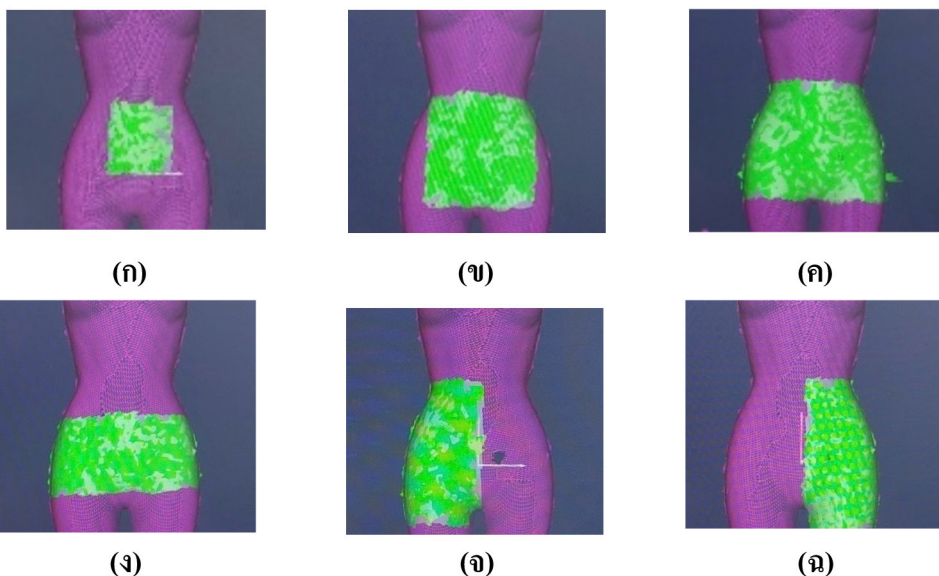


(ก)



(ข)

ภาพที่ 5 การศึกษาผลกระทบต่อความถูกต้องของระบบ AlignRT เมื่อหมุนมุมของเตียง (Couch angle) ไปที่มุมต่างๆ โดยรูป (ก) Couch angle เท่ากับ -60 องศา (ข) Couch angle เท่ากับ 60 องศา



ภาพที่ 6 การศึกษาผลกระทบต่อความถูกต้องของระบบ AlignRT ที่ขนาดขอบเขต (ROI) ให้มีขนาดต่างๆ โดยรูป (ก) Small at center (ข) Total Body (ค) No ROI (ง) Default ROI (จ) Half left (ฉ) Half right

3. การตรวจสอบความถูกต้องในการอ่านค่าความคลาดเคลื่อนของระบบ AlignRT

ทดสอบทั้งในแนว Translation และ Rotation ทำการเลื่อนตำแหน่งเตียงที่มีหุ่นจำลองจากตำแหน่ง Isocenter ไปที่ระยะต่างๆ ได้แก่ 1, 3, 5 และ 10 มิลลิเมตร จากนั้นทำการอ่านค่าที่ได้จากระบบ AlignRT โดยการเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนที่ AlignRT อ่านได้กับระยะของตำแหน่งที่เลื่อนหุ่นจำลอง นั้นว่ามีค่าเท่ากันหรือไม่

จากนั้น ทำการเก็บข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยบริเวณอวัยวะเชิงกรานประจำวัน ทั้งการจัดทำโดยใช้ระบบ AlignRT และระบบเลเซอร์ ผู้ป่วยทุกรายต้องกลั้นปัสสาวะก่อนได้รับการฉายรังสี และตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสีด้วย CBCT ทุกครั้ง

หลังจัดทำ โดยให้ผู้ป่วยยกมือขึ้นวางไว้บนหน้าอก ร่วมกับใช้ foot support โดยงานวิจัยนี้ผู้ป่วยทุกรายได้รับการจัดทำทั้ง 2 วิธี โดยจัดด้วยระบบเลเซอร์ในวันที่ลงท่ายด้วยเลขคู่ และจัดด้วยระบบ AlignRT ในวันที่ลงท่ายด้วยเลขคี่ และทำการเก็บข้อมูลในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอวัยวะเชิงกรานที่ได้รับการฉายรังสีด้วยเทคนิค 3D-CRT หรือ VMAT แบบ Conventional fraction งานวิจัยนี้ทำการเก็บค่าความคลาดเคลื่อนในแนว Translation ซึ่งได้แก่ longitudinal, lateral และ vertical ของทั้งสองวิธี จากนั้นทำการเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนโดยใช้ unpaired-samples t-test ที่ระดับความเชื่อมั่น 95 เปอร์เซ็นต์ หรือที่ระดับนัยสำคัญเท่ากับ 0.05 วิเคราะห์ผลโดยใช้โปรแกรม SPSS version 28

ผลการศึกษา

จากการศึกษาคุณลักษณะของระบบ AlignRT แสดงผลในหัวข้อต่างๆ ได้ดังนี้

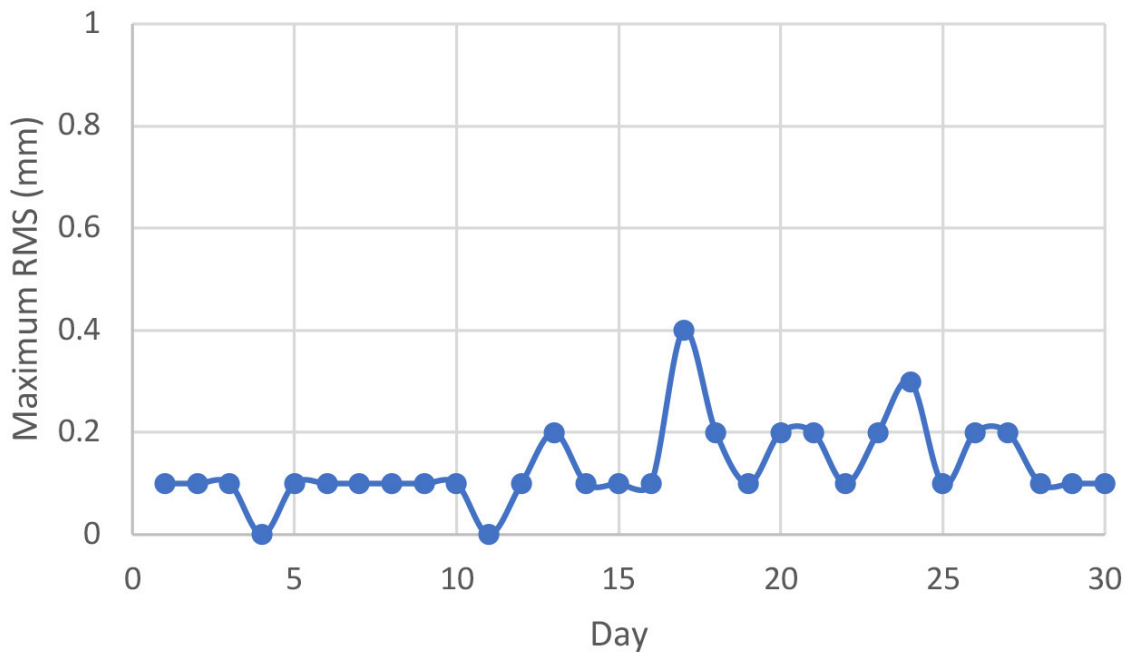
1. Daily QA

ค่า Maximum Root Mean Square หรือค่า Maximum RMS ที่เป็นค่าความคลาดเคลื่อนของระบบ AlignRT โดยเก็บค่าเป็นระยะเวลา 30 วันในเวลาทำการ พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงระหว่าง 0.0 ถึง 0.4 มิลลิเมตร ดังแสดงในภาพที่ 7

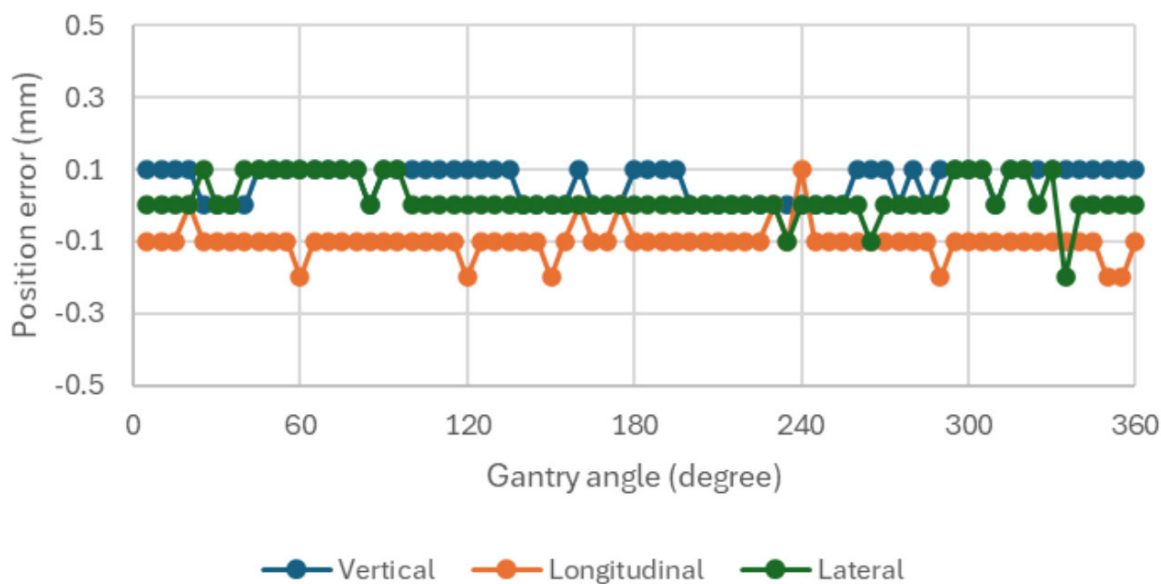
2. ศึกษาปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อระบบ AlignRT

2.1 Gantry angle effect

ค่าความคลาดเคลื่อนระหว่างภาพ surface image ที่เป็นภาพอ้างอิง และภาพที่ตรวจจับโดยระบบ AlignRT ระหว่างการหมุนของ gantry ทุกๆ 5 องศา จนครบรอบ พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงระหว่าง -0.20 ถึง 0.10 มิลลิเมตร ทั้งในแนวของ vertical, longitudinal และ lateral ดังแสดงในภาพที่ 8



ภาพที่ 7 กราฟแสดงผลการประกันคุณภาพประจำวันของระบบ AlignRT



ภาพที่ 8 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งหุ่นจำลองที่ระบบ AlignRT อ่านได้และมุมต่างๆ ของ Gantry ที่หมุนไปจนครบรอบ

2.2 Couch angle effect

เมื่อทำการหมุนเตียงไปที่มุมต่างๆ พบว่า AlignRT สามารถอ่านค่ามุมได้อย่างถูกต้อง มีความคลาดเคลื่อนสูงสุดเพียง 0.1 องศาเท่านั้น ดังแสดงในตารางที่ 1

2.3 Room light effect

จากการเก็บค่าความคลาดเคลื่อนในแนวระนาบเลื่อนขนาน (Translation) ซึ่งได้จากการเปรียบเทียบระหว่างภาพอ้างอิงที่ได้จากการถ่ายภาพพื้นผิวของหุ่นจำลอง surface phantom และภาพพื้นผิวที่ได้จากการตรวจจับโดยระบบ AlignRT พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในแนวระนาบเลื่อนขนาน (Translation) อยู่ในช่วงระหว่าง 0.0 ถึง 0.1 มิลลิเมตร ทั้งในแนวของ vertical, longitudinal และ lateral ดังที่แสดงในตารางที่ 2

2.4 Region of interest effect

จากการตรวจจับโดยระบบ AlignRT บนขอบเขตที่สนใจขนาดต่างๆ กัน 6 ขนาด พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในแนวระนาบเลื่อนขนาน (Translation) อยู่ในช่วงระหว่าง -0.2 ถึง 0.2 มิลลิเมตร จึงสามารถกล่าวได้ว่าขนาดของขอบเขตที่สนใจ (ROI) มีผลต่อการอ่านค่าความคลาดเคลื่อนของระบบ AlignRT น้อยมาก โดยรูปแบบ ROI ที่มีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดคือ Half left (20x40cm²) และรูปแบบ ROI ที่มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุดคือ Total body (40x40cm²) ดังที่แสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 1 บันทึกผลค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งหุ่นจำลองในการหมุนเตียงในมุมที่แตกต่างกันโดยใช้ระบบ AlignRT ในการจัดตำแหน่ง

Couch Angle (°)	Rotational Error (°)
	YAW
-60	-60.1
-50	-50.1
-40	-40.0
-30	-30.0
-20	-20.0
-10	-10.1
0	0.0
10	10.0
20	20.0
30	30.0
40	40.0
50	50.0
60	60.1

คำย่อ: YAW=ความคลาดเคลื่อนในแนวเอียงซ้าย-ขวาจากแนวกึ่งกลาง

ตารางที่ 2 บันทึกผลค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งหุ่นจำลองที่มีระดับความเข้มแสงภายในห้องฉายที่แตกต่างกันโดยใช้ระบบ AlignRT ในการจัดตำแหน่ง

Room light intensity (Cd/m ²)	Translational Error (mm)		
	Vertical	Longitudinal	Lateral
345	0.1	0.0	0.0
325	0.1	0.0	0.0
200	0.1	0.0	0.0
130	0.1	0.1	0.0
65	0.1	0.1	0.0
30	0.1	0.1	0.1
8	0.1	0.1	0.0
0.6	0.1	0.1	0.0

ตารางที่ 3 บันทึกผลค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งหุ่นจำลองที่มีขนาด ROI แตกต่างกันโดยใช้ระบบ AlignRT ในการจัดตำแหน่ง

ROI Types	Translational Error (mm)		
	Vertical	Longitudinal	Lateral
Small at center (10x10cm ²)	0.1	-0.1	0.0
Total body (40x40cm ²)	0.1	0.0	0.0
No ROI (50x50cm ²)	0.1	-0.1	0.0
Default ROI (20x30cm ²)	0.2	0.0	0.1
Half right (20x40cm ²)	0.1	0.0	0.1
Half left (20x40cm ²)	0.2	-0.2	-0.1

3. การตรวจสอบความถูกต้องในการอ่านค่าความคลาดเคลื่อนของระบบ AlignRT

3.1 ความถูกต้องในการอ่านค่าแนว Translation พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในแนวระนาบเลื่อน

ขนาน (Translation) อยู่ในช่วงระหว่าง -0.1 ถึง 0.1 มิลลิเมตร ทั้งในแนวของ Vertical, Longitudinal และ Lateral ดังแสดงในตารางที่ 4

ตารางที่ 4 บันทึกผลค่าความคลาดเคลื่อนที่อ่านได้จากระบบ AlignRT เมื่อเลื่อนตำแหน่งหุ่นจำลองไปที่ระยะต่างๆ ในแนวเลื่อนขนานบนระนาบ (Translation) หมุนมุมหัวเครื่องฉาย (Gantry angle) ไปที่ 0 องศา

Trial No.	Known Shifted (mm) (Vertical, Longitudinal, Lateral)	Translational Error (mm)		
		Vertical	Longitudinal	Lateral
1	(0, 0, 1)	0.0	-0.1	0.9
2	(0, 0, 3)	0.0	-0.1	3.0
3	(0, 0, 5)	0.0	-0.1	5.1
4	(0, 0, 10)	0.0	-0.1	10.1
5	(0, 1, 0)	0.0	1.1	0.1
6	(0, 3, 0)	0.0	2.9	0.0
7	(0, 5, 0)	0.0	5.1	0.0
8	(0, 10, 0)	-0.1	10.1	0.0
9	(1, 0, 0)	0.1	0.0	0.0
10	(3, 0, 0)	3.0	0.0	0.0
11	(5, 0, 0)	5.0	0.0	0.0
12	(10, 0, 0)	10.0	0.0	0.0
13	(1, 1, 1)	1.0	1.0	1.1
14	(3, 3, 3)	3.0	2.9	3.0
15	(5, 5, 5)	5.0	4.9	5.1
16	(10, 10, 10)	10.0	10.0	10.0

แนว Lateral ค่าลบ แทนความคลาดเคลื่อนไปทางซ้ายจากภาพอ้างอิง และ ค่าบวก แทนความคลาดเคลื่อนไปทางขวาจากภาพอ้างอิง
แนว Longitudinal ค่าลบ แทนความคลาดเคลื่อนไปทางเท้าจากภาพอ้างอิง และ ค่าบวก แทนความคลาดเคลื่อนไปทางหัวจากภาพอ้างอิง
แนว Vertical ค่าลบ แทนความคลาดเคลื่อนไปทางต่ำกว่าภาพอ้างอิง และ ค่าบวก แทนความคลาดเคลื่อนไปทางสูงกว่าภาพอ้างอิง

3.2 ความถูกต้องในการอ่านค่าแนว Rotation พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในแนวหมุนทุกแนวทั้งในแนวของ Yaw, Roll, และ Pitch อ่านค่าได้ตรงกับ

มุมที่หมุนจริง โดยไม่มีความคลาดเคลื่อนดังแสดงในตารางที่ 5

ตารางที่ 5 บันทึกผลค่าความคลาดเคลื่อนที่อ่านได้จากระบบ AlignRT เมื่อเลื่อนตำแหน่งหุ่นจำลองไปที่ระยะต่างๆ ในแนวหมุน (Rotational) เมื่อหมุนมุมหัวเครื่องฉาย (Gantry angle) ไปที่ 0 องศา

Trial No.	Known Shifted (°) (Yaw, Roll, Pitch)	Rotational Error (°)		
		Yaw	Roll	Pitch
1	(0, 0, 1)	0.0	0.0	1.0
2	(0, 0, 3)	0.0	0.0	3.0
3	(0, 0, 5)	0.0	0.0	5.0
4	(0, 0, 10)	0.0	0.0	10.0
5	(0, 1, 0)	0.0	1.0	0.0
6	(0, 3, 0)	0.0	3.0	0.0
7	(0, 5, 0)	0.0	5.0	0.0
8	(0, 10, 0)	0.0	10.0	0.0
9	(1, 0, 0)	1.0	0.0	0.0
10	(3, 0, 0)	3.0	0.0	0.0
11	(5, 0, 0)	5.0	0.0	0.0
12	(10, 0, 0)	10.0	0.0	0.0

เก็บข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนของผู้ป่วย 26 fractions/ราย โดยผู้ป่วยแต่ละรายได้รับการจัดทำด้วยระบบ AlignRT 13 fractions ในวันที่ลงท้ายด้วยเลขคี่ และระบบเลเซอร์ 13 fractions ในวันที่ลงท้ายด้วยเลขคู่ ซึ่งค่า Mean ของระบบ AlignRT คำนวณมาจาก 13 fractions/ผู้ป่วยหนึ่งราย ทั้งหมด 10 ราย รวมเป็น

130 fractions และค่า Mean ของระบบเลเซอร์ คำนวณมาจาก 13 fractions/ผู้ป่วยหนึ่งราย ทั้งหมด 10 ราย รวมเป็น 130 fractions

จากการเปรียบเทียบข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยบริเวณอู่เชิงกรานระหว่างการจัดทำผู้ป่วยก่อนฉายรังสีโดยใช้ระบบ AlignRT และระบบ

เลเซอร์ พบว่าค่าเฉลี่ยของความคลาดเคลื่อนใน Vertical, Longitudinal และ Lateral ของการจัดท่าผู้ป่วยก่อนฉายรังสีด้วยระบบ AlignRT มีค่าเท่ากับ 0.36 ± 0.25 , 0.31 ± 0.23 และ 0.21 ± 0.23 เซนติเมตร ตามลำดับ ในขณะที่การจัดท่าผู้ป่วยโดยใช้ระบบเลเซอร์นั้นให้ค่าเฉลี่ยของความคลาดเคลื่อนเท่ากับ 0.30 ± 0.22 , 0.36 ± 0.26 และ 0.29 ± 0.26 เซนติเมตร ในแนว Vertical, Longitudinal และ Lateral ตามลำดับ โดยค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการจัดท่าด้วยระบบ AlignRT และระบบเลเซอร์มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญในแนว Lateral แต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในแนว Vertical และ Longitudinal ดังที่แสดงในตารางที่ 6

บทวิจารณ์

จากผลการทำ Daily QA ของระบบ AlignRT ที่ได้จากงานวิจัยนี้ พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในช่วงระหว่าง 0.0 ถึง 0.4 มิลลิเมตร ซึ่งถือว่ามีความคลาดเคลื่อนน้อย เนื่องจากค่าวิกฤต (Critical value) ในการทำประกันคุณภาพประจำวันของระบบ AlignRT

กำหนดไว้ที่ 1.0 มิลลิเมตร ซึ่งหากค่า RMS เกิน 1.0 มิลลิเมตร จะต้องทำการปรับเทียบระบบ AlignRT ใหม่ก่อนที่จะนำระบบ AlignRT ไปใช้งาน โดยผลในงานวิจัยนี้สอดคล้องกับการศึกษาของ Dennis NS และคณะ^[7] ที่ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับการประกันคุณภาพของระบบภาพพื้นผิวแบบสามมิติของบริษัทต่างๆ ซึ่งรวมถึงระบบ AlignRT (VisionRT) พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนของระบบ AlignRT จากการทำ Daily QA มีค่าที่น้อยกว่า 1.0 มิลลิเมตร

จากผลการศึกษาคุณลักษณะของระบบ AlignRT พบว่าทุกปัจจัยส่งผลกระทบต่อระบบน้อยมาก โดยผลของมุมหัวเครื่องฉายรังสี ผลของมุมเตียง ความสว่างในห้องฉาย และขอบเขตที่สนใจ อยู่ภายใน 0.2 มม., 0.1 องศา, 0.1 มม., และ 0.2 มม. ตามลำดับ ซึ่งผลที่ได้ค่อนข้างดีกว่างานวิจัยของ Wisetrintong M. และคณะ^[8] ที่ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับคุณสมบัติและปัจจัยที่มีผลต่อการทำงานของระบบ AlignRT (Version 5.0) ทั้งนี้ อาจเป็นผลเนื่องมาจากการงานวิจัยนี้ ใช้ระบบ AlignRT ในเวอร์ชันที่ใหม่กว่า (Version 6.3.1) ทำให้มีการแก้ไขข้อจำกัดของปัจจัยต่างๆ ที่มีผลต่อความถูกต้องของการอ่านค่า

ตารางที่ 6 เปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในแนวเลื่อนขนานบนระนาบ (Translational error) ระหว่างการจัดท่าผู้ป่วยก่อนฉายรังสีโดยใช้ระบบ AlignRT และระบบเลเซอร์

Translation	Systems	Fractions	Mean (cm)	SD (cm)	t	p
Vertical	AlignRT	130	0.36	0.25	1.825	0.069
	Laser	130	0.30	0.22		
Longitudinal	AlignRT	130	0.31	0.23	-1.675	0.095
	Laser	130	0.36	0.26		
Lateral	AlignRT	130	0.21	0.23	-2.775	0.006
	Laser	130	0.29	0.26		

ผลการศึกษาความถูกต้องในการอ่านค่าความคลาดเคลื่อนของระบบ AlignRT พบว่ามีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยมาก โดยมีค่าน้อยกว่าหรือเท่ากับ 1.0 มิลลิเมตรในแนว Translation อีกทั้งไม่พบความคลาดเคลื่อนในแนว Rotation ซึ่งแตกต่างจากงานวิจัยของ Kang S. และคณะ^[9] ที่ให้ผลค่าความคลาดเคลื่อนในแนว Rotation ที่มากกว่า โดยงานวิจัยดังกล่าวศึกษาเกี่ยวกับความถูกต้องของค่าความในแนว Rotation ที่อ่านได้จากระบบ AlignRT ของเครื่อง Halcyon อย่างไรก็ตามผลของทั้งสองงานวิจัยสามารถสรุปได้ว่าระบบ AlignRT มีความถูกต้องในการอ่านค่าความคลาดเคลื่อนเนื่องจากมีค่าเฉลี่ยของค่าความคลาดเคลื่อนในแนว Rotation น้อยมาก ทั้งนี้ค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้อาจแตกต่างกันเล็กน้อย เนื่องจากการปรับมุมในแนว Rotation ที่แตกต่างกัน

จากผลการศึกษาความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการจัดตำแหน่งผู้ป่วยโดยใช้ระบบ AlignRT และระบบเลเซอร์ พบว่าการใช้ระบบ AlignRT ในการจัดทำผู้ป่วยให้ค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าการจัดทำด้วยระบบเลเซอร์ในแนว Lateral และแนว Longitudinal โดยให้ผลค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติในแนว Lateral เพียงแนวเดียวเท่านั้น และนอกจากนี้ยังพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในแนว Vertical ที่ได้จากการใช้ระบบ AlignRT ในการจัดทำมีค่ามากกว่าการใช้ระบบเลเซอร์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งนี้การที่ค่าความคลาดเคลื่อนในแนว Vertical ของการจัดทำโดยใช้ระบบ AlignRT มีค่ามากกว่าเป็นผลมาจากข้อจำกัดของระบบ AlignRT ในการตรวจจับพื้นผิวที่มีความราบเรียบ ด้วยเหตุนี้จึงส่งผลทำให้การใช้ระบบ AlignRT ในการจัดทำแนว Vertical ที่บริเวณอุ้งเชิงกรานซึ่งเป็นพื้นผิวที่ราบเรียบมีความคลาดเคลื่อนได้มากกว่าแนวอื่น ซึ่งผลมีความสอดคล้องกับงานวิจัยของ Nguyen D. และคณะ^[10] ที่ศึกษาและเปรียบเทียบการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งเต้านม

ด้วยระบบภาพนำวิถีชนิดผิวด้วยอินฟราเรด ได้ผลว่าการใช้ระบบภาพนำวิถีชนิดผิวด้วยอินฟราเรด สามารถลดค่าความคลาดเคลื่อนในทุกทิศทางในแนว Translation และแนว Rotation ได้อย่างมีนัยสำคัญ เมื่อเทียบกับการจัดด้วยระบบเลเซอร์ และในงานวิจัยของ Kang S. และคณะ^[9] ที่ศึกษาเปรียบเทียบ

ระหว่างความถูกต้องในการจัดตำแหน่งด้วยระบบเลเซอร์และระบบ AlignRT ที่ถูกติดตั้งในเครื่อง Halcyon ให้ผลที่สอดคล้องกับงานวิจัยนี้ ซึ่งพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากการใช้ระบบ AlignRT ในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยมีค่าน้อยกว่าการใช้ระบบเลเซอร์ในแนว Vertical และ Lateral โดยน้อยกว่าอย่างมีนัยสำคัญในแนว Vertical เพียงแนวเดียวเท่านั้น เนื่องจากระบบ AlignRT สามารถตรวจจับพื้นผิวที่มีความลาดเอียงได้ดี ดังนั้นการใช้ระบบ AlignRT ในการจัดทำผู้ป่วยบริเวณเต้านมที่มีความโค้งงอในแนว Vertical และ Lateral จึงทำให้มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อย อีกทั้งผลที่ได้ยังมีความสอดคล้องกับงานวิจัยของ Mannerberg A และคณะ^[11] ที่ศึกษาเปรียบเทียบการจัดตำแหน่งผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากระหว่างการใช้ระบบเลเซอร์กับระบบ CatalystTM ซึ่งจากผลการวิจัยพบว่าการใช้ระบบ CatalystTM ที่จัดเป็นหนึ่งในระบบภาพนำวิถีชนิดผิวด้วยอินฟราเรด (SGRT) นั้นสามารถช่วยลดค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยได้อย่างมีนัยสำคัญ

ข้อสรุป

ผลการศึกษาคุณลักษณะของระบบ AlignRT แสดงให้เห็นว่าระบบมีความน่าเชื่อถือ ถูกต้องและแม่นยำ ก่อนนำไปใช้กับผู้ป่วย เนื่องจากมีค่าความคลาดเคลื่อนอยู่ในระดับที่น้อยกว่าหรือเท่ากับ 1.0 มิลลิเมตร จึงสามารถใช้เป็นระบบภาพนำวิถีในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยก่อนฉายรังสีให้ถูกต้องยิ่งขึ้นได้

ผลการศึกษาค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดตำแหน่งผู้ป่วยโดยใช้ระบบ AlignRT และระบบเลเซอร์ แสดงให้เห็นถึงความแม่นยำและความน่าเชื่อถือในการจัดทำผู้ป่วยก่อนฉายรังสีของระบบ AlignRT โดยสามารถลดค่าความคลาดเคลื่อน เมื่อเปรียบเทียบกับระบบเลเซอร์แบบเดิมได้อย่างมีนัยสำคัญ โดยเฉพาะในแนว lateral สรุปลงได้ว่าสามารถนำระบบ AlignRT มาประยุกต์ใช้สำหรับ

จัดทำผู้ป่วยทดแทนวิธีการใช้ระบบเลเซอร์ซึ่งเป็นวิธีการแบบดั้งเดิมในการจัดทำผู้ป่วยก่อนฉายรังสีร่วมกับการทำสัญลักษณ์หรือขีดเส้นบนตัวผู้ป่วย ส่งผลให้ไม่ต้องคอยระวังการเลื่อนของเส้นที่ขีดบนตัวผู้ป่วยที่อาจทำให้เกิดการจัดทำที่คลาดเคลื่อนและเสียเวลาในการจัดทำผู้ป่วยใหม่ รวมทั้งยังเป็นประโยชน์ต่อผู้ป่วยที่อาจมีอาการแพ้หมึกหรือ gentian violet ที่ใช้ขีดเส้นบนตัวผู้ป่วย

เอกสารอ้างอิง

1. Fund WCR. Cervical cancer statistics London: World Cancer Research Fund; 2022 [cited 2025 Apr]. Retrieved from: <https://www.wcrf.org/preventing-cancer/cancer-statistics/cervical-cancer-statistics/>.
2. Quaye E. Prostate Cancer Statistics New York Cancer Therapy Advisor; 2024 [cited 2025 Apr 20]. Retrieved from: <https://www.cancertherapyadvisor.com/factsheets/prostate-cancer-statistics/>.
3. กรมการแพทย์. มีนาคม ร่วมใจต้านภัยมะเร็งลำไส้ใหญ่และไส้ตรง นนทบุรี: กรมการแพทย์; 2565 [เข้าถึง 2568 20 เมษายน]. สืบค้นจาก: https://www.dms.go.th/Content/Select_Landding_page?contentId=32386.
4. Herron E, Murray M, Hilton L, Goldstein T, Ogunleye TB, Daniel B. Surface-guided radiation therapy as a replacement for patient marks in treatment of breast cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2018;102:e492-e3.
5. Kügele M, Mannerberg A, Nørring BS, Alkner S, Berg L, Mahmood F et al. Surface-guided radiotherapy improves breast cancer patient setup accuracy. J Appl Clin Med Phys. 2019;20:61-8.
6. Selby A. Implementing SGRT for breast radiotherapy treatment 2025 [cited 2025 Apr 20]. Retrieved from: <https://c-rad.com/webinar-videos/surface-guided-radiation-therapy-using-c-rad-in-routine-clinical-practice-estro-2022/>.

7. Dennis N, Stanley PD. Getting started with surface imaging: system overview, commissioning and ongoing QA. United States: Department of Radiation Oncology, University of Alabama at Birmingham; 2011.
8. Wisetrintong M, Kanphet J. Factors influencing real-time 3D surface image-guided for patient setup in radiotherapy. J Thai Asso Rad Onco. 2024;30:76-90.
9. Kang S, Jin H, Chang JH, Jang BS, Shin KH, Chang H et al. Evaluation of initial patient setup methods for breast cancer between surface-guided radiation therapy and laser alignment based on skin marking in the Halcyon system. Radiat Oncol. 2023;18:60.
10. Nguyen D, Farah J, Josserand PF, Barbet N, Khodri M. Benefits and challenges of standard ceiling-mounted surface guided radiotherapy systems for breast treatments on Halcyon™. Radioprotection. 2021;56:295–301.
11. Mannerberg A, Kügele M, Hamid S, Edvardsson A, Petersson K, Gunnlaugsson A et al. Faster and more accurate patient positioning with surface-guided radiotherapy for ultra-hypofractionated prostate cancer patients. Tech Innov Patient Support Radiat Oncol. 2021; 19:41-5.

ภาคผนวก

ผู้ป่วยรายที่ 1

Disease: Cervix cancer

เทคนิคการฉายรังสี: VMAT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.36	0.02	0.01	2	0.15	0.28	0.15
3	0.27	0.64	0.05	4	0.18	0.31	0.74
5	0.03	0.19	0.13	6	0.01	0.09	0.24
7	0.78	0.25	0.09	8	0.19	0.26	0.6
9	0.04	0.22	0.11	10	0.07	0.58	0.75
11	0.22	0.30	0.02	12	0.19	0.32	0.22
13	0.03	0.38	0.02	14	0.09	0.20	0.36
15	0.38	0.43	0.15	16	0.36	0.38	0.69
17	0.17	0.56	0.20	18	0.51	0.63	0.08
19	0.81	0.28	0.06	20	0.06	0.27	0.27
21	0.21	0.18	0.07	22	0.06	0.37	0.47
23	0.10	0.48	0.04	24	0.07	0.22	0.15
25	0.36	0.02	0.01	26	0.03	0.33	0.18

ผู้ป่วยรายที่ 2

Disease: Cervix cancer

เทคนิคการฉายรังสี: VMAT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.20	0.29	0.24	2	0.57	0.70	0.11
3	0.19	0.20	0.30	4	0.63	0.76	0.01
5	1.05	0.80	0.22	6	0.80	0.50	0.02
7	0.86	0.73	0.15	8	0.33	0.12	0.18
9	0.64	0.80	0.05	10	0.40	0.60	0.36
11	0.93	1.34	0.04	12	0.73	0.50	0.35
13	0.40	0.09	0.17	14	0.79	0.12	0.34
15	0.94	0.22	0.12	16	0.41	0.18	0.47
17	0.61	0.9	0.40	18	0.00	0.75	0.16
19	0.20	0.20	0.33	20	0.16	0.98	0.31
21	0.61	0.54	0.20	22	0.20	0.13	0.40
23	0.27	0.53	0.10	24	0.70	0.40	0.50
25	0.30	0.10	0.12	26	0.30	0.84	0.07

ผู้ป่วยรายที่ 3

Disease: Cervix cancer

เทคนิคการฉายรังสี: VMAT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.06	0.10	0.25	2	0.10	0.34	0.80
3	0.09	0.38	0.09	4	0.29	0.63	0.36
5	0.13	0.48	0.14	6	0.49	0.41	0.34
7	0.05	0.05	0.34	8	0.30	0.41	0.20
9	0.68	0.42	0.21	10	0.29	0.27	0.40
11	0.37	0.34	0.18	12	0.32	0.27	0.21
13	0.07	0.38	0.04	14	0.12	0.16	0.06
15	0.15	0.35	0.02	16	0.41	0.05	0.07
17	0.31	0.09	0.30	18	0.46	0.69	0.55
19	0.04	0.11	0.20	20	0.05	0.69	0.06
21	0.41	0.34	0.34	22	0.14	0.02	0.90
23	0.50	0.61	0.24	24	0.14	0.11	0.75
25	0.84	0.32	0.34	26	0.35	0.23	0.10

ผู้ป่วยรายที่ 4

Disease: Cervix cancer

เทคนิคการฉายรังสี: VMAT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.31	0.35	0.22	2	0.11	0.57	0.18
3	0.15	0.06	0.47	4	0.12	0.32	0.29
5	0.32	0.05	0.49	6	0.59	0.26	0.05
7	0.05	0.13	0.12	8	0.16	1.13	0.69
9	0.31	0.60	0.28	10	0.39	0.21	0.77
11	0.03	0.31	0.03	12	0.35	0.17	0.45
13	0.08	0.01	0.13	14	0.15	0.18	1.14
15	0.42	0.78	0.50	16	0.17	0.02	0.54
17	0.06	0.12	0.17	18	0.28	0.18	0.63
19	0.52	0.35	0.86	20	0.31	0.05	0.09
21	0.09	0.55	0.01	22	0.03	0.05	0.10
23	0.04	0.14	0.28	24	0.13	0.15	0.00
25	0.10	0.07	0.19	26	0.28	0.08	0.21

ผู้ป่วยรายที่ 5
Disease: Cervix cancer
เทคนิคการฉายรังสี: 3D CRT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.23	0.19	0.04	2	0.02	0.43	0.03
3	0.15	0.20	0.63	4	0.00	0.04	0.05
5	0.40	0.35	0.79	6	0.22	0.04	0.21
7	0.40	0.01	0.51	8	0.11	0.04	1.19
9	0.37	0.03	1.07	10	0.07	0.03	0.00
11	0.25	0.01	0.19	12	0.31	0.70	0.18
13	0.36	0.62	0.07	14	0.12	0.34	0.02
15	0.76	0.51	0.70	16	0.20	0.5	0.25
17	0.21	0.12	0.52	18	0.60	0.32	0.42
19	0.16	0.08	0.03	20	0.43	0.22	0.14
21	0.17	0.43	0.01	22	0.05	0.46	0.26
23	0.28	0.11	0.06	24	0.06	0.64	0.04
25	0.10	0.24	0.27	26	0.40	0.70	0.21

ผู้ป่วยรายที่ 6
Disease: Cervix cancer
เทคนิคการฉายรังสี: 3D CRT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.36	0.24	0.12	2	0.26	0.41	0.03
3	0.20	0.48	0.16	4	0.12	0.57	0.31
5	0.11	0.67	0.15	6	0.12	0.24	0.58
7	0.11	0.66	0.06	8	0.08	0.64	0.13
9	0.23	0.59	0.34	10	0.13	0.47	0.03
11	0.08	0.71	0.23	12	0.24	0.55	0.22
13	0.08	0.57	0.08	14	0.05	0.60	0.17
15	0.29	0.55	0.02	16	0.41	0.07	0.28
17	0.70	0.45	0.74	18	0.67	0.02	0.14
19	0.25	0.43	0.03	20	0.19	0.38	0.11
21	0.16	0.05	0.23	22	0.05	0.50	0.77
23	0.55	0.17	0.5	24	0.58	0.90	0.80
25	0.23	0.23	0.03	26	0.21	0.54	0.51

ผู้ป่วยรายที่ 7
Disease: Prostate cancer
เทคนิคการฉายรังสี: VMAT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.05	0.00	1.67	2	0.55	0.04	0.10
3	0.33	0.08	0.15	4	0.10	0.24	0.54
5	0.69	0.62	0.19	6	0.68	0.37	0.16
7	0.03	0.61	0.03	8	0.16	0.28	0.34
9	0.70	0.20	0.16	10	0.07	0.14	0.56
11	0.24	0.16	0.05	12	0.15	0.34	0.41
13	0.28	0.32	0.22	14	0.09	0.19	0.71
15	0.16	0.35	0.11	16	0.67	0.46	0.02
17	0.60	0.27	0.04	18	0.42	0.63	0.08
19	0.52	0.28	0.20	20	0.87	0.12	0.37
21	0.29	0.09	0.47	22	0.13	0.01	0.46
23	0.36	0.09	0.47	24	0.28	0.07	0.02
25	0.45	0.10	0.08	26	0.70	0.30	0.70

ผู้ป่วยรายที่ 8
Disease: Prostate cancer
เทคนิคการฉายรังสี: VMAT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.43	0.62	0.18	2	0.17	0.56	0.46
3	0.44	0.02	0.08	4	0.09	0.41	0.31
5	0.71	0.32	0.01	6	0.28	0.97	0.08
7	0.56	0.59	0.36	8	0.32	0.86	0.14
9	0.48	0.18	0.18	10	0.63	0.30	0.62
11	0.62	0.09	0.12	12	0.58	0.25	0.20
13	0.40	0.18	0.03	14	0.46	0.89	0.04
15	0.32	0.00	0.16	16	0.61	0.87	0.11
17	0.40	0.40	0.14	18	0.53	0.01	0.42
19	0.30	0.15	0.09	20	0.75	0.75	0.6
21	0.46	0.19	0.17	22	0.26	0.71	0.10
23	0.59	0.23	0.26	24	0.16	0.11	0.01
25	0.32	0.05	0.22	26	0.33	0.21	0.04

ผู้ป่วยรายที่ 9
Disease: Prostate cancer
เทคนิคการฉายรังสี: 3D CRT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.07	0.66	0.14	2	0.38	0.22	0.01
3	0.76	0.19	0.40	4	0.34	0.05	0.06
5	0.81	0.56	0.12	6	0.22	0.25	0.09
7	0.47	0.53	0.11	8	0.84	0.48	0.02
9	0.47	0.11	0.14	10	0.60	0.18	0.02
11	0.16	0.67	0.02	12	0.13	0.10	0.02
13	0.08	0.17	0.11	14	0.25	0.21	0.02
15	0.21	0.27	0.16	16	0.68	0.43	0.06
17	0.43	0.18	0.29	18	0.38	0.50	0.04
19	0.72	0.26	0.07	20	0.18	0.18	0.09
21	0.20	0.08	0.12	22	0.38	0.50	0.04
23	0.40	0.27	0.02	24	0.64	0.29	0.15
25	0.32	0.16	0.04	26	0.46	0.61	0.05

ผู้ป่วยรายที่ 10
Disease: Rectal cancer
เทคนิคการฉายรังสี: VMAT

VisionRT				Laser			
Fraction Number	Translational Error (cm)			Fraction Number	Translational Error (cm)		
	VRT	LNG	LAT		VRT	LNG	LAT
1	0.58	0.35	0.07	2	0.17	0.37	0.03
3	0.14	0.15	0.12	4	0.33	0.33	0.35
5	0.26	0.2	0.06	6	0.22	0.06	0.53
7	0.01	0.06	0.00	8	0.56	0.40	0.66
9	0.36	0.51	0.24	10	0.40	0.05	0.77
11	0.40	0.17	0.07	12	0.15	0.35	0.33
13	0.39	0.02	0.12	14	0.32	0.06	0.21
15	0.82	0.28	0.11	16	0.80	0.93	0.1
17	0.53	0.35	0.02	18	0.16	0.15	0.28
19	0.79	0.24	0.48	20	0.15	0.21	0.38
21	0.53	0.06	0.14	22	0.05	0.18	0.08
23	0.50	0.22	0.31	24	0.07	0.01	0.42
25	1.02	0.31	0.05	26	0.30	0.20	0.40

เทคนิคการทำ CT Simulation
เพื่อทดแทนการทำ 4D-CT Simulation สำหรับผู้ป่วยมะเร็งปอด
Alternative techniques as a substitute
for 4D-CT Simulation in Lung cancer patients

พลอย ดังสมัค¹, จิราพร เสตกรณกุล¹, อุดมพร พ่วงรักษา¹, ชณิดา สติพัฒน์วิโรจน์¹, ศันสนีย์ คงคุ้ม¹,
นิรันดร์ ทวีบุญ¹, นันทวรรณ ม่วงไม้¹, ศุภณิดา งามดี¹, ไพลิน พาฬโพธิ์¹
¹สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล กรุงเทพมหานคร

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

ไพลิน พาฬโพธิ์

สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

2 ถนนวังหลัง แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กรุงเทพฯ 10700

อีเมล: pailin.pha@mahidol.ac.th

*Ploy Dangsamak¹, Jiraporn Settakornnukul¹, Utumporn Puangrangsak¹, Chanida Sathitwattanavirot¹,
Sansanee Kongkum¹, Neeranoot Taveeboon¹, Nattawan Muangmai¹, Supanida Ngamdee¹,
Pailin Phalipho¹*

¹*Division of radiation oncology, Department of radiology, Faculty of medicine, Siriraj hospital, Mahidol university*

Corresponding author

Pailin Phalipho

*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: pailin.pha@mahidol.ac.th

Submitted: June 28, 2025

Revised: Oct 15, 2025

Accepted: Nov 10, 2025

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: ในการฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งปอด เนื่องจากรอยโรคในปอดมีการเคลื่อนที่ตามการหายใจตลอดเวลา ในปัจจุบันมีเทคนิคการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ 4 มิติ (four-dimensional computed tomography, 4D-CT) โดยสร้างภาพควบคู่กับการติดตามกราฟการหายใจในขณะที่ทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ทำให้ได้ภาพเอกซเรย์ที่มีขนาดสำหรับการฉายรังสีและตำแหน่งของรอยโรคมะเร็งปอดที่แม่นยำ แต่วิธีการทำนี้มีความซับซ้อนและต้นทุนในการจัดซื้ออุปกรณ์ค่อนข้างสูง

วัตถุประสงค์: ทำการศึกษาข้อมูลงานวิจัยเทคนิคการกลั่นหายใจและเทคนิคการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสแกนช้า (slow CT) เพื่อทดแทนการทำ 4D-CT

วัสดุและวิธีการ: การศึกษานี้ใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ Phillips รุ่น Big bore RT ในการเก็บข้อมูลภาพโดยใช้หุ่นปฏิบัติการเสมือนจริงแสดงการเคลื่อนไหว (moving phantom) คือ computerized imaging reference systems (CIRS) ซึ่งเป็นอุปกรณ์จำลองแทนก้อนมะเร็ง ตั้งค่าอัตราความถี่ของการเคลื่อนที่อิงตามอัตราการหายใจเท่ากับ 12 ครั้งต่อนาที ซึ่งเป็นอัตราการหายใจในผู้ป่วยปกติ โดยทำการสแกนแบบ 4D-CT, การสแกนแบบหายใจเข้า-ออก กลั่นหายใจ (inhale/exhale breath-hold CT), เทคนิคการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสแกนช้าทั้งหมด 4 รูปแบบตามการกำหนดค่า pitch และ rotation time และ เทคนิคการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบมาตรฐาน (standard CT) โดยใช้อุปกรณ์ respiratory management คือ Sentinel 4D-CT (C-RAD AB, Sweden) เป็นอุปกรณ์ optical surface monitoring systems (OSMS) หลังจากได้ชุดภาพสำหรับวางแผนการรักษา แพทย์รังสีรักษาจะวาดก้อนมะเร็งจากแต่ละชุดภาพ

ผลการศึกษา: ชุดภาพ slow CT2 และชุดภาพ inhale/exhale breath-hold CT วัดขนาดก้อนมะเร็งที่วาดได้ ปริมาตรได้เท่ากับ 8.16 และ 9.36 ลูกบาศก์เซนติเมตรตามลำดับ ใกล้เคียงกับการวาดก้อนมะเร็งรูปแบบ internal target volume (ITV) ที่ได้จากชุดภาพ 4D-CT ที่มีขนาดเท่ากับ 9.93 ลูกบาศก์เซนติเมตร อย่างไรก็ตามการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ด้วยวิธี inhale/exhale breath-hold มีข้อจำกัดที่ต้องควบคุมผู้ป่วยให้กลั่นหายใจอยู่ในระดับปกติ

ข้อสรุป: วิธีการที่เหมาะสมในการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ Phillips รุ่น Big bore RT เพื่อทดแทนการทำ 4D-CT คือ การทำ slow CT โดยการตั้งค่าพารามิเตอร์ด้วยค่า pitch ที่ต่ำที่สุดเท่ากับ 0.563 และ rotation time ที่มากที่สุดเท่ากับ 1 วินาที เพื่อให้ภาพที่ได้มีคุณภาพใกล้เคียงกับการทำ 4D-CT

คำสำคัญ: การจำลองการฉายรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, การทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ 4 มิติ, การทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบสแกนช้า, เทคนิคการกลั่นหายใจ, มะเร็งปอด

Abstract

Background: In radiation therapy for lung cancer, the lung lesions move with respiration. Currently, there is a technique, four-dimensional computed tomography (4D-CT), that acquire images while tracking the respiratory graph during the CT scan, resulting in images with accurate size and position of the lung lesions. However, this method is complex and the cost of purchasing the equipment is quite high.

Objectives: Conduct a study on research data regarding breath-holding techniques and slow CT as a replacement for 4D-CT.

Materials & methods: This study used the Phillips Big Bore RT CT scanner to collect image data, utilizing a moving phantom, specifically the computerized imaging reference systems (CIRS), which is a device that simulates a tumor. The respiratory rate was set to 12 breaths per minute, which is the normal breathing rate for patients. Scans were performed using 4D-CT, inhale/exhale breath-hold CT, 4 sets of slow CT, according to difference of pitch and rotation, and standard CT. The respiratory management device used was the Sentinel 4D-CT (C-RAD AB, Sweden), which is an optical Surface Monitoring Systems (OSMS). Once the image sets for treatment planning were obtained, radiation oncologists contoured the tumor lesion on each CT image set.

Results: The slow CT2 image set and the inhale/exhale breath-hold CT image set acquire tumor volumes of 8.16 and 9.36 cubic centimeters, respectively, which were close to the tumor volume defined using the internal target volume (ITV) obtained from the 4D-CT, 9.93 cubic centimeters. However, the inhale/exhale breath-hold method has the limitation of requiring patients to hold their breath at a normal level.

Conclusion: The appropriate method for performing a Phillips Big Bore RT CT scan to replace 4D-CT is slow CT by setting the parameters with the lowest pitch value of 0.563 and the highest rotation time of 1 second. The results are of a quality comparable to that of 4D-CT.

Keywords: CT-Simulation, 4D-CT, slow CT, breath-hold technique, CA lung

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 31(2): R59 - R71

บทนำ

มะเร็งปอดเป็นโรคมะเร็งที่พบอันดับต้นของผู้ป่วยโรคมะเร็งในประเทศไทย สาเหตุที่ทำให้เกิดยังไม่สามารถระบุได้ชัดเจน แต่มีปัจจัยบางประการที่อาจเพิ่มความเสี่ยงของการเกิดมะเร็งปอด เช่น การสูบบุหรี่ ความเสี่ยงทางพันธุกรรม มลภาวะทางอากาศและสิ่งแวดล้อมที่ส่งผลต่อระบบทางเดินหายใจ โรคปอดบางชนิด การใช้กัญชา เป็นต้น โดยแบ่งเป็น 2 ชนิด คือ มะเร็งปอดชนิดเซลล์เล็ก (small cell lung cancer) ซึ่งพบได้ประมาณร้อยละ 15 ของโรคมะเร็งปอดทั้งหมด ซึ่งเป็นชนิดที่เจริญเติบโตและแพร่กระจายเร็ว และมะเร็งปอดชนิดเซลล์ไม่เล็ก (non-small cell lung cancer) พบได้ร้อยละ 85 โดยทั่วไปมีการดำเนินรอยโรคและแพร่กระจายช้ากว่าชนิดแรก การรักษามะเร็งปอดมีแนวทางหลายวิธี ได้แก่ การผ่าตัด การฉายรังสี และการให้ยาต้านมะเร็งที่ออกฤทธิ์ทั่วร่างกาย (systemic treatment) โดยการรักษาด้วยการผ่าตัดใช้สำหรับการรักษามะเร็งในระยะแรกที่ยังไม่มีการกระจายไปอวัยวะสำคัญอื่นๆ ในร่างกาย ในส่วนการฉายรังสีสำหรับผู้ป่วยมะเร็งปอด มีข้อบ่งชี้ในการรักษาหลายวิธีขึ้นอยู่กับระยะของรอยโรค ซึ่งใช้รักษาได้ตั้งแต่ระยะเริ่มต้นจนถึงระยะประคับประคอง รวมถึงการใช้การฉายรังสีร่วมกับการใช้ยาเคมีบำบัดในผู้ป่วยมะเร็งปอดระยะลุกลามเฉพาะที่ ในส่วนการให้ยาต้านมะเร็งนั้น ปัจจุบันมีการใช้ยาหลายรูปแบบ ได้แก่ ยาเคมีบำบัด (chemotherapy), ยามุ่งเป้า (targeted therapy), ยาภูมิคุ้มกันบำบัด (immunotherapy)^[1,2]

ในการฉายรังสี มีเทคนิคการฉายรังสีสำหรับผู้ป่วยโรคมะเร็งปอด ได้แก่

1. การฉายรังสีแบบสองมิติ (conventional radiation therapy) เป็นเทคนิคการรักษาพื้นฐานที่ใช้ ภาพถ่ายเอกซเรย์แบบสองมิติในการวางแผนการรักษา

2. การฉายรังสีแบบสามมิติ^[3] (three-dimensional conformal radiation therapy, 3D-CRT) เทคนิคการรักษาที่ใช้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มาช่วยในการวางแผนการรักษา ทำให้ สามารถกำหนดขนาดและตำแหน่งของการรักษาได้อย่างเหมาะสมและหลีกเลี่ยงทิศทางลำรังสีใน บริเวณที่มีอวัยวะสำคัญร่วมกับอุปกรณ์กำบังรังสี (multi-leaf collimator, MLC)

3. การฉายรังสีแบบปรับความเข้ม^[3] (intensity modulated radiation therapy, IMRT)

เป็นเทคนิคการฉายรังสีที่สามารถลดปริมาณรังสีสูงต่ออวัยวะข้างเคียง และเพิ่มปริมาณรังสีไปยังตำแหน่งรอยได้ในบางกรณี โดยลำรังสีเข้าหลากหลายทิศทางและมีวิธีการวางแผนการรักษาที่ซับซ้อน ซึ่งแต่ละทิศทาง การฉายรังสีจะมีการปรับความเข้มของลำรังสี เพื่อให้ปริมาณรังสีรวมไปยังจุดศูนย์กลางมากที่สุด

4. การฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัว^[3] (volumetric modulated arc therapy, VMAT) เป็นเทคนิคการรักษาที่พัฒนามาจากเทคนิค IMRT โดยที่หัวเครื่องฉายรังสีจะทำการหมุนรอบตัวผู้ป่วย พร้อมกับฉายรังสีควบคู่ไป ซึ่งระหว่างหมุนหัวเครื่องฉาย MLC จะขยับตลอดเวลาเพื่อปรับเปลี่ยนรูปร่าง ของลำรังสี ร่วมกับการปรับเพิ่มหรือลดความเข้มของลำรังสีแบบต่อเนื่อง ทำให้ลด เวลาในการรักษาลงได้

5. การฉายรังสีร่วมฟิสิกส์^[3] (stereotactic body radiation therapy, SBRT) เป็นการฉายรังสีปริมาณสูงโดยใช้ลำรังสีขนาดเล็กจำนวนมากหลากหลายทิศทางเพื่อให้ ความเข้มสูงสุดที่จุดตัดของลำรังสีและบริเวณรอยโรคที่ต้องการรักษา การรักษาด้วยเทคนิคนี้มีจำนวนครั้งการฉายรังสีน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการรักษาแบบอื่น และต้องใช้ระบบภาพนำวิถี (image-guided radiation therapy, IGRT) ในการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยระหว่างฉายรังสี

กระบวนการฉายรังสีรักษาสำหรับผู้ป่วยโรค มะเร็งปอด มีขั้นตอนแรกคือ เริ่มจากการจำลองการ ฉายรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT Simulation) และนำภาพเอกซเรย์ที่ได้มากำหนดขอบเขต ก้อนมะเร็ง ปัจจุบัน 4D-CT ถูกนำมาใช้ในการจำลอง การฉายรังสีตำแหน่งที่มีการเคลื่อนไหว ซึ่ง 4D-CT เป็นชุดข้อมูลภาพกายวิภาคตัดขวางที่ได้มาจากการ สร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ถูกจัดเรียงร่วมกับการ หายใจ โดยปกติจะถูกนำมาจัดเรียงเป็น 10 ชุดข้อมูล การหายใจ (respiratory phase) เพื่อให้แพทย์รังสีรักษา ทำการกำหนดขอบเขตก้อนมะเร็งชนิด internal target volume (ITV) โดยอาศัยภาพจากทุกชุดข้อมูลการหายใจ สำหรับการวางแผนการฉายรังสี เพื่อให้ครอบคลุมรอยโรค มากที่สุด อีกทั้งภาพ 4D-CT ยังสามารถนำมาสร้างภาพ เอกซเรย์แบบตัดขวางเป็นแบบต่างๆโดยใช้ซอฟต์แวร์ ได้แก่ maximum intensity projection (MIP), minimum intensity projection (MinIP) และ average intensity projection (AIP) ที่สร้างมาจากการนำค่าของ เลขซีที (CT Number) ทั้ง 10 ชุดข้อมูลภาพมาสร้างเป็น ภาพเอกซเรย์สามมิติ โดยทั่วไปมักใช้ภาพ AIP สำหรับ นำไปคำนวณปริมาณรังสี^[4] ตามงานวิจัยของคุณ Khamfongkhrua C และคณะ ที่พบว่าภาพ AIP สามารถคำนวณปริมาณรังสีในก้อนมะเร็งที่มีการเคลื่อนที่ ได้ใกล้เคียงกับปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งได้รับการ ฉายรังสีจริง^[5]

เนื่องจากขั้นตอนการจำลองการฉายรังสีเพื่อให้ได้ ภาพที่เหมาะสมสำหรับ ใช้วางแผนการรักษามีความสำคัญ อย่างมาก ทำให้มีการพัฒนาเครื่องมือทางรังสี ที่ใช้ในการ ตรวจจับการหายใจ (respiratory management) ในระหว่างการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ โดยมีการ แบ่งวิธีการเก็บข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ตาม การอ้างอิงของ AAPM Task Group 76 ประเภท motion-encompassing^[6] ดังนี้

1. Slow CT scan เป็นการสแกนข้อมูล แบบช้าด้วย เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในขณะที่ผู้ป่วยหายใจปกติ

2. Inhalation/Exhalation breath-hold CT เป็นการสแกนข้อมูลภาพขณะที่ผู้ป่วยหายใจเข้า กลั้นหายใจและหายใจออกกลั้นหายใจ เพื่อลดความ คลาดเคลื่อนของภาพที่เกิดจากการเคลื่อนไหวของ อวัยวะ ต่างๆ

3. Four-dimensional CT (4D-CT) เป็นการสแกน ข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ร่วมกับใช้สัญญาณ การหายใจที่สามารถแสดงตำแหน่งและ การเคลื่อนที่ของ ก้อนมะเร็งที่สอดคล้อง กับการหายใจจริงของผู้ป่วย

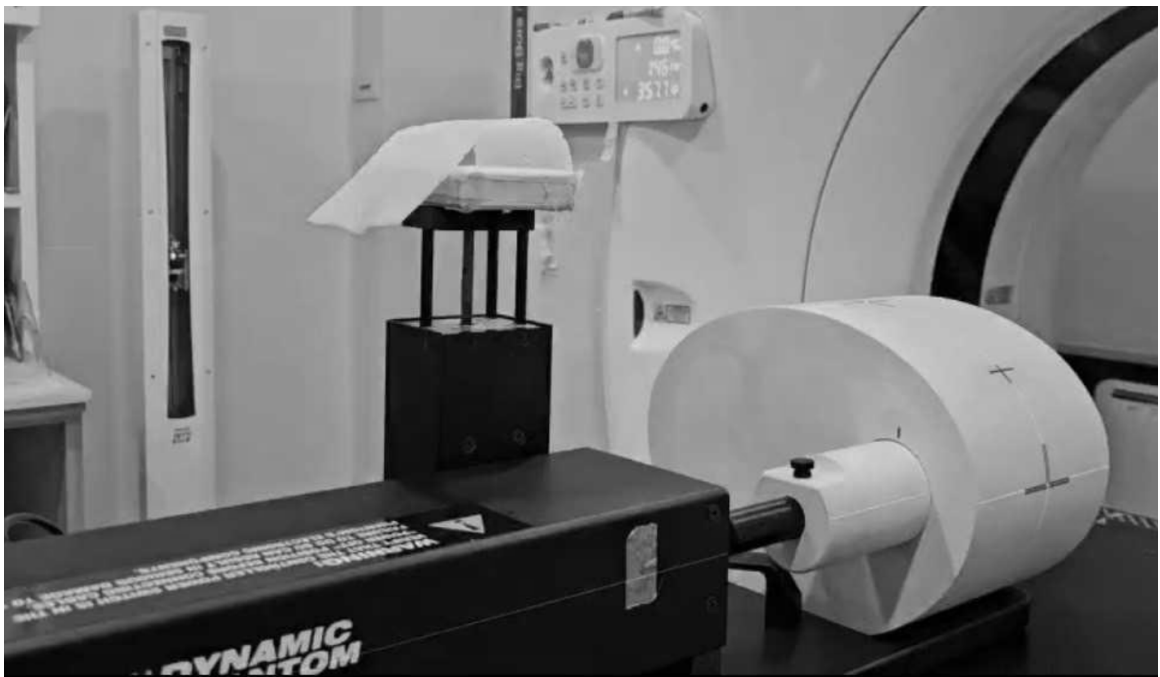
ปัจจุบันการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อวางแผน การรักษาสำหรับผู้ป่วยมะเร็งปอด สาขารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ใช้ respiratory management ได้แก่ breath-hold technique และ 4D-CT ซึ่งวิธีการ ทำ 4D-CT จะมีการใช้อุปกรณ์ optical surface monitoring system หรือ OSMS ได้แก่ C-RAD™ และ respiratory gating for scanner (RGSC) VARIAN™ โดยอุปกรณ์ทั้งสองใช้ในการเก็บข้อมูลการหายใจของ ผู้ป่วยระหว่างการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ควบคู่กัน เพื่อให้ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีความสัมพันธ์กับ การหายใจ ทำให้ภาพที่ได้มีข้อมูลที่ถูกต้อง และแม่นยำ^[6,7] เพื่อให้รังสีแพทย์นำข้อมูลไปกำหนดตำแหน่งและวางแผน การรักษาได้ชัดเจน เนื่องจากด้วยอุปกรณ์ OSMS มีราคา ค่อนข้างสูงและวิธีการที่ซับซ้อน ทำให้การใช้งาน มีข้อจำกัดในบางโรงพยาบาลที่ทำการรักษาผู้ป่วยมะเร็ง ปอด คณะผู้จัดทำจึงมีความสนใจในขั้นตอนการ ทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในผู้ป่วยมะเร็งปอดด้วย motion-encompassing รูปแบบอื่นๆ เพื่อ เปรียบเทียบ ข้อมูลภาพที่ได้และ หากการกำหนดค่าพารามิเตอร์สำหรับ วิธี slow CT ที่เหมาะสม เพื่อให้ได้ภาพทางรังสีที่สามารถ นำมากำหนดขอบเขตก้อนมะเร็งได้ใกล้เคียงกับการใช้

ภาพ 4D-CT ในการวางแผนการรักษา เพื่อเป็นแนวทางการทำ CT-Simulation ในศูนย์รังสีรักษาที่มีข้อจำกัดเรื่องอุปกรณ์

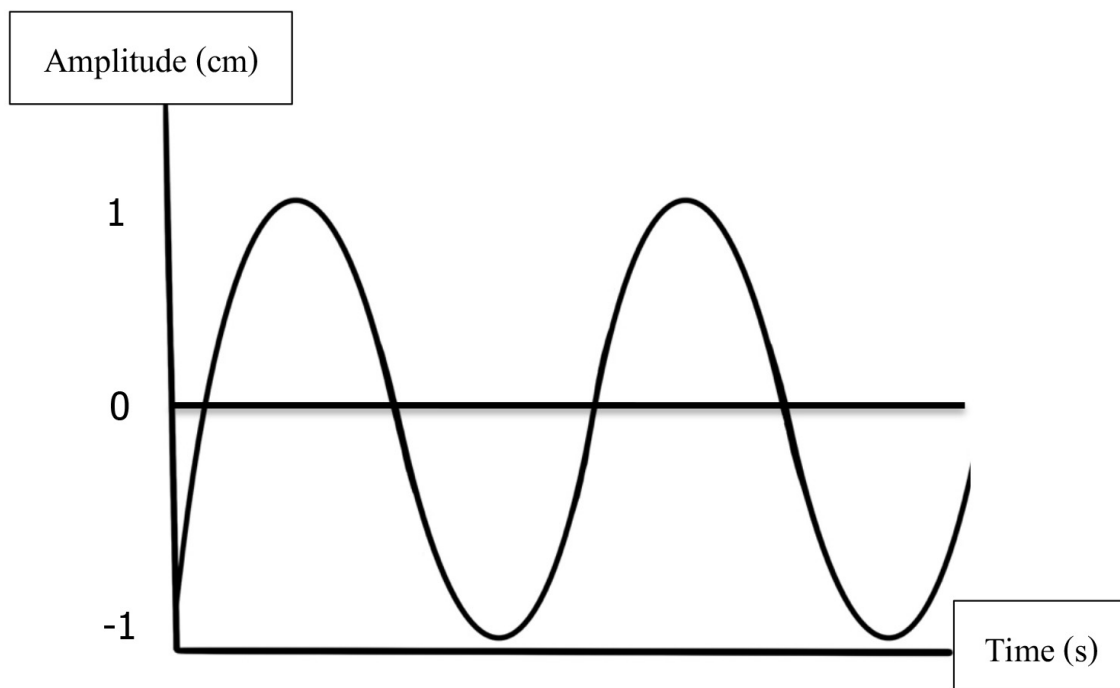
วัสดุและวิธีการ

เครื่องมือและอุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษานี้ประกอบด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สำหรับจำลองการรักษา รุ่น BigBore RT 32 Slices (Koninklijke Philips N.V., Amsderdam, Natherland) โดยมี bore diameter 85 เซนติเมตร, true scan field of view (FOV) 600 มิลลิเมตร ค่า rotation time ที่ตั้งได้เท่ากับ 0.44, 0.5, 0.75 และ 1.0 วินาที, helical pitch อยู่ในช่วง 0.04-1.65 และผลคูณค่ากระแสหลอดและเวลา (mAs) สามารถตั้งค่าได้อยู่ในช่วง 15-535 มิลลิแอมแปร์-วินาที (mAs) การศึกษานี้ได้ทำการสแกนอุปกรณ์จำลองแทน

ก้อนมะเร็ง CIRS รุ่น dynamic thorax phantom model 008A (Sun Nuclear, Norfolk, VA, U.S.) ซึ่งเป็น moving phantom ที่บรรจุวัตถุขนาด 2 เซนติเมตร (target size sphere) ดังภาพที่ 1 ตั้งค่าอัตราความเร็วการเคลื่อนที่เท่ากับ 12 ครั้งต่อนาทีตามอัตราการหายใจในผู้ป่วยปกติ โดยแสดงสัญญาณการเคลื่อนที่ของวัตถุตามการหายใจในหุ่นจำลองผู้ป่วยมะเร็งปอด ทิศทางเคลื่อนไหวนมากที่สุดที่ amplitude 1 เซนติเมตร ซึ่งเป็นระยะการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งที่ใช้พิจารณาทำ motion management ดังภาพที่ 2 ในการศึกษาทำการสแกนเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทั้งหมด 7 ชุดภาพ เพื่อเปรียบเทียบลักษณะปริมาตร และขนาดวัตถุเทียบเท่าเส้นผ่าศูนย์กลางของทรงกลม จากการวาดตำแหน่งก้อนมะเร็ง ซึ่งการสแกนทั้ง 7 ชุดภาพนี้ประกอบด้วย



ภาพที่ 1 แสดงอุปกรณ์จำลองแทนก้อนมะเร็ง CIRS รุ่น Dynamic thorax phantom model 008A



ภาพที่ 2 แสดงสัญญาณการเคลื่อนที่ของวัตถุตามการหายใจในหุ่นจำลองผู้ป่วยมะเร็งปอด ทิศขึ้นลงในแนวดิ่ง ที่ความสูง amplitude 1 เซนติเมตร

1. 4D-CT 1 ชุดภาพ
 2. Inhalation/Exhalation breath-hold CT 1 ชุดภาพ
 3. Slow CT 4 ชุดภาพ มีค่าพารามิเตอร์ต่างกัน โดยใช้อุปกรณ์ respiratory management คือ sentinel 4DCT (C-RAD AB, Sweden) เป็นอุปกรณ์ OSMS ที่เป็น laser-based surface scanning ซึ่งมีฟังก์ชันในการบันทึกสัญญาณการหายใจร่วมกับการสแกนเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ในการศึกษาที่กำหนดตำแหน่งการเคลื่อนที่ โดยให้ laser scan ที่ตำแหน่งอุปกรณ์แทนพื้นผิวของผู้ป่วย ซึ่งเป็นตำแหน่งการเคลื่อนที่ขึ้น-ลงในแนวดิ่งของอุปกรณ์จำลองก้อนมะเร็ง

4. Standard CT 1 ชุดภาพเมื่อได้ชุดภาพสำหรับวางแผนการรักษา แพทย์รังสีรักษาจะวัดก้อนมะเร็งของแต่ละชุดภาพด้วยระบบ Eclipse version 18.0 (Varian Medical Systems, Inc., Palo Alto, CA, U.S.)

กำหนดค่าพารามิเตอร์สำหรับสแกนทุกชุดภาพด้วยความหนาไสลด์ (slice thickness) 3 มิลลิเมตร ในส่วนของชุดภาพ 4D-CT ใช้ค่า rotation time 0.44 วินาที, pitch 0.109, scan time 30.90 วินาที, collimator 16x1.5 มิลลิเมตร และผลคูณค่ากระแสหลอดและเวลา 400 mAs สำหรับการสแกนชุดภาพ inhalation/Exhalation breath-hold CT ทางผู้จัดทำการใช้อุปกรณ์ Sentinel 4D-CT (C-RAD AB, Sweden) เพื่อแสดงกราฟ

การหายใจ ทำให้เห็นถึงลักษณะการกลืนหายใจว่าหายใจลึกตื้นเท่าไร ในทางปฏิบัติจริง ต้องฝึกให้ผู้ป่วยกลืนหายใจในระดับเข้า-ออกปกติ เพราะการกลืนหายใจลึกเกินไปจะมีผลต่อการนำไปสร้างภาพจำลองการรักษาที่คลาดเคลื่อนได้ แต่เนื่องจากการศึกษานี้ผู้จัดทำสแกนหุ่นจำลองแทนก้อนมะเร็ง (moving phantom) จึงไม่ได้ใช้อุปกรณ์แสดงการหายใจ แต่ดูจังหวะการเคลื่อนที่ของหุ่นจำลองให้ถึง amplitude สูงสุดและต่ำสุด ซึ่งเทียบได้กับการหายใจเข้าและหายใจออกตามลำดับ โดยค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ กำหนดค่า rotation time เท่ากับ 0.75 วินาที, pitch 0.813 , collimator 16x1.5 มิลลิเมตร, ผลคูณค่ากระแสหลอดและเวลา 250 mAs และ scan time เท่ากับ 12.90 วินาที ในส่วนของพารามิเตอร์การสแกน slow CT ชุดที่ 1-4 ตั้งค่า rotation time เท่ากับ 1วินาที ทุกชุดการสแกน pitch เท่ากับ 0.567, 0.563, 0.813 และ 0.567 ตามลำดับ, scan time เท่ากับ 24.70, 13.80, 9.80 และ 23.90 วินาทีตามลำดับ ค่า collimator ชุดภาพ slow CT1 และ slow CT4 เท่ากับ 16.00x0.75 มิลลิเมตร ส่วน slow CT2 และ slow CT3 เท่ากับ 16.00x1.00 มิลลิเมตร ผลคูณค่ากระแสหลอดและเวลา ชุดภาพ slow CT1-3 เท่ากับ 250 mAs และ slow CT4 เท่ากับ 400 mAs ดังแสดงใน **ตารางที่ 1** และชุดภาพ standard CT กำหนดค่า rotation time เท่ากับ 0.75 วินาที, pitch 0.813, collimator 16.00x1.50 มิลลิเมตร, ผลคูณค่ากระแสหลอดและเวลา 250 mAs และ scan time เท่ากับ 7.40 วินาที

เมื่อเปรียบเทียบชุดภาพ slow CT ทั้ง 4 ชุด โดยปกติทางหน่วยงานเลือกใช้ slice thickness ขนาด 3 มิลลิเมตร ซึ่ง collimator ที่เหมาะสมกับการสแกนคือ collimator ขนาด 16.00 x 1.50 มิลลิเมตร ซึ่งในการศึกษานี้ทางผู้จัดทำเลือกขนาด collimator 16.00 x 0.75 มิลลิเมตร และ 16.00 x 1.50 มิลลิเมตร มาเปรียบเทียบ โดยชุดภาพ slow CT1 และ 4 เลือกใช้ collimator ขนาด 16.00 x

0.75 มิลลิเมตร และชุดภาพ slow CT2 และ 3 เลือก collimator ขนาด 16.00 x 1.50 มิลลิเมตร นอกจากนี้ในชุดภาพ slow CT3 ผู้จัดทำตั้งค่า pitch คือ 0.813 ซึ่งเท่ากับชุดภาพ standard CT ส่งผลให้เวลาในการสแกนของชุดภาพ slow CT3 ต่ำกว่าชุดภาพ slow CT1, 2 และ 4 ในส่วนของชุดภาพ slow CT1 และ 4 ผู้จัดทำตั้งค่า mAs ที่ต่างกันคือ 250 และ 400 ตามลำดับ

ภาพที่ได้จากการสแกนทุกชุดข้อมูลนำส่งเข้าระบบวางแผนการรักษา Eclipse และวาดก้อนมะเร็งโดยแพทย์รังสีรักษาในทุกชุดภาพ โดยชุดภาพ 4D-CT มีการจัดเรียงใหม่เป็น 10 ชุด ข้อมูลการหายใจเพื่อให้แพทย์รังสีรักษาวาดก้อนมะเร็งในทุกชุดข้อมูลการหายใจรวมกันเป็น ITV เพื่อใช้เปรียบเทียบกับก้อนมะเร็งจากชุดภาพ slow CT ทั้ง 4 ชุด ชุดภาพ standard CT และชุดภาพ inhale/exhale breath-hold CT ดังภาพที่ 3

ผลการศึกษา

ปริมาตรและเส้นผ่านศูนย์กลางพื้นที่ผิวเทียบเท่า (equivalent sphere diameter) ของก้อนมะเร็งจากการสแกนแบบต่างๆได้แสดงดัง**ตารางที่ 2** ผลการทดลองข้างต้นพบว่าชุดภาพ slow CT2 และ ชุดภาพ inhale/exhale breath-hold CT สามารถ สร้างภาพของก้อนมะเร็งที่มีการเคลื่อนที่ได้ใกล้เคียงกับ ITV ที่ได้จากชุดภาพ 4D-CT มากที่สุด โดยเมื่อวัดค่าปริมาตรของก้อนมะเร็งที่ได้ slow CT2 เท่ากับ 8.16 ลูกบาศก์เซนติเมตร และ inhale/exhale breath-hold CT เท่ากับ 9.36 ลูกบาศก์เซนติเมตร ซึ่งมีความใกล้เคียงกับปริมาตรของ ITV จากภาพ 4D-CT ที่เท่ากับ 9.93 ลูกบาศก์เซนติเมตร ในส่วนของ equivalent sphere diameter ของ slow CT2 เท่ากับ 2.5 เซนติเมตร และชุดภาพ inhale/exhale breath-hold CT เท่ากับ 2.6 เซนติเมตร พบว่าใกล้เคียงกับชุดภาพ 4D-CT ที่ 2.7 เซนติเมตร เช่นเดียวกัน โดยผลการศึกษาของทางผู้จัดทำพบว่าภาพของวัตถุที่ได้จากการสแกนด้วยค่าพารามิเตอร์

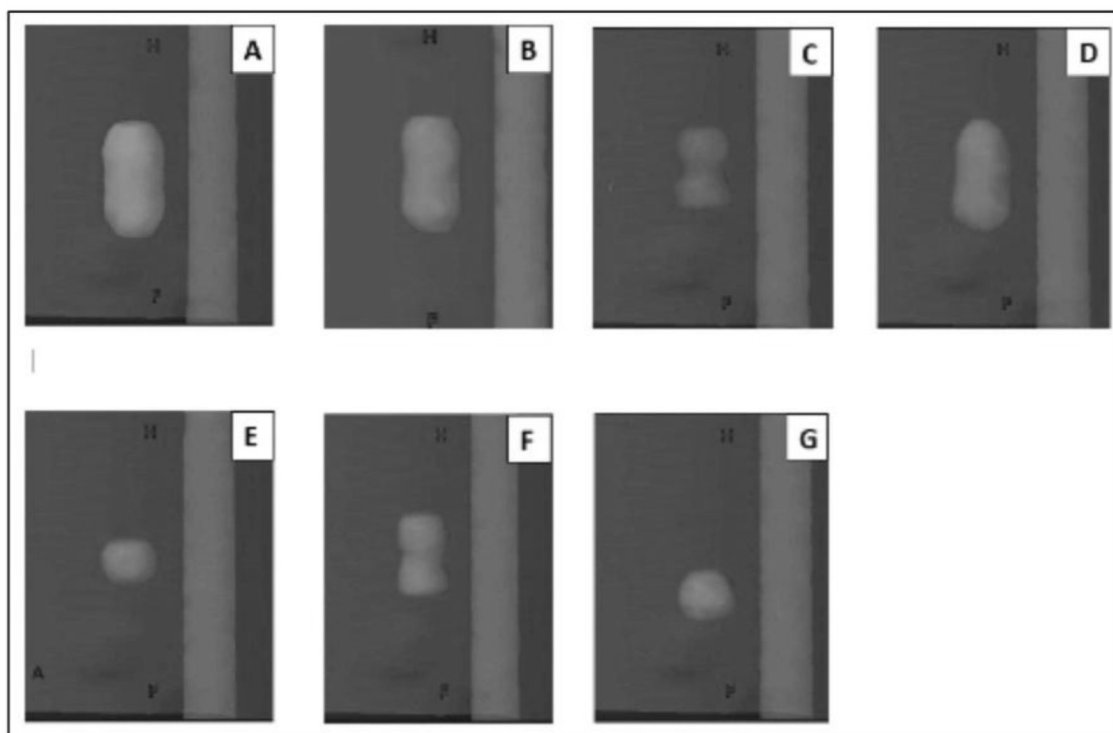
ตารางที่ 1 แสดงค่าพารามิเตอร์สำหรับการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบ 4D-CT, inhale/exhale breath-hold CT, slow CT ทั้ง 4 ชุดภาพ และ standard CT

CT Protocol	Rotation time(s)	Pitch	Scan time (s)	Collimator (mm)	mAs (mAs)
4D-CT	0.44	0.109	30.90	16.00 x 1.50	400
Inhale/Exhale breath-hold CT	0.75	0.813	12.90	16.00 x 1.50	250
Slow CT1	1.00	0.567	24.70	16.00 x 0.75	250
Slow CT2	1.00	0.563	13.80	16.00 x 1.50	250
Slow CT3	1.00	0.813	9.80	16.00 x 1.50	250
Slow CT4	1.00	0.567	23.90	16.00 x 0.75	400
Standard CT	0.75	0.813	7.40	16.00 x 1.50	250

หมายเหตุ: Rotation time คือ เวลาที่ใช้ในการสแกนครบ 1 รอบหน่วยเป็นวินาที (s), mAs คือผลคูณค่ากระแสของหลอดเอกซเรย์ หน่วยเป็น มิลลิแอมแปร์ (mA) และเวลา (s) ซึ่งบอกถึงจำนวนโฟตอนที่ออกมาจากหลอดเอกซเรย์ โดยเป็นสัดส่วนเดียวกับปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ, pitch คืออัตราส่วนระยะการเลื่อนของเตียง เมื่อหลอดเอกซเรย์หมุนครบรอบต่อความหนาสไลด์ ใช้เฉพาะการสแกนโหมด Helical เท่านั้น ซึ่งได้มาจากผลคำนวณจากผลคูณของ rotation time กับ breath rate per minute (BRM)หารด้วยจำนวนวินาทีในหนึ่งนาที^[8]

ตารางที่ 2 แสดงปริมาตร (Volume) และขนาดของวัตถุเทียบเท่ากับเส้นผ่าศูนย์กลางของทรงกลมในทุก CT Protocol

CT Protocol	Volume (cm ³)	Equivalent Sphere Diameter (cm)
4D-CT	9.93	2.7
Inhale/Exhale breath-hold CT	9.36	2.6
Slow CT1	5.30	2.2
Slow CT2	8.16	2.5
Slow CT3	3.04	1.8
Slow CT4	5.71	2.2
Standard CT	3.52	1.9



ภาพที่ 3 แสดงลักษณะก้องมะเร็งจากการสแกนด้วย CT แต่ละชุดได้แก่ (A) 4D-CT, (B) Inhale/Exhale breath-hold CT, (C) Slow CT1, (D) Slow CT2, (E) Slow CT3, (F) Slow CT4 และ (G) Standard CT

ของชุดภาพ slow CT2 ค่า pitch เท่ากับ 0.563 และ rotation time เท่ากับ 1 ซึ่งเป็นการตั้งค่า pitch ที่น้อยที่สุด และ rotation time ที่มากที่สุดของเครื่อง CT ที่ใช้ทำการศึกษานี้สามารถตั้งค่าได้นั้น ทำให้ทั้งปริมาตรและเส้นผ่านศูนย์กลางพื้นที่ผิวเทียบเท่าวัตถุขนาดใกล้เคียงกับภาพของ ITV ที่ได้จากชุดภาพ 4D-CT มากที่สุด ซึ่งปัจจุบันทางสาขารังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช ใช้ภาพ ITV ที่ได้จากชุดภาพ 4D-CT ในการกำหนดขอบเขตก้องมะเร็งในปอดสำหรับฉายรังสี แต่เนื่องจากบทความนี้เป็นการศึกษาเฉพาะค่าปริมาตรและเส้นผ่านศูนย์กลางพื้นที่ผิวเทียบเท่าวัตถุทรงกลมในหุ่นจำลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพียง 1 รุ่น จึงไม่สามารถหาค่าทางสถิติได้

บทวิจารณ์

เทคนิคการสแกนแบบ 4D-CT เป็นการสแกนข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ร่วมกับใช้สัญญาณการหายใจทำให้สามารถแสดงตำแหน่งและการเคลื่อนที่ของก้องมะเร็งที่สอดคล้องกับการหายใจจริงของผู้ป่วย ดังนั้นวิธีนี้จึงเป็นวิธีที่เหมาะสมมากที่สุดสำหรับการทำ CT Simulation ในผู้ป่วยมะเร็งปอด แต่เนื่องด้วยอุปกรณ์ที่ใช้ควบคุมกับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มีราคาค่อนข้างสูงและวิธีการที่ซับซ้อน ทำให้การใช้งานมีข้อจำกัดในบางศูนย์รังสีรักษา สำหรับเทคนิค inhale/exhale breath-hold CT ยังมีข้อจำกัดที่ต้องระวังคือการควบคุมระดับความลึกในการกลืนหายใจให้อยู่ในระดับปกติถ้าผู้ป่วยกลืนหายใจในระดับ ที่ลึกมากเกินไปจะนำไปสู่

การวาดก้อนมะเร็งที่มีขอบเขตใหญ่เกินความเป็นจริง ซึ่งจะทำให้ผู้ป่วยข้างเคียงได้รับรังสีโดยไม่จำเป็น

ดังนั้นผู้ป่วยที่จะใช้เทคนิคนี้ควรมีความสามารถในการควบคุมระดับความลึกของการกลืนหายใจได้ค่อนข้างดี รวมถึงควรมีการฝึกฝนผู้ป่วยก่อนการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ หรือการใช้อุปกรณ์อื่นช่วยดูระดับการกลืนหายใจ ยกตัวอย่างเช่น แนวเส้นเลเซอร์ เทียบกับผิวของผู้ป่วย, การวัดความสูงจากพื้นเตียงถึงระดับหน้าอก ที่ยกสูงตอนหายใจเข้าและปกติ เทียบกับตอนกลืนหายใจ เป็นต้น

ในส่วนการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เทคนิค slow CT ของเครื่องรุ่น Big Bore RT (Phillips) จากการศึกษาพบว่าค่าพารามิเตอร์ที่เหมาะสมกับการสแกนเพื่อให้ได้ชุดภาพใกล้เคียงกับ 4D-CT คือ การตั้งค่า pitch เท่ากับ 0.563 และ rotation time เท่ากับ 1 วินาที ซึ่งเป็นค่า pitch ที่น้อยที่สุด และ rotation time ที่มากที่สุดที่เครื่องจะสามารถสแกนได้ โดยอ้างอิงจากอัตราการหายใจของผู้ป่วยส่วนใหญ่ จะอยู่ที่ประมาณ 12 ครั้งต่อนาที ถ้าผู้ป่วยมีอัตราการหายใจประมาณ 12 ครั้งต่อนาทีหรือมีอัตราการหายใจมากกว่านี้ สามารถนำค่า pitch และ rotation time ไปใช้งานได้ แต่ในทางกลับกันถ้าผู้ป่วยมีอัตราการหายใจ ช้ากว่า 12 ครั้งต่อนาที อาจต้องมีการศึกษาสืบเนื่องต่อไป ถึงเรื่องการปรับค่า pitch และ rotation time ให้เหมาะสม อย่างไรก็ตาม ในขณะที่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์รุ่นอื่นๆ เช่น รุ่น Somatom (Siemens) สามารถตั้งค่า helical pitch ได้ตั้งแต่ 0.35-1.50 ค่า rotation time 0.33, 0.50 และ 1.00 วินาที, เครื่องรุ่น Discovery RT (GE healthcare) สามารถตั้งค่า helical pitch ได้ตั้งแต่ 0.562-1.750 ค่า rotation time 0.5-1.0 วินาที, เครื่องรุ่น Aquilion LB (Canon Medical Systems) สามารถตั้งค่า helical pitch ได้ตั้งแต่ 0.04-0.33 โดยค่า rotation time เท่ากับ 0.4 วินาที เป็นต้น แต่เนื่องจากทางคณะผู้จัดทำมีข้อจำกัดใน

ความหลากหลายของ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จึงต้องมีการศึกษาต่อไปว่าค่า pitch และ rotation time ที่เหมาะสมควรตั้งค่าอย่างไร ในแต่ละรุ่นเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

แม้ว่า slow CT จะทำให้ได้ขนาดก้อนมะเร็งใกล้เคียงกับ ขนาดของ ITV ที่ได้จาก 4D-CT แต่ยังมีข้อจำกัดในการใช้งานเนื่องจาก slow CT มี resolution ของภาพที่ค่อนข้างต่ำ ทั้งในส่วนที่เป็นรอยโรคและอวัยวะปกติข้างเคียง โดยงานวิจัยของคุณ Wurstbauer K และคณะ แนะนำว่าควรใช้ภาพ standard CT สำหรับวาดอวัยวะอื่นๆ ร่วมกันในการวางแผนการรักษา^[9] นอกจากนั้นทางผู้จัดทำได้ศึกษางานวิจัยถึงการเปรียบเทียบรูปทรงและปริมาตร เพื่อสนับสนุนบทความนี้ โดยจากงานวิจัยของคุณ Jang JS และคณะ ได้ศึกษาความแตกต่างของรูปทรงปริมาตรและปริมาณรังสีที่ส่งผลต่อปอดด้วยการทำ 4D-CT รวมกับ modify slow CT สำหรับวางแผนการฉายรังสีด้วยเทคนิค SBRT ในผู้ป่วยมะเร็งปอด สรุปได้ว่า ข้อมูลจาก 4D-CT รวมกับ modify slow CT สามารถช่วยลดความผิดพลาดที่อาจเกิดขึ้นในการกำหนดขอบเขตในการวางแผนการรักษา ผลงานวิจัยพบว่า การวิเคราะห์ปริมาตรรูปทรงและปริมาณรังสีที่มีผลต่อเนื้องอกปอดมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญทางสถิติ^[10] และจากการศึกษางานวิจัยของคุณ Chinneck CD และคณะเกี่ยวกับ slow CT โดยใช้ modern CT ที่สามารถปรับ rotation speed ได้มากที่สุด 1.5 วินาที และใช้ค่า pitch เท่ากับ 0.5 ผลที่ได้คือ ภาพรูปร่างของวัตถุจากการใช้ slow CT มีความสม่ำเสมอของภาพที่ได้จากการสแกนมากกว่าที่ได้จาก standard CT^[11] นอกจากนี้ยังพบว่า งานวิจัยของคุณ de Koste JR และคณะสามารถใช้ภาพ slow CT มากำหนด CTV โดยเพิ่ม margin 5 มิลลิเมตรสำหรับวางแผนการรักษาที่เหมาะสม^[12]

ข้อสรุป

การทดแทนเทคนิค 4D-CT สำหรับจำลองการฉายรังสีด้วยเทคนิค slow CT และ inhale/exhale breath hold CT สามารถทำได้ โดยมีขนาดของก้อนมะเร็งใกล้เคียงกัน แต่การใช้งานต้องพิจารณาภายใต้ข้อจำกัดหากมีอุปกรณ์ respiratory management ควรเลือกใช้ 4D-CT เนื่องจากให้คุณภาพของภาพได้ดีที่สุดในขณะที่การทำเทคนิค slow CT ควรเลือกใช้ค่า rotation time ที่มากที่สุด และค่า pitch ที่น้อยที่สุด แต่การศึกษครั้งนี้ยังไม่มีข้อมูลเพียงพอที่จะสรุปค่าพารามิเตอร์สำหรับ

slow CT เนื่องจาก เป็นการทดลองเก็บข้อมูลแค่เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เครื่องเดียวเท่านั้น

กิตติกรรมประกาศ

ขอบคุณนักรังสีการแพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์ สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดลทุกท่านที่ให้ความร่วมมือ สนับสนุน และให้คำแนะนำ ทั้งการใช้สถานที่และอุปกรณ์ในการศึกษานี้ให้สำเร็จลุล่วงเป็นอย่างดี

เอกสารอ้างอิง

1. โรงพยาบาลศิริราชปิยมหาราชการุณย์. มะเร็งปอดทุกระยะดูแลได้ [Internet]. [cited 2025 Aug 25]. Available from: <https://www.siphospital.com/th/news/article/share/lung-cancer>
2. พญ.ปาริชาติ นิยมทอง. โรคมะเร็งปอดรู้เท่าทันป้องกันได้. วารสารโรงพยาบาลแพร่. 2018; 26: 61-80.
3. รังสีรักษาศิริราช. CT-Simulator with Surface Tracking [Internet]. [cited 2024 Aug 26]. Available from: <https://sirirajradonco.org/Healing-Tool>
4. มหาวิทยาลัยเชียงใหม่. บทที่ 2 ทฤษฎีพื้นฐานโรคมะเร็งปอด [Internet]. [cited 2024 Oct 15]. Available from: https://archive.lib.cmu.ac.th/full/T/2560/medph80860kapa_ch2.pdf
5. Khamfongkhrua C, Thongsawad S, Tannanonta C, Chamchod S. Comparison of CT images with average intensity projection, free breathing, and mid-ventilation for dose calculation in lung cancer. J Appl Clin Med Phys. 2017;18:26–36.
6. 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;33:3883–4.
7. Puangragsa U, Pleanarom S, Phongprapun W, Thananphuwasit U, Yaemchaisarn C, Pongpaiboon F, et al. Stereotactic Body Radiotherapy in lung cancer and lung metastases patient at Siriraj hospital. J Thai Assoc Radiat Oncol. 2022;28:49–71.

8. Boonma C, Kharuwanarin S. การประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยผู้ใหญ่ได้รับจากการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ช่องท้องที่โรงพยาบาลศิริราช [Dose assessment from abdominal CT in adult patients at Siriraj Hospital]. วารสารรังสีวิทยาศิริราช. 2018;5:8–24.
9. Wurstbauer K, Deutschmann H, Kopp P, Sedlmayer F. Radiotherapy planning for lung cancer: Slow CTs allow the drawing of tighter margins. *Radiother Oncol*. 2005;75:165–70.
10. Jang JS, Huh GJ, Park SY, Yang PS, Chung HN, Seo JH, et al. Reconstitution of internal target volumes by combining four-dimensional computed tomography and a modified slow computed tomography scan in stereotactic body radiotherapy planning for lung cancer. *Radiat Oncol*. 2014;9:106.
11. Chinneck CD, McJury M, Hounsell AR. The potential for undertaking slow CT using a modern CT scanner. *Br J Radiol*. 2010;83:687–93.
12. de Koste JR, Lagerwaard FJ, de Boer HC, Nijssen-Visser MR, Senan S. Are multiple CT scans required for planning curative radiotherapy in lung tumors of the lower lobe. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003;55:1394–9.

จุดคุ้มทุนของการรักษาโรคมะเร็งด้วยเครื่องฉายรังสีเทคนิคแปรความเข้ม
เชิงปริมาตรแบบหมุนรุ่น Radixact® X9
Break-even point of Radixact® X9 helical tomotherapy
machines for cancer treatment

ธรรธร ตุงคะสมิต¹, เกศวลัย รักษ์จิรวัด², สุรินทร์ อวดร่าง³

¹กลุ่มงานรังสีรักษา สถาบันมะเร็งแห่งชาติ

²กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี

³กลุ่มงานรังสีวินิจฉัยและเวชศาสตร์นิวเคลียร์ โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี

ผู้พิมพ์ประสานงาน

ธรรธร ตุงคะสมิต

กลุ่มงานรังสีรักษา สถาบันมะเร็งแห่งชาติ

268/1 ถนนพระรามหก แขวงทุ่งพญาไท เขตราชเทวี กรุงเทพมหานคร 10400

อีเมล: Tharatorn.T@chula.ac.th

Tharatorn Tungkasamit¹, Surin Uadrang², Gedwalai Rakjirawat³

¹Department of Radiation Oncology, National Cancer Institute, Bangkok

²Department of Diagnostic Radiation and Nuclear Medicine, Lopburi Cancer Hospital

³Department of Radiation Therapy, Udon Thani Cancer Hospital

Corresponding author

Tharatorn Tungkasamit

Department of Radiation Oncology, National Cancer Institute, Bangkok

268/1, Rama VI Road, Thung Phaya Thai, Ratchathewi, Bangkok, 10400

Email: tharatorn.t@chula.ac.th

Submitted: June 20, 2025

Revised: Nov 12, 2025

Accepted: Nov 27, 2025

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: เครื่องฉายรังสี Radixact® X9 เป็นเทคโนโลยีฉายรังสีเพื่อการรักษามะเร็งที่มีต้นทุนการลงทุนสูง และมีความจำเป็นต่อการประเมินทางเศรษฐศาสตร์เพื่อใช้ในการบริหารทรัพยากร

วัตถุประสงค์: วิเคราะห์จุดคุ้มทุนของการใช้เครื่องฉายรังสี Radixact® X9 ในโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีและโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี

วัสดุและวิธีการ: การวิจัยเชิงพรรณนาด้านเศรษฐศาสตร์สาธารณสุขในมุมมองของผู้ให้บริการ วิเคราะห์จุดคุ้มทุนของเครื่องฉายรังสี Radixact® X9 ในโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีและโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี เก็บข้อมูลต้นทุนทางตรงและทางอ้อมในปี 2567 และคำนวณต้นทุนต่อหน่วย จุดคุ้มทุนในแง่ผู้ป่วยและจำนวนครั้งการฉายรังสีต่อปี พร้อมทำการวิเคราะห์ความไว

ผลการศึกษา: โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีมีต้นทุนต่อหน่วย 150,737.03 บาท และจุดคุ้มทุนที่ 356.45 รายต่อปี ขณะที่โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีต้นทุนสูงกว่า 230,355.21 บาท และจุดคุ้มทุนที่ 499.27 รายต่อปี การวิเคราะห์ความไวพบว่าต้นทุนค่าครุภัณฑ์มีผลสูงสุด ต้นทุนค่าแรงมีผลน้อย

ข้อสรุป: การบรรจุจุดคุ้มทุนจำเป็นต้องมีปริมาณผู้ป่วยเพียงพอ โดยต้นทุนเครื่องมือเป็นปัจจัยสำคัญสำหรับความคุ้มค่าของการลงทุน ข้อมูลนี้มีประโยชน์สำหรับการวางแผนด้านการลงทุนและนโยบายรังสีรักษาในประเทศไทย

คำสำคัญ: จุดคุ้มทุน, รังสีรักษา, โทโมเทอราปี, Radixact® X9, ต้นทุนการรักษา, เศรษฐศาสตร์สาธารณสุข

Abstract

Background: The Radixact® X9 system is an advanced radiotherapy technique in cancer treatment with high investment costs, necessitating economic evaluation for resource allocation.

Objective: To analyze the break-even point of Radixact® X9 usage at Udon Thani and Lopburi Cancer Hospitals.

Materials & methods: A descriptive study collecting direct and indirect cost data in 2024 to calculate unit costs and break-even points in terms of patient numbers and treatment fractions, including sensitivity analysis.

Results: Udon Thani Cancer Hospital showed a unit cost of 150,737.03 THB and a break-even point of 356.45 patients/year, whereas Lopburi Cancer Hospital had a higher unit cost of 230,355.21 THB and a break-even point of 499.27 patients/year. Sensitivity analysis identified capital costs as the most influential factor with labor costs being less impactful.

Conclusion: Achieving the break-even point for Radixact® X9 services requires a substantial patient volume. Capital cost is the most critical factor affecting economic viability. These findings provide essential data for investment planning, resource management, and radiotherapy policy-making in Thailand.

Keywords: break-even point, radiotherapy, tomotherapy, Radixact® X9, unit cost, health economics

บทนำ

เครื่องฉายรังสีโทโมเทอราปี (tomotherapy) เป็นเทคโนโลยีระดับสูงที่รวมแนวคิดการฉายรังสีแบบเกลียวหมุนกับการควบคุมความเข้มของปริมาณรังสี ทำให้สามารถกระจายรังสีอย่างแม่นยำด้วยความช่วยเหลือจากระบบภาพนำก่อนการรักษาทุกครั้ง ทำให้เหมาะสมกับการรักษามะเร็งชนิดต่าง ๆ โดยเฉพาะอย่างยิ่งมะเร็งที่มีความซับซ้อนหรืออยู่ใกล้กับอวัยวะสำคัญ^[1-3] เพื่อให้ได้ผลลัพธ์ทางการรักษามะเร็งที่ดีขึ้น สามารถควบคุมปริมาณรังสีในบริเวณเป้าหมายได้ดี ซึ่งสามารถควบคุมปริมาณรังสีในพื้นที่เป้าหมายได้อย่างมีประสิทธิภาพ^[4-7] ขณะเดียวกันก็ช่วยลดปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญที่อยู่ใกล้เคียงได้อย่างมีประสิทธิภาพเมื่อเทียบกับการฉายรังสีแบบปรับความเข้ม^[8-10] อย่างไรก็ตาม ทั้งนี้ เทคโนโลยีโทโมเทอราปีมีต้นทุนสูงทั้งในด้านการจัดซื้อและบำรุงรักษา ซึ่งในบริบทของประเทศไทยมีข้อจำกัดในด้านการเข้าถึง ดังนั้นการประเมินความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ของเทคโนโลยีดังกล่าวจึงเป็นเรื่องที่มีความจำเป็นและสำคัญ เพื่อให้ข้อมูลที่ครอบคลุมแก่ผู้กำหนดนโยบาย รูปแบบการประเมินที่ใช้ได้แก่การวิเคราะห์ต้นทุนประสิทธิผล (cost-effectiveness analysis, CEA) และการวิเคราะห์ต้นทุนอรรถประโยชน์ (cost-utility analysis, CUA) ซึ่งมักใช้ดัชนี quality-adjusted life-year (QALY) เพื่อสะท้อนถึงทั้งปริมาณและคุณภาพชีวิตที่ได้รับ^[11]

จากการทบทวนวรรณกรรมพบการศึกษาเปรียบเทียบต้นทุนประสิทธิผลของการฉายรังสีขั้นสูงในผู้ป่วยมะเร็งหลายกรณี ตัวอย่างเช่น การประเมินทางเศรษฐศาสตร์ของเทคนิคการฉายรังสีขั้นสูงหลายแบบสำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านมหลังการผ่าตัด^[12] โดยใช้โมเดล Markov เพื่อจำลองผลลัพธ์ในช่วง 15 ปี ค่าใช้จ่ายโดยประมาณสำหรับการรักษาด้วยโทโมเทอราปีอยู่ที่ 20,267

เหรียญสหรัฐ ในขณะที่เครื่องฉายรังสีปรับความเข้มแบบหมุนเชิงปริมาตร (volumetric modulated arc therapy; VMAT) มีค่าใช้จ่ายประมาณ 19,131 เหรียญสหรัฐ และเมื่อเทียบกับ VMAT แล้ว โทโมเทอราปีมีค่าใช้จ่ายที่สูงกว่าแต่ไม่ได้ให้ผลลัพธ์ทางสุขภาพ (QALY) ที่ดีกว่าอย่างมีนัยสำคัญ ในทำนองเดียวกัน การศึกษาไปข้างหน้าในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก^[13] พบค่าใช้จ่ายเฉลี่ยสำหรับโทโมเทอราปีสูงกว่า VMAT อย่างมีนัยสำคัญ โดยมีค่าใช้จ่ายเฉลี่ยอยู่ที่ 3,069 ยูโร และ 2,544 ยูโร ตามลำดับ จะเห็นได้ว่า แม้การใช้เครื่องโทโมเทอราปีจะมีผลลัพธ์การรักษาที่ดีขึ้นแต่ยังมีค่าใช้จ่ายสูงกว่าเทคนิคอื่น แม้การประเมินความคุ้มค่าทางเศรษฐศาสตร์ในรูปแบบ CEA หรือ CUA จะให้ข้อมูลเกี่ยวกับประโยชน์ทางสุขภาพที่ผู้ป่วยได้รับ แต่การพิจารณาจุดคุ้มทุน (break-even point, BEP) ก็เป็นเครื่องมือวิเคราะห์เชิงบริหารจัดการที่มีความสำคัญอย่างยิ่ง โดยเฉพาะอย่างยิ่งสำหรับสถานพยาบาลที่ต้องพิจารณาความเป็นไปได้ทางเศรษฐศาสตร์ในการลงทุนขนาดใหญ่ การวิเคราะห์ BEP มุ่งเน้นไปที่ปริมาณการให้บริการที่จำเป็นต้องทำเพื่อให้รายได้รวมเท่ากับต้นทุนรวม ซึ่งเป็นข้อมูลพื้นฐานสำหรับการตัดสินใจเชิงกลยุทธ์ในประเทศไทย ซึ่งมีการศึกษาเกี่ยวกับจุดคุ้มทุนของเครื่องฉายรังสีขั้นสูง เช่น Tomotherapy, Radixact, หรือแม้แต่ VMAT ยังมีอยู่อย่างจำกัด

การวิเคราะห์จุดคุ้มทุนของการบริการรักษาโรคมะเร็งด้วยเครื่องฉายรังสีรุ่น Radixact® X9 เพื่อเป็นข้อมูลการวิเคราะห์เชิงบริหารเบื้องต้น เพื่อนำเสนอแก่ผู้บริหารหรือผู้กำหนดนโยบายเป็นข้อมูลประกอบการตัดสินใจในการพิจารณาจัดสรรทรัพยากร การวางแผนการลงทุน และการพัฒนาโครงสร้างพื้นฐานของระบบบริการรังสีรักษาให้มีประสิทธิภาพและยั่งยืนต่อไป

วัสดุและวิธีการ

รูปแบบการวิจัย

การวิจัยเชิงพรรณนา (descriptive study) โดยการศึกษาด้านเศรษฐศาสตร์สาธารณสุขในการวิเคราะห์จุดคุ้มทุน (BEP) ของเครื่องฉายรังสีเทคนิคแปรความเข้มเชิงปริมาตรแบบหมุน ด้วยเครื่องรุ่น Radixact® X9 โดยมีมุมมองทางเศรษฐศาสตร์ (perspective) ในมุมมองของผู้ให้บริการสุขภาพ (healthcare provider) ศึกษาในประชากรกลุ่มผู้ป่วยมะเร็งที่เข้ารับการรักษาระยะเริ่มด้วยเครื่องฉายรังสีเทคนิคแปรความเข้มเชิงปริมาตรแบบหมุนรุ่น Radixact® X9 ระหว่างวันที่ 1 มกราคม 2567 – 31 ธันวาคม 2567 ในโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีและโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี

การเก็บรวบรวมและวิเคราะห์ข้อมูล

ข้อมูลเชิงพรรณนา (descriptive data) นำเสนอข้อมูลพื้นฐานด้วยจำนวน และข้อมูลทางเศรษฐศาสตร์สาธารณสุข ประกอบด้วย

1. ต้นทุนทั้งหมด (total cost : TC) ประกอบด้วยต้นทุนทางตรง (direct cost : DC) และต้นทุนทางอ้อม (Indirect cost : IDC) ตามสูตร

$$TC \text{ (บาท)} = DC + IDC$$

ต้นทุนทางตรงประกอบด้วย ต้นทุนคงที่ (fixed cost: FC) และต้นทุนผันแปร (variable cost : VC) ดังสูตร

$$DC \text{ (บาท)} = FC + VC$$

ต้นทุนคงที่ (FC) ประกอบไปด้วยต้นทุนค่าแรง (labor cost : LC) และต้นทุนค่าลงทุน (capital cost : CC) ต้นทุนค่าแรงคำนวณจากเงินเดือน เงินค่าตอบแทนนอกเวลาหรือค่าตอบแทนพิเศษ เงินสวัสดิการ ค่ารักษาพยาบาล ค่าเล่าเรียนบุตร ค่าเช่าบ้าน และค่าตอบแทนอื่นๆ ของบุคลากรในทุกขั้นตอนบริการฉายรังสีตามสัดส่วนที่เกี่ยวข้อง ได้แก่ ห้องตรวจแพทย์ ห้องจำลอง

การฉายรังสี ห้องวางแผนและทบทวนแผนการฉายรังสี และห้องฉายรังสี โดยคูณกับสัดส่วนของเวลาที่เจ้าหน้าที่ทำงานร่วมกับเครื่องฉายโทโมเทอราปี หาสัดส่วนการทำงานโดยหารด้วยจำนวนคนใช้ทั้งหมดที่ทำการรักษาด้วยเทคนิคนี้ ดังสูตร

$$LC \text{ (บาท)} = \frac{\text{ค่าแรงรวม} \times \text{สัดส่วนของงานนี้}}{\text{จำนวนผู้ป่วยที่รักษาด้วยเทคนิคนี้}}$$

ต้นทุนค่าลงทุน (CC) คิดจากค่าอุปกรณ์เครื่องมือถาวรที่ใช้กับการฉายรังสีเทคนิคนี้ ได้แก่ ราคาเครื่องฉายรังสีรวมอุปกรณ์ชุดวางแผนการรักษา รวมค่าบำรุงรักษาที่ร้อยละ 5.3 เป็นเวลา 8 ปี ส่วนต้นทุนค่าลงทุนสำหรับเครื่องจำลองการฉายรังสี, เครื่องอบหน้ากาก และอุปกรณ์ตรวจสอบคุณภาพลำรังสีอื่นๆ ที่ใช้กับเครื่องฉายรังสีรุ่นนี้ คิดตามสัดส่วนการใช้จริงกับงานนี้ จากนั้นรวมค่าอาคารสถานที่โดยคำนวณปรับทอนต้นทุนเป็นค่าเสื่อมราคาตามค่าบำรุงรักษาตามอายุการใช้งานเครื่องมือ (CC1) เป็นระยะเวลา 10 ปี ส่วนค่าอาคารสถานที่ปรับทอนต้นทุนตามค่าเสื่อมราคาเป็นระยะเวลา 30 ปี (CC2) ตามสูตร

$$CC \text{ (บาท)} = \frac{\text{ค่าเสื่อมราคาเครื่องมือ (CC1)} + \text{ค่าเสื่อมราคาอาคารสถานที่ (CC2)}}{\text{จำนวนผู้ป่วยที่รักษาด้วยเทคนิคนี้}}$$

เมื่อได้ผลรวมของ FC แล้ว จะนำมาคำนวณเพื่อหาต้นทุนแฝงอื่นๆ เป็นการปรับปรุงต้นทุนคงที่เพื่อให้สอดคล้องกับสถานการณ์เฉพาะ เช่น การคำนวณค่าใช้จ่ายที่เพิ่มขึ้นจากการเปลี่ยนแปลงสภาพแวดล้อม หรือการเพิ่มต้นทุนแฝงอื่นๆ ตามสูตร

$$\text{Total fixed cost} = (LC + CC) \times 1.2$$

ต้นทุนผันแปร คือต้นทุนที่แปรเปลี่ยนไปตามปริมาณการให้บริการที่เกิดขึ้นจากการรักษาด้วยเครื่องมือชนิดนี้ อย่างเป็นสัดส่วน ได้แก่ ต้นทุนค่าวัสดุ (material cost : MC) ได้จากค่าวัสดุต่างๆ ที่เกี่ยวข้องกับการฉายรังสีด้วย

เครื่องโทโมเทอราปี (MC1) ได้แก่ หน้ากากฉายรังสี สารเปรียบต่าง กระบอกฉีดยา เข็มฉีดยา ถุงมือ แอลกอฮอล์ 70% สำลี หมวกเครื่องพิมพ์ กระดาษ ปากกา เมจิก กระดาษขาว และปากกา และรวมค่าตรวจรักษาที่เกี่ยวข้องด้วย ได้แก่ ค่าตรวจระหว่างการรักษา ค่ารักษาภาวะแทรกซ้อน ได้แก่ ภาวะเยื่อช่องปากอักเสบ และภาวะผิวหนังอักเสบจากการฉายรังสี รวมค่าสาธารณูปโภค ได้แก่ ค่าไฟฟ้า (MC2) แบ่งเป็นค่าไฟฟ้าของห้องจำลองการรักษา ห้องวางแผนการรักษา ห้องฉายรังสี และห้องตรวจ โดยเป็นข้อมูลจากการประมาณการนำเวลาที่ให้บริการต่อครั้ง (ชั่วโมง) คูณด้วยจำนวนครั้งในการให้บริการต่อเดือน (กิโลวัตต์ชั่วโมง) คูณด้วยอัตราค่าไฟฟ้าที่กำหนด และค่าน้ำประปา (MC3) ในส่วนที่เกี่ยวข้องกับการรักษา โดยการประมาณการเช่นเดียวกัน ได้แก่ น้ำล้างมือระหว่างตรวจคนไข้ น้ำหล่อเย็นเครื่องมือ และน้ำสำหรับหม้อต้มน้ำกาก ค่ารวมจากปริมาณการใช้น้ำต่อครั้ง (ลิตร) คูณ จำนวนครั้งในการให้บริการต่อเดือน และคูณด้วยอัตราค่าน้ำประปา ดังสูตร

$$VC \text{ (บาท)} = MC1 + MC2 + MC3$$

ต้นทุนทางอ้อม (indirect cost : IDC) คือ ต้นทุนอื่นๆ ที่ไม่เกี่ยวข้องโดยตรงกับการให้บริการผู้ป่วยด้วยการรักษาชนิดนี้ และอาจคงที่หรือเปลี่ยนแปลงไปตามปริมาณการให้บริการก็ได้ ตลอดจนไม่สามารถหาสัดส่วนการให้บริการที่เกี่ยวข้องกับการให้บริการได้ชัดเจน เช่น ค่าจ้างรับเหมาทำความสะอาดพื้นที่ ค่าจ้างเหมาระบบรักษาความปลอดภัย ค่าบริหารจัดการกำจัดขยะ เป็นต้น โดยทั่วไปแล้วในบริบทของการให้บริการทางรังสีรักษา จะเกี่ยวข้องกับการให้บริการโดยตรงในแต่ละครั้งสามารถหาได้จากการกรองจากบัญชีรายจ่ายการให้บริการในข้อมูลรายจ่ายทางการเงินของแต่ละโรงพยาบาล แต่เนื่องจากมีสัดส่วนที่น้อยมากเมื่อเทียบกับต้นทุนรวมทั้งหมดโดยเฉพาะราคาค่าต้นทุนรวมคงที่ และการเข้าถึงข้อมูลการเงินและพัสดุที่เกิดขึ้นจริงของโรงพยาบาล

จำเป็นจะต้องผ่านการอนุมัติจากผู้ที่ได้รับอำนาจในการเข้าถึงและเปิดเผย จึงใช้สมมติฐานความสอดคล้องกับโครงสร้างต้นทุนโดยใช้ค่าประมาณการเท่ากับร้อยละ 20 ของต้นทุนทางตรง (DC) ซึ่งเป็นค่าประมาณการอนุรักษ์นิยม (conservative estimate) ทดแทนค่าจริง ตามสูตร

$$IDC \text{ (บาท)} = DC \times 20\%$$

1. ต้นทุนต่อหน่วย (unit cost)

คำนวณจากต้นทุนทั้งหมด ต่อจำนวนผู้รับบริการ เครื่องรุ่น Radixact® X9 ทั้งหมด (N) ตามสูตร
 ต้นทุนต่อหน่วย (บาทต่อราย) =
$$\frac{\text{Total cost (TC) (บาท)}}{N \text{ (ราย)}}$$

2. จุดคุ้มทุน (break-even point)

จุดคุ้มทุนของการบริการฉายรังสีด้วยเครื่องรุ่น Radixact® X9 คำนวณจากต้นทุนคงที่ (FC) ซึ่งประกอบด้วยต้นทุนค่าแรง (LC) และต้นทุนค่าลงทุน (CC)หารด้วยราคาที่เรียกเก็บต่อหน่วย (price : P) หักต้นทุนแปรผันต่อหน่วย (VC) โดยคิดจุดคุ้มทุนต่อปีด้วยข้อมูลจากปีงบประมาณ 2567

$$\text{จุดคุ้มทุน} = \frac{\text{ต้นทุนคงที่รวม (FC) (บาท)}}{\text{ราคาที่เรียกเก็บต่อหน่วย (P) (บาท) - ต้นทุนแปรผันต่อหน่วย (VC) (บาท)}}$$

วิเคราะห์ความไว (Sensitivity Analysis)

ดำเนินการเพื่อประเมินผลกระทบของการเปลี่ยนแปลงตัวแปรปัจจัยนำเข้าหลัก (key input variables) ต่อผลลัพธ์ที่สำคัญของการศึกษา ได้แก่ ต้นทุนต่อหน่วยและจุดคุ้มทุน ทั้งนี้การศึกษานี้มุ่งเน้นที่การแปรผันของปัจจัยด้านต้นทุนค่าแรง (LC) และปัจจัยด้านราคาเครื่องฉายรังสี (CC1) เนื่องจากเป็นหนึ่งในองค์ประกอบสำคัญของต้นทุนคงที่และต้นทุนแปรผันที่มีแนวโน้มเปลี่ยนแปลงในอนาคต การวิเคราะห์จะพิจารณาในรูปแบบตามสถานการณ์จำลอง (scenario-based

analysis) โดยการกำหนดสถานการณ์สำหรับต้นทุนค่าแรงดังต่อไปนี้

1. การวิเคราะห์ความไวเมื่อมีการปรับเพิ่มค่าแรง

1. สถานการณ์ฐาน (base case) ใช้ต้นทุนค่าแรงตามมติคณะรัฐมนตรี ประกาศ ณ วันที่ 31 ตุลาคม 2566^[15]

2. สถานการณ์ที่ 1 ต้นทุนค่าแรงเพิ่มขึ้นจากสถานการณ์ฐาน 20%

3. สถานการณ์ที่ 2 ต้นทุนค่าแรงเพิ่มขึ้นจากสถานการณ์ฐาน 30%

2. การวิเคราะห์ความไวเมื่อมีการปรับลดราคาเครื่อง

1. สถานการณ์ฐาน ใช้ต้นทุนราคาเครื่องจริง ณ วันที่ 10 ตุลาคม 2568 โดยไม่มีการต่อรองหรือข้อเสนอพิเศษ

2. สถานการณ์ที่ 1 ต้นทุนค่าเครื่องฉายรังสีลดลงจากสถานการณ์ฐาน 20%

3. สถานการณ์ที่ 2 ต้นทุนค่าเครื่องฉายรังสีลดลงจากสถานการณ์ฐาน 30%

ผลการศึกษา

จำนวนผู้ป่วยมะเร็งที่เข้ารับบริการในวันราชการเป็นเวลา 7 ชั่วโมง โดยโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีมีผู้ป่วยทั้งหมด 282 ราย มารับบริการทั้งหมด 6,400 ครั้ง ส่วนโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีผู้ป่วยทั้งหมด 199 ราย มารับบริการทั้งหมด 3,614 ครั้ง ซึ่งส่วนใหญ่พบว่าเป็นผู้ป่วยนอกมากกว่าผู้ป่วยใน โดยโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีมีผู้ป่วย OPD จำนวน 273 ราย มาใช้บริการทั้งหมด 6,355 ครั้ง ส่วนผู้ป่วยในจำนวน 9 ราย และมาใช้บริการทั้งหมด 45 ครั้ง โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีผู้ป่วยนอก จำนวน 176 ราย มาใช้บริการทั้งหมด 3,243 ครั้ง ส่วนผู้ป่วยใน จำนวน 29 รายมาใช้บริการทั้งหมด 371 ครั้ง

ต้นทุนต่อหน่วยของการฉายรังสีจากเครื่องฉายรังสีรุ่น Radixact® X9 ผลการศึกษาพบว่าต้นทุนราคา

เครื่องฉายรังสี Radixact® X9 โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีอยู่ที่ 207,750,000 บาท มีต้นทุนต่อรายเท่ากับ 150,737.03 บาท และต้นทุนต่อครั้ง 6,641.85 บาท ส่วนโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีต้นทุนราคาเครื่องฉายรังสี 222,900,000 บาท ต้นทุนต่อรายอยู่ที่ 230,355.21 บาท และต้นทุนต่อครั้ง 12,684.20 บาท ดังตารางที่ 1

ผลการวิเคราะห์จุดคุ้มทุน โดยโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีมีจุดคุ้มทุนที่ 356.45 รายต่อปี หรือ 9,680.07 ครั้งต่อปี ส่วนโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีจุดคุ้มทุนที่ 499.27 รายต่อปี หรือ 10,288.97 ครั้งต่อปี เมื่อพิจารณาพร้อมกับจำนวนครั้งของผู้มารับบริการพบว่าโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีมีผู้รับบริการทั้งหมด 6,400 ครั้ง ส่วนโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีผู้รับบริการทั้งหมด 3,614 ครั้ง ซึ่งจากการศึกษาจุดคุ้มทุน พบว่าโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีและโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีต้นทุนแปรผันต่อครั้งเป็นเงิน 83.14 และ 110.23 บาทตามลำดับ มีราคาเรียกเก็บต่อครั้งเป็น 4,419.44 และ 4,526.83 บาทตามลำดับ ข้อมูลจุดคุ้มทุนต่อผู้ป่วยและต่อจำนวนครั้งของการให้บริการแสดงในตารางที่ 2 และ ภาพที่ 1-4

นอกจากนี้ การวิเคราะห์จุดคุ้มทุนในการศึกษานี้ยังได้ดำเนินการภายใต้สมมติฐานที่เป็นราคากลางและอ้างอิงตามข้อมูลผู้ป่วยเฉลี่ย เพื่อสะท้อนสภาพการณ์การดำเนินงานที่เป็นตัวแทน (representative operational setting) โดยเฉพาะอย่างยิ่งในบริบทของประเทศไทย ปัจจัยป้อนเข้าหลักที่ใช้ในการคำนวณประกอบด้วย

1. ต้นทุนการจัดซื้อเครื่องมือ กำหนดโดยใช้ ราคาปัจจุบัน ของเครื่องฉายรังสีรุ่น Radixact® X9 ซึ่งได้จากการรวบรวมข้อมูลราคาจัดซื้อเครื่องมือในช่วงเวลาที่ศึกษา เพื่อลดความผันผวนของราคาที่เกิดขึ้นจากการต่อรองหรือข้อเสนอพิเศษ โดยปัจจุบันมีราคาอยู่ที่ 245 ล้านบาท (นายวันเฉลิม ทรัพย์รังสี, สื่อสารส่วนบุคคล, 10 ตุลาคม 2568)

ตารางที่ 1 ต้นทุนต่อหน่วยของการฉายรังสีจากเครื่องรุ่น Radixact® X9

ต้นทุน	หน่วยงาน	
	รพ.มะเร็งอุดรธานี	รพ.มะเร็งลพบุรี
ต้นทุนทางตรง (บาท)	35,423,202.03	38,200,571.63
ค่าแรง (บาท)	2,592,419.11	1,378,331.57
ค่าวัสดุ (บาท)	443,389.33	331,966.26
ค่าลงทุน (บาท)	32,387,393.59	36,490,273.79
ต้นทุนทางอ้อม (บาท)	7,084,640.41	7,640,114.33
ต้นทุนทั้งหมด (บาท)	42,507,842.43	45,840,685.95
จำนวนผู้รับบริการ (ราย)	282	199
ต้นทุนต่อหน่วย (บาทต่อราย)	150,737.03	230,355.21
ต้นทุนต่อหน่วย (บาทต่อครั้ง)	6,641.85	12,684.20

2. ต้นทุนบุคลากร กำหนดโดยใช้อัตราเงินเดือนสำหรับกลุ่มข้าราชการพลเรือนและเจ้าหน้าที่ของรัฐที่เกี่ยวข้องกับการให้บริการรังสีรักษา ได้แก่ รังสีแพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์ พยาบาล และเจ้าหน้าที่รังสีเทคนิค อ้างอิงตามฐานข้อมูลเงินเดือนมาตรฐาน^[14] และจำนวนบุคลากรขั้นต่ำ^[15] ที่จำเป็นต้องใช้ในแต่ละกิจกรรมที่เกี่ยวข้อง

3. ปริมาณผู้ป่วยต่อปี ประเมินการจาก จำนวนผู้ป่วยเฉลี่ยต่อปี ที่เข้ารับบริการรังสีรักษาในโรงพยาบาลมะเร็งขนาดใหญ่ทั้งสองแห่ง คือโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีและโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี และใช้เป็นฐานในการคำนวณต้นทุนแปรผันต่อราย (VC) และการคำนวณค่าบริการเฉลี่ยต่อผู้ป่วย (P) การวิเคราะห์จุดคุ้มทุนภายใต้สมมติฐานที่เป็นราคากลาง ดังแสดงในตารางที่ 3

ผลการวิเคราะห์ความไวสำหรับต้นทุนต่อหน่วยและจุดคุ้มทุนโดยการกำหนดสถานการณ์สำหรับต้นทุนค่าแรงและราคาเครื่องฉายรังสี สรุปได้ดังตารางที่ 4 และ 5 ตามลำดับ

บทวิจารณ์

ผลการศึกษารวบรวมต้นทุนต่อหน่วยและจุดคุ้มทุนของการฉายรังสีด้วยเครื่องฉายรังสีเทคนิคแปรความเข้มเชิงปริมาตรแบบหมุน รุ่น Radixact® X9 ในโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีและโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีเผยให้เห็นความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญระหว่างสองสถานพยาบาล อันเนื่องมาจากความแตกต่างในโครงสร้างการบริหารจัดการและปริมาณการใช้ทรัพยากร

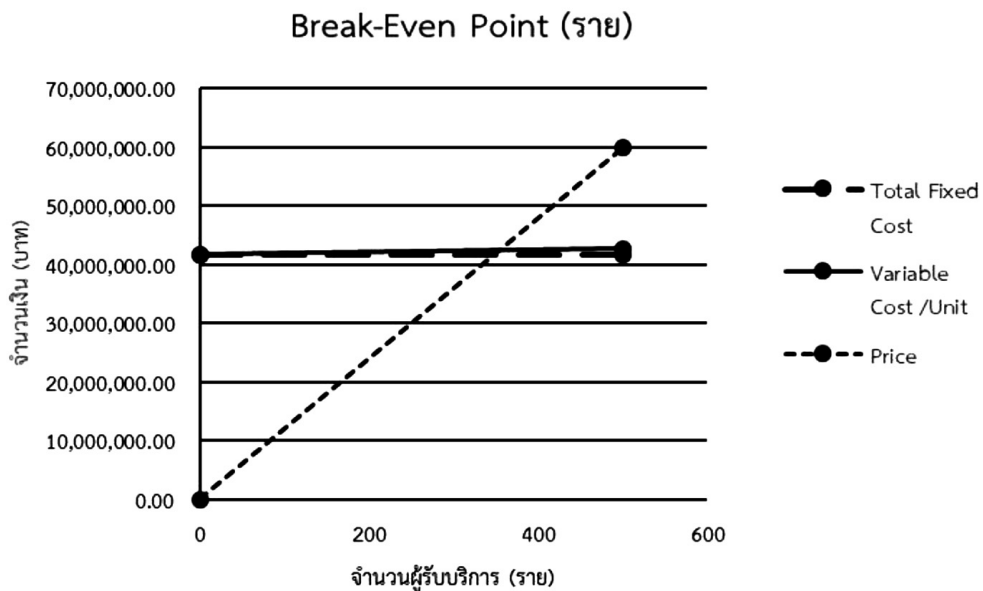
ตารางที่ 2 จุดคุ้มทุนของการฉายรังสีจากเครื่องรุ่น Radixact® X9

ต้นทุน	รพ.มะเร็งอุดรธานี	รพ.มะเร็งลพบุรี
คำนวณต่อผู้ป่วย (ราย)		
ต้นทุนคงที่ (บาท)	41,975,775.24	45,442,326.43
ค่าแรง (บาท)	2,592,419.11	1,378,331.57
ค่าลงทุน (บาท)	32,387,393.59	36,490,273.79
ต้นทุนแปรผัน (บาท)	443,389.33	331,966.26
จำนวนผู้รับบริการ (ราย)	282	199
ต้นทุนแปรผันต่อคน (บาท/ราย)	1,886.76	2,001.81
ราคาเรียกเก็บต่อคน (บาท/ราย)	119,646.75	93,018.72
จุดคุ้มทุน (รายต่อปี)	356.45	499.27
คำนวณต่อการรับบริการ (ครั้ง)		
ต้นทุนคงที่ (บาท)	41,975,775.24	45,442,326.43
ต้นทุนแปรผัน (บาท)	443,389.33	331,966.26
จำนวนการมารับบริการ (ครั้ง)	6,400	3,614
ต้นทุนแปรผันต่อการบริการ (บาท/ครั้ง)	83.14	110.23
ราคาเรียกเก็บต่อครั้ง (บาท/ครั้ง)	4,419.44	4,526.83
จุดคุ้มทุน (ครั้งต่อปี)	9,680.07	10,288.97

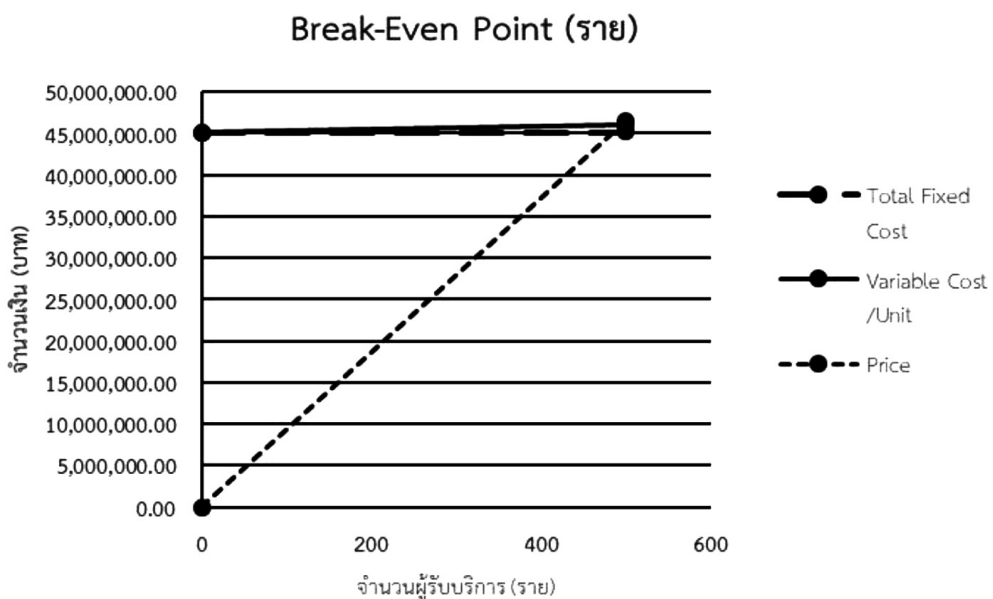
โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีมีต้นทุนต่อหน่วยที่ 150,737.03 บาท และจุดคุ้มทุนที่ 356.45 รายต่อปี ในขณะที่โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีพบต้นทุนต่อหน่วยที่สูงกว่าที่ 230,355.21 บาท และจุดคุ้มทุนที่ 499.27 รายต่อปี สำหรับเทคโนโลยีที่มีต้นทุนคงที่สูง เช่น ค่าเครื่องมือฉายรังสีและค่าแรงบุคลากร ปริมาณการให้บริการที่สูงกว่าจะทำให้ต้นทุนคงที่ถูกกระจายไปยังหน่วยบริการจำนวนมาก ส่งผลให้ต้นทุนต่อหน่วยลดลง ซึ่งเป็นเหตุผลที่โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีมีต้นทุนต่อหน่วยต่ำกว่าโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี เปรียบเทียบกับ

ผลการศึกษาของ Perrier[16] แสดงให้เห็นว่าต้นทุนรวมเฉลี่ยการฉายรังสีด้วยเครื่อง TomoTherapy® อยู่ที่ 3,069 ยูโร (95% CI, 2,885 - 3,285) หรือประมาณ 115,404 บาท เทียบกับต้นทุนเฉลี่ยของ VMAT ซึ่งอยู่ที่ 2,544 ยูโร (อัตราแลกเปลี่ยน ณ วันที่ 10 พฤศจิกายน 2568: 1 ยูโร = 37.631 บาท) ซึ่งมีความใกล้เคียงกับโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี แม้ว่าจะเป็นเครื่องฉายรังสีรุ่นที่แตกต่างกัน

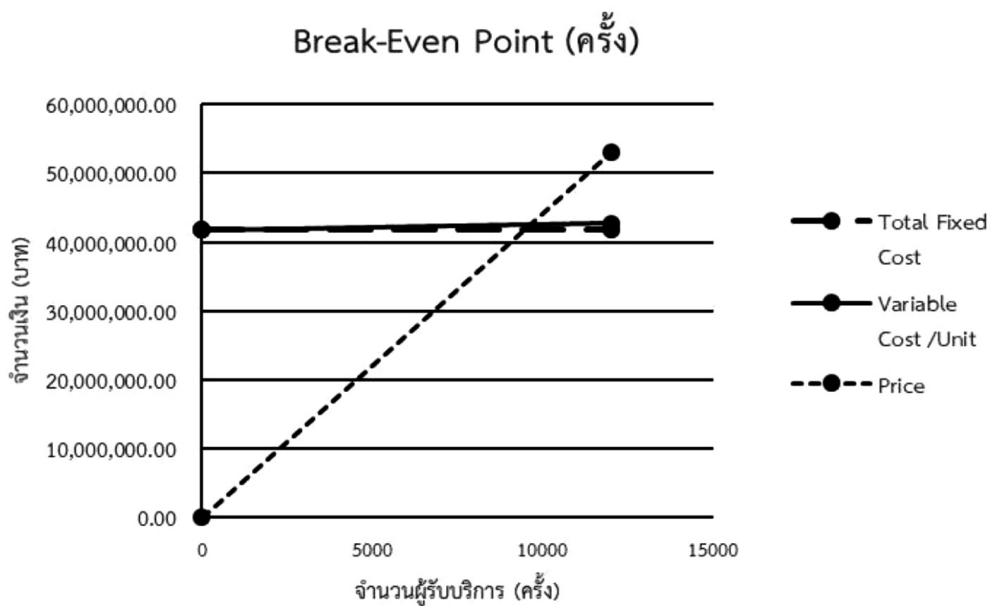
ปัจจัยหลักที่ส่งผลต่อต้นทุนต่อหน่วยและจุดคุ้มทุนที่ต่างกันระหว่างโรงพยาบาลทั้งสอง คือ ต้นทุนคงที่



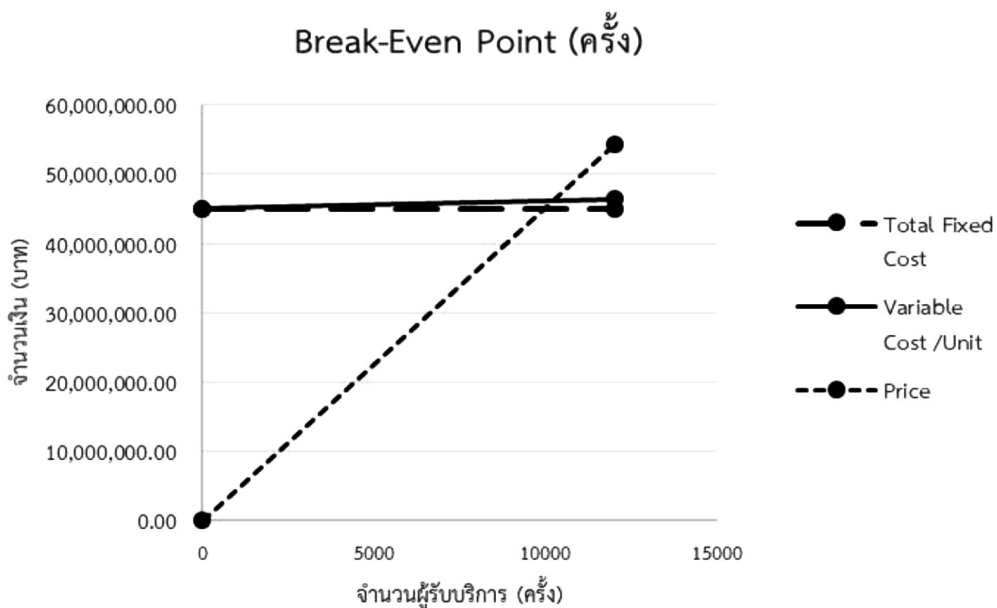
ภาพที่ 1 จุดคุ้มทุนของการฉายรังสีจากเครื่องรุ่น Radixact® X9 ของโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี (ราย)



ภาพที่ 2 จุดคุ้มทุนของการฉายรังสีจากเครื่องรุ่น Radixact® X9 ของโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี (ราย)



ภาพที่ 3 จุดคุ้มทุนของการฉายรังสีจากเครื่องรุ่น Radixact® X9 ของโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี (ครั้ง)



ภาพที่ 4 จุดคุ้มทุนของการฉายรังสีจากเครื่องรุ่น Radixact® X9 ของโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี (ครั้ง)

ตารางที่ 3 จุดคุ้มทุนของการฉายรังสีจากเครื่องรุ่น Radixact® X9 เมื่ออ้างอิงตามราคากลางและจำนวนผู้ป่วยเฉลี่ย

คำนวณต่อผู้ป่วย (ราย)	
ต้นทุนคงที่ (บาท)	49,834,447.38
ค่าแรง (บาท)	1,325,166.09
ค่าลงทุน (บาท)	39,871,573.79
ต้นทุนแปรผัน (บาท)	331,966.26
จำนวนผู้รับบริการ (ราย)	240
ต้นทุนต่อคน (บาท/ราย)	207,643.53
ราคาเรียกเก็บต่อคน (บาท/ราย)	104,418.86
จุดคุ้มทุน (รายต่อปี)	481.09
คำนวณต่อการรับบริการ (ครั้ง)	
ต้นทุนคงที่ (บาท)	49,834,447.38
ต้นทุนแปรผัน (บาท)	331,966.26
จำนวนการมารับบริการ (ครั้ง)	5,000
ต้นทุนต่อการบริการ (บาท/ครั้ง)	9,966.89
ราคาเรียกเก็บต่อครั้ง (บาท/ครั้ง)	4,172.82
จุดคุ้มทุน (ครั้งต่อปี)	12,077.77

ตารางที่ 4 ผลวิเคราะห์ความไวของต้นทุนต่อหน่วย (บาท) เมื่อเปลี่ยนแปลงค่าแรงเป็นตัวแปรปัจจัยนำเข้าหลัก

สถานการณ์	ต้นทุนต่อหน่วย (บาท/ราย)	ต้นทุนต่อหน่วย (บาท/ครั้ง)	ต้นทุนต่อหน่วย เปลี่ยนแปลง (%)
สถานการณ์ฐาน	207,643.53	9,966.89	-
สถานการณ์ที่ 2 ต้นทุนค่าแรง + 20%	208,968.70	10,030.50	+ 0.64
สถานการณ์ที่ 3 ต้นทุนค่าแรง + 30%	209,631.28	10,062.30	+ 0.96
สถานการณ์	จุดคุ้มทุน (ราย/ปี)	จุดคุ้มทุน (ครั้ง/ปี)	จุดคุ้มทุนเปลี่ยนแปลง (%)
สถานการณ์ฐาน	481.09	12,077.77	-
สถานการณ์ที่ 2 ต้นทุนค่าแรง + 20%	484.18	12,155.47	+ 0.64
สถานการณ์ที่ 3 ต้นทุนค่าแรง + 30%	485.73	12,194.32	+ 0.96

ตารางที่ 5 ผลวิเคราะห์ความไวของต้นทุนต่อหน่วย (บาท) เมื่อเปลี่ยนแปลงราคาเครื่องฉายรังสีเป็นตัวแปรปัจจัยนำเข้าหลัก

สถานการณ์	ต้นทุนต่อหน่วย (บาท/ ราย)	ต้นทุนต่อหน่วย (บาท/ ครั้ง)	ต้นทุนต่อหน่วย เปลี่ยนแปลง (%)
สถานการณ์ฐาน	207,643.53	9,966.89	-
สถานการณ์ที่ 2 ต้นทุนค่าเครื่อง - 20%	170,158.53	8,167.61	- 18.1
สถานการณ์ที่ 3 ต้นทุนค่าเครื่อง - 30%	151,416.03	7,267.97	- 27.1
สถานการณ์	จุดคุ้มทุน (ราย/ปี)	จุดคุ้มทุน (ครั้ง/ปี)	จุดคุ้มทุนเปลี่ยนแปลง (%)
สถานการณ์ฐาน	481.09	12,077.77	-
สถานการณ์ที่ 2 ต้นทุนค่าเครื่อง - 20%	393.54	9,879.85	- 18.2
สถานการณ์ที่ 3 ต้นทุนค่าเครื่อง - 30%	349.76	8,780.89	- 27.3

และอัตราการเรียกเก็บค่าบริการต่อรายที่แตกต่างกัน กล่าวคือ โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีมีต้นทุนคงที่สูงกว่า (45,442,326.43 บาท เทียบกับ 41,975,775.24 บาท) เนื่องจากราคาของเครื่องฉายรังสีที่สูงกว่า (222,900,000 บาท เทียบกับ 207,750,000 บาท) นอกจากนี้ยังมีอัตราเรียกเก็บค่าบริการต่อรายต่ำกว่า (93,018.72 บาท เทียบกับ 119,646.75 บาท) ส่งผลให้โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีต้องมีจำนวนครั้งการให้บริการที่สูงกว่าเพื่อบรรลุจุดคุ้มทุน โดยจุดคุ้มทุนขั้นต้นอยู่ที่ 10,288.97 ครั้งต่อปี เทียบกับ 9,680.07 ครั้งต่อปีเมื่อเทียบกับโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี จากผลการศึกษาของ สมศักดิ์และคณะ[17] ซึ่งวิเคราะห์จุดคุ้มทุนของเครื่องฉายรังสีรุ่น Radixact® X5 ซึ่งเป็นรุ่นที่แตกต่างจากการศึกษานี้ พบว่าจุดคุ้มทุนอยู่ที่ 250.59 รายต่อปี และ 6,489.38 ครั้งต่อปี โดยต้นทุนเครื่องฉายรังสี Radixact® X5 อยู่ที่ 23,693,597.60 บาท ต่ำกว่ารุ่น Radixact® X9 อย่างมีนัยสำคัญ ภายใต้สมมติฐานของกรวิเคราะห์ปัจจัยต้นทุนคงที่อื่น ๆ เช่น ค่าเสื่อมราคาอาคารสถานที่, ค่าสาธารณูปโภค และค่าบำรุงรักษาในส่วนของเครื่องมือ ถูกพิจารณาว่าคงที่หรือมีส่วนใกล้เคียงกัน ปัจจัยสำคัญคือจำนวนครั้งในการให้บริการของโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีสูงกว่า ส่งผลต่อจุดคุ้มทุนรายปีที่ต่ำกว่า เมื่อเทียบกับโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ซึ่งมีจำนวนครั้งและอัตราราคาเรียกเก็บต่ำกว่า ส่งผลให้สถานบริการจำเป็นต้องมีจำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับบริการเพิ่มขึ้น เพื่อครอบคลุมต้นทุนคงที่ที่สูงขึ้น นอกจากนี้ จำนวนครั้งของการฉายรังสี หรือการฉายรังสีหลายตำแหน่งต่อผู้ป่วยหนึ่งรายที่เพิ่มขึ้น และการเพิ่มระยะเวลาการทำงานหรือจำนวนรอบการให้บริการต่อวัน อาจช่วยส่งผลให้ถึงจุดคุ้มทุนตามไปด้วย

ต้นทุนทางตรงที่สูงที่สุดคือ ราคาของเครื่องฉายรังสี และมีความแตกต่างอย่างชัดเจนระหว่างสองสถานพยาบาล (โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี 207,750,000 บาท และโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี 222,900,000 บาท)

ความแตกต่างนี้ส่งผลโดยตรงต่อภาพรวมต้นทุนคงที่ และเป็นปัจจัยสำคัญที่ทำให้จุดคุ้มทุนแสดงความแตกต่างอย่างเห็นได้ชัด ถึงแม้ว่าจะมีชั่วโมงในการทำงานเท่ากัน เนื่องจากข้อจำกัดในด้านการควบคุมคุณภาพบุคลากรและเครื่องมือ รวมทั้งมีค่าบำรุงรักษาเท่ากัน ค่าแนะนำคือ โรงพยาบาลที่มีต้นทุนเครื่องมือสูง จำเป็นต้องเพิ่มปริมาณการให้บริการ ทั้งเพิ่มจำนวนผู้ป่วย เพิ่มจำนวนตำแหน่งการฉายตามข้อบ่งชี้ การเพิ่มระยะเวลาการทำงานหรือเพิ่มการบริการนอกเวลา และการตั้งราคาค่าบริการการรักษาให้เหมาะสม ตลอดจนปัจจัยในด้านการลดต้นทุน ได้แก่ การลดราคาเครื่องมือหรือลดค่าบำรุงรักษารายปี เป็นต้น

ต้นทุนบุคลากรเป็นอีกหนึ่งปัจจัยสำคัญในการกำหนดต้นทุนทางตรงโดยพบความแตกต่างระหว่างโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี (2,592,419.11 บาท) กับโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี (1,378,331.57 บาท) ซึ่งสะท้อนความแตกต่างในจำนวน โครงสร้างบุคลากร และอัตราค่าตอบแทน อย่างไรก็ตาม การปรับต้นทุนบุคลากรให้เทียบเท่าค่ากลางตามมาตรฐานกระทรวงสาธารณสุข จะเพิ่มความเหมาะสมในการวิเคราะห์เปรียบเทียบระหว่างสถาบัน เนื่องจากลดอคติจากข้อจำกัดในโครงสร้างบุคลากรแต่ละแห่ง

ภายใต้สมมติฐานค่ากลางที่สะท้อนภาพรวมของประเทศไทย ทั้งในด้านราคาของเครื่องฉายรังสี ต้นทุนแรงงาน และจำนวนผู้ป่วย พบว่าจุดคุ้มทุนสำหรับการให้บริการด้วยเครื่อง Radixact® X9 อยู่ที่ 481.09 รายต่อปี หรือ 12,077.77 ครั้งต่อปี ซึ่งใกล้เคียงกับสถานการณ์ของโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรีที่มีต้นทุนคงที่และจำนวนผู้ป่วยในระดับใกล้เคียงกัน ในขณะที่โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีมีราคาของเครื่องต่ำกว่า ต้นทุนบุคลากรสูงกว่า และมีจำนวนผู้ป่วยมากกว่า โดยข้อแนะนำจากผลการศึกษาคือสถานพยาบาลควรมีจำนวนผู้ป่วยประมาณ 500 รายต่อปีเพื่อให้รายได้รวมสามารถครอบคลุมต้นทุนรวมในการดำเนินงาน

การวิเคราะห์ความไวของตัวแปรแสดงให้เห็นว่าการเพิ่มต้นทุนค่าแรงขึ้น 20% และ 30% ส่งผลต่อการเปลี่ยนแปลงต้นทุนต่อหน่วยและจุดคุ้มทุนในระดับต่ำที่ +0.64% และ +0.96% ตามลำดับ ซึ่งเห็นว่าสัดส่วนต้นทุนค่าแรงมีความไวต่ำต่อโครงสร้างต้นทุนรวมของการฉายรังสีด้วยเครื่อง Radixact® X9 นั่นคือการปรับขึ้นค่าแรงจะมีผลกระทบจำกัดต่อการตัดสินใจลงทุนและกำหนดราคาบริการ ในทางกลับกัน การลดราคาของเครื่องฉายรังสีลง 20% และ 30% ส่งผลกระทบอย่างมีนัยสำคัญและเป็นสัดส่วนต่อการลดต้นทุนต่อหน่วยและจุดคุ้มทุนในช่วง -18% ถึง -27% ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการลงทุนในเครื่องมือทางการแพทย์เป็นปัจจัยขับเคลื่อนหลักที่มีความไวสูงต่อการเปลี่ยนแปลง ด้วยเหตุนี้ การเจรจาต่อรองราคาหรือสนับสนุนมาตรการลดราคาดังกล่าว จะมีผลต่อการลดต้นทุนและจุดคุ้มทุนของสถานพยาบาลอย่างมีนัยสำคัญ การบริหารจัดการด้านต้นทุนการลงทุน การเพิ่มประสิทธิภาพปริมาณผู้ให้บริการ และการตั้งราคาค่าบริการที่เหมาะสม จึงเป็นปัจจัยสำคัญในการเพิ่มความคุ้มค่าของการลงทุนและการพัฒนาการบริการฉายรังสีในสถานพยาบาลอย่างมีประสิทธิภาพ

ข้อสรุป

จากการวิเคราะห์จุดคุ้มทุนของการให้บริการด้วยเครื่องฉายรังสี Radixact® X9 ในโรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีและโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี พบความแตกต่างของต้นทุนต่อหน่วยและจุดคุ้มทุนระหว่างโรงพยาบาลทั้งสองซึ่งเกิดจากโครงสร้างต้นทุนคงที่และปริมาณการให้บริการที่แตกต่างกัน ต้นทุนค่าครุภัณฑ์เป็นปัจจัยหลักที่มีผลกระทบสูงสุดต่อความคุ้มทุนทางเศรษฐศาสตร์ ขณะที่ต้นทุนค่าแรงมีผลกระทบน้อย การวิเคราะห์ความไวแสดงให้เห็นว่าการลดราคาของเครื่องมือฉายรังสีช่วยลดต้นทุนและจุดคุ้มทุนได้อย่างมีนัยสำคัญ

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณกลุ่มงานวิจัยและประเมินเทคโนโลยี และกลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานีและโรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ที่ร่วมมือให้ข้อมูล วิเคราะห์และร่วมวิจารณ์ผลการศึกษาค้างนี้

เอกสารอ้างอิง

1. Marnitz S, Wlodarczyk W, Neumann O, Koehler C, Weihrauch M, Budach V, et al. Which technique for radiation is most beneficial for patients with locally advanced cervical cancer? Intensity modulated proton therapy versus intensity modulated photon treatment, helical tomotherapy and volumetric arc therapy for primary radiation - an intraindividual comparison. *Radiat Oncol*. 2015;10:91.
2. Wang YC, Li CC, Chien CR. Effectiveness of tomotherapy vs linear accelerator image-guided intensity-modulated radiotherapy for localized pharyngeal cancer treated with definitive concurrent chemoradiotherapy: a Taiwanese population-based propensity score-matched analysis. *Br J Radiol*. 2018;91:20170947.
3. Yamazaki H, Masui K, Suzuki G, Nakamura S, Shimizu D, Nishikawa T, et al. High-dose-rate brachytherapy monotherapy versus Image-Guided Intensity-Modulated Radiotherapy with Helical tomotherapy for Patients with Localized Prostate Cancer. *Cancers (Basel)*. 2018;10:322.
4. Leung SW, Lee TF. Treatment of nasopharyngeal carcinoma by tomotherapy: five-year experience. *Radiat Oncol*. 2013;8:107.
5. Balasubramanian S, Shobana MK. A dosimetric and radiobiological comparison of intensity modulated radiotherapy, volumetric modulated arc therapy and helical tomotherapy planning techniques in synchronous bilateral breast cancer. *Asian Pac J Cancer Prev*. 2022; 23:4233-4241.
6. Huang Y, Gong C, Luo M, Yuan X, Ding S, Wang X, et al. Comparative dosimetric and radiobiological assessment of left-sided whole breast and regional nodes with advanced radiotherapy techniques. *J Radiat Res*. 2023;64:677-684.
7. Wang L, Li C, Meng X, Li C, Sun X, Shang D, et al. Dosimetric and radiobiological comparison of external beam radiotherapy using simultaneous integrated boost technique for esophageal cancer in different location. *Front Oncol*. 2019;9:674.
8. Lee HH, Chen CH, Luo KH, Chuang HY, Huang CJ, Cheng YK, et al. Five-year survival outcomes of intensity-modulated radiotherapy with simultaneous integrated boost (IMRT-SIB) using forward IMRT or Tomotherapy for breast cancer. *Sci Rep*. 2020;10:4342.
9. Van Gestel D, Verellen D, Van De Voorde L, de Ost B, De Kerf G, Vanderveken O, et al. The potential of helical tomotherapy in the treatment of head and neck cancer. *Oncologist*. 2013;18:697-706.

10. Wang Q, Qin J, Cao R, Xu T, Yan J, Zhu S, et al. Comparison of dosimetric benefits of three precise radiotherapy techniques in nasopharyngeal carcinoma patients using a priority-classified plan optimization model. *Front Oncol.* 2021;11:646584.
11. คณะทำงานพัฒนาคู่มือการประเมินเทคโนโลยีด้านสุขภาพสำหรับประเทศไทย. คู่มือการประเมินเทคโนโลยีด้านสุขภาพสำหรับประเทศไทย ฉบับปรับปรุง พ.ศ. 2564. นนทบุรี: โครงการประเมินเทคโนโลยีและนโยบายด้านสุขภาพ; 2564. DOI: 10.12755/HITAP.res.2021.2
12. Xie Y, Guo B, Zhang R. Cost-effectiveness analysis of radiotherapy techniques for whole breast irradiation. *PLoS One.* 2021;16:e0248220.
13. Masson I, Bellanger M, Perrocheau G, Mahé MA, Azria D, Pommier P, et al. Cost and toxicity comparisons of two IMRT techniques for prostate cancer: A micro-costing study and weighted propensity score analysis based on a prospective study. *Front Oncol.* 2022;11:781121.
14. สำนักเลขาธิการคณะรัฐมนตรี. รายงานผลการศึกษาตามมติคณะรัฐมนตรีเมื่อวันที่ 31 ตุลาคม 2566 (เรื่อง การปรับอัตราค่าแรงขั้นต่ำ และการปรับอัตราเงินเดือนสำหรับกลุ่มข้าราชการพลเรือนและเจ้าหน้าที่ของรัฐ). ที่ นร 0505/. หนังสือราชการด่วนที่สุด. กรุงเทพมหานคร: สำนักเลขาธิการคณะรัฐมนตรี; 25 พฤศจิกายน 2566. Available from: <https://www.thaigov.go.th/news/contents/details/71775>
15. สำนักงานปลัดกระทรวงสาธารณสุข. กองบริหารทรัพยากรบุคคล. คู่มือโครงสร้างและกรอบอัตราค่าจ้าง หน่วยงานในราชการบริหารส่วนภูมิภาค (ปี พ.ศ. 2565-2569). กรุงเทพมหานคร: สำนักงานปลัดกระทรวงสาธารณสุข; 2567. Available from: <https://www.moph.go.th/index.php/th/>
16. Perrier L, Morelle M, Pommier P, Boisselier P, Coche-Dequeant B, Gallocher O, et al. Cost analysis of complex radiation therapy for patients with head and neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2016;1:654-62.
17. Khuanchana S, Lapo K, Boonkerd A, Uadrang S. Cost analysis and break-even point radiation services with helical tomotherapy in cancer specialized hospitals. *J DMS .* 2021;46:54-60.

การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานและการวิเคราะห์ความสัมพันธ์
ของค่าดัชนีปริมาณรังสีกับพารามิเตอร์ในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์
จำลองการรักษา ณ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร
Establishment of Typical Values and Correlation Analysis of Dose
Indices with Scan Parameters in Computed Tomography
Simulation at Naresuan University Hospital

ธัญรัตน์ ชุศลป์^{1,2}, กมลชนก นอบ³, ศิวพล หมั่นสิงห์⁴, ฉัตรวุฒิ พัทธวีรกุล³, ณัฐธณิชา อินละปะ¹, ทิชากร คำภูมิ¹,
ทิวตะวัน สอนกะสิน¹, สุมาลี ยับสันเทียะ^{1,2}

¹ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

²หน่วยวิจัยด้านสหวิทยาการสุขภาพและวิทยาศาสตร์ข้อมูล คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร

³หน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร

⁴กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

สุมาลี ยับสันเทียะ

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร 99 ม.9 ต.ท่าโพธิ์ อ.เมืองพิษณุโลก จ.พิษณุโลก 65000

อีเมล: sumaleey@nu.ac.th

*Thunyarat Chusin^{1,2}, Kamonchanok Nobphuek³, Siwapon Munsing⁴, Chatrawut Pattaweerakul³,
Nutthanicha Inlapa¹, Thichakorn Khamphumee¹, Tiwtawan Sonkasin¹, Sumalee Yabsantia^{1,2}*

¹Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok

²Interdisciplinary Health and Data Sciences Research Unit, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University

³Department of Radiology, Faculty of Medicine, Naresuan University, Phitsanulok Province, Thailand

⁴Department of Radiation Oncology, Ubonratchathani Cancer Hospital

Corresponding author

Sumalee Yabsantia

Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok Province, Thailand, 65000

Email: sumaleey@nu.ac.th

Submitted: Sep 9, 2025

Revised: Nov 14, 2025

Accepted: Dec 9, 2025

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศ (National Diagnostic Reference Levels; NDRLs) สำหรับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เพื่อใช้เป็นแนวทางควบคุมปริมาณรังสีในการสร้างภาพทางการแพทย์ อย่างไรก็ตาม โรงพยาบาลแต่ละแห่งควรกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงของตนเอง เพื่อสะท้อนสภาพการปฏิบัติงานจริง

วัตถุประสงค์: เพื่อกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน สำหรับการถ่ายภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ณ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร และวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่าดัชนีปริมาณรังสีกับพารามิเตอร์ของการสร้างภาพและข้อมูลผู้ป่วย

วัสดุและวิธีการ: ข้อมูลถูกรวบรวมจากผู้ป่วยที่เข้ารับการตรวจระหว่างปี พ.ศ. 2564–2566 โดยพิจารณาค่าปริมาณรังสีในหนึ่งหน่วยปริมาตรของการสแกน (Volume Computed Tomography Dose Index; CTDI_{vol}) และค่าปริมาณรังสีตลอดช่วงความยาวในการสแกน (Dose Length Product; DLP) จากการสร้างภาพใน 4 บริเวณ ได้แก่ สมอ่ง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน ค่าปริมาณรังสีจากค่ามัธยฐานของข้อมูล และวิเคราะห์ความสัมพันธ์กับพารามิเตอร์ของการสร้างภาพและข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วย

ผลการศึกษา: ค่ามัธยฐานของ CTDI_{vol} สำหรับสมอ่ง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และ อุ้งเชิงกราน มีค่า 41.6, 21.5, 14.8 และ 17.8 mGy ตามลำดับ ขณะที่ค่ามัธยฐานของ DLP อยู่ที่ 1,279.3, 929.7, 644.2 และ 674.8 mGy·cm ตามลำดับ เมื่อเปรียบเทียบกับค่า NDRLs พบว่า ค่า CTDI_{vol} จากการศึกษานี้มีค่าต่ำกว่า แต่ค่า DLP มีค่าสูงกว่า และมีแนวโน้มใกล้เคียงกับผลการศึกษาก่อนหน้า โดยเฉพาะงานที่ศึกษาในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา นอกจากนี้ พบว่า scan length เท่านั้นที่มีความสัมพันธ์เชิงบวกสูงกับค่า DLP ($r > 0.960$) ขณะที่อายุ น้ำหนัก และส่วนสูง มีความสัมพันธ์ในระดับต่ำ

ข้อสรุป: ค่า CTDI_{vol} จากการศึกษานี้มีค่าต่ำกว่า NDRLs ในขณะที่ค่า DLP มีค่าสูงกว่า โดยภาพรวมผลลัพธ์มีแนวโน้มสอดคล้องกับงานวิจัยก่อนหน้า ข้อมูลที่ได้สามารถใช้เป็นแนวทางในการกำกับดูแลและปรับปรุงการถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา เพื่อควบคุมและลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ พร้อมทั้งคงไว้ซึ่งคุณภาพของภาพที่เหมาะสมต่อการวินิจฉัยและการวางแผนการรักษาทางรังสีรักษา

คำสำคัญ: การจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, ค่าปริมาณรังสีในหนึ่งหน่วยปริมาตรของการสแกน, ค่าปริมาณรังสีตลอดช่วงความยาวในการสแกน, ระดับค่าปริมาณรังสีอ้างอิงวินิจฉัย

Abstract

Backgrounds: The Department of Medical Sciences of Thailand has established national diagnostic reference levels (NDRLs) for computed tomography (CT) examinations to guide radiation dose optimization. However, each hospital should define its own institutional diagnostic levels (typical values) to reflect actual clinical practice.

Objectives: This study aimed to establish typical values for CT simulation at Naresuan University Hospital. In addition, the study sought to analyze the correlations between radiation dose indices and scan parameters together with patient-related factors.

Materials and Methods: Patient data were retrospectively collected between 2021 and 2023. Radiation dose metrics, including the volume CT dose index ($CTDI_{vol}$) and dose length product (DLP), were analyzed for four anatomical regions: brain, head and neck, chest, and pelvis. Typical values were calculated as the median of the dose distributions. Correlations between radiation dose and both imaging parameters and patient characteristics were also evaluated.

Results: The median $CTDI_{vol}$ values for brain, head and neck, chest, and pelvis regions were 41.6, 21.5, 14.8, and 17.8 mGy, respectively. The corresponding median DLP values were 1,279.3, 929.7, 644.2, and 674.8 mGy·cm. Compared with the NDRLs, the $CTDI_{vol}$ values obtained in this study were lower, whereas the DLP values were higher. Overall, these typical values were generally consistent with previous reports, particularly those involving CT simulators. Among the examined parameters, scan length showed a strong positive correlation with DLP ($r > 0.960$), whereas patient factors such as age, weight, and height exhibited weak correlations.

Conclusion: The institutional $CTDI_{vol}$ values derived from this study were lower than the Thai NDRLs, whereas DLP values were higher. but in line with other published findings. These results provide useful benchmarks for local optimization of CT simulator protocols, supporting radiation dose management and patient safety while maintaining adequate image quality for diagnosis and radiotherapy treatment planning.

Keywords: Computed tomography simulator; Volume CT dose index ($CTDI_{vol}$); Dose length product (DLP); Diagnostic reference levels (DRLs)

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 31(2): R88 - R101

บทนำ

เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (Computed Tomography Simulator; CT Simulator) เป็นอุปกรณ์สำคัญในงานรังสีรักษาที่ใช้สำหรับสร้างภาพสามมิติของผู้ป่วย โดยภาพดังกล่าวสามารถแสดงรายละเอียดโครงสร้างทางกายวิภาคได้อย่างชัดเจน สนับสนุนการสร้างภาพรังสีดิจิทัล (Digitally Reconstructed Radiographs; DRRs) เพื่อการจำลองตำแหน่งผู้ป่วย และให้ข้อมูลค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอนซึ่งจำเป็นต่อการคำนวณปริมาณรังสีในการวางแผนรักษา คุณสมบัติเหล่านี้ทำให้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา กลายเป็นเครื่องมือที่ขาดไม่ได้สำหรับการรักษามะเร็งด้วยรังสีอย่างมีประสิทธิภาพและแม่นยำ อย่างไรก็ตาม แม้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา จะมีบทบาทสำคัญต่อการรักษา แต่การตรวจด้วยเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ย่อมทำให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีสูงกว่าการถ่ายภาพเอกซเรย์ทั่วไป^[1] การบริหารจัดการปริมาณรังสีที่เหมาะสมจึงเป็นประเด็นสำคัญ เพื่อสร้างสมดุลระหว่าง คุณภาพของภาพที่เพียงพอต่อการวางแผนรักษากับการลดความเสี่ยงจากการได้รับรังสีเกินความจำเป็น

องค์การคณะกรรมการการป้องกันอันตรายจากรังสีระหว่างประเทศ (The International Commission on Radiological Protection; ICRP) ได้กำหนดหลักการพื้นฐานของการป้องกันรังสี 3 ประการ ได้แก่ justification of practice และ optimization of protection สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับรังสีเพื่อการวินิจฉัยและรักษา ตลอดจน dose limits สำหรับบุคลากรและประชาชน^[2] หนึ่งในเครื่องมือสำคัญที่สนับสนุนหลักการ optimization คือ ค่า Diagnostic Reference Levels (DRLs) ซึ่งถูกแนะนำโดย ICRP Publication 135^[3] และได้รับการสนับสนุนจากทบวงการพลังงานปรมาณูระหว่างประเทศ (IAEA) TRS No. 457^[4] โดย DRLs ทำหน้าที่เป็นค่ามาตรฐานอ้างอิงที่ช่วยให้หน่วยงาน

ทางการแพทย์สามารถประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ และปรับปรุงค่าพารามิเตอร์ในการสร้างภาพทางรังสี หากพบว่าค่าปริมาณรังสีที่ใช้นั้นแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญจากค่ามาตรฐาน

ในประเทศไทย กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศ (national DRLs) สำหรับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ เพื่อใช้เป็นแนวทางควบคุมและปรับปรุงการปฏิบัติทางคลินิก โดยกำหนดค่าดัชนีปริมาณรังสี ได้แก่ ค่าปริมาณรังสีในหนึ่งหน่วยปริมาตรของการสแกน (Volume Computed Tomography Dose Index; CTDI_{vol}) และค่าปริมาณรังสีตลอดช่วงความยาวในการสแกน (Dose Length Product; DLP) ครอบคลุมการตรวจบริเวณต่าง ๆ ทั้งในกรณีที่มีการฉีดและไม่ได้ฉีดสารทึบรังสี เช่น สมอง ศีรษะ และลำคอ ทรวงอก และช่องท้อง พร้อมทั้งอธิบายรูปแบบของ DRLs หลายระดับ ได้แก่ typical values ได้จากข้อมูลในหน่วยงานเดียวหรือกลุ่มเล็ก ส่วน local DRLs (LDRLs) จัดทำจากข้อมูลผู้ป่วยในสถานพยาบาลจำนวนประมาณ 10–20 แห่ง ขณะที่ national DRLs (NDRLs) ได้จากการรวบรวมข้อมูลจากหลายหน่วยงานทั่วประเทศ และ regional DRLs (RDRLs) ได้จากการรวบรวม NDRLs ของหลายประเทศในภูมิภาคเดียวกัน^[3,5] อย่างไรก็ตาม จากงานวิจัยในประเทศไทยก่อนหน้านี้ของ ทินกร ดอนมูล และคณะ รายงานว่าค่า typical DRLs สำหรับการตรวจเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองรักษาระดับจังหวัดมีค่าต่ำกว่าที่รายงานไว้ในงานวิจัยอื่น^[6]

งานวิจัยของ Zalokar N. และคณะ^[7] ที่ศึกษา ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในประเทศสโลวีเนีย พบว่าค่าปริมาณรังสีอ้างอิงที่กำหนดมีความสอดคล้องกับมาตรฐาน European DRLs for Diagnostic CT แม้ว่าผู้ป่วยมะเร็งจะต้องได้รับรังสีในปริมาณสูงระหว่างกระบวนการรักษา แต่การสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยังคงจำเป็นต้องดำเนินการภายใต้หลักการ

optimization เพื่อลดปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับให้น้อยที่สุดโดยไม่กระทบต่อคุณภาพของภาพ เนื่องจากการได้รับรังสีเกินความจำเป็นอาจเพิ่มความเสี่ยงต่อผลกระทบทางรังสีในระยะยาว โดยเฉพาะ stochastic effects ดังนั้น การใช้ค่าปริมาณรังสีอ้างอิง จึงมีบทบาทสำคัญในฐานะตัวชี้วัดเพื่อประเมินความเหมาะสมของปริมาณรังสีที่ใช้ในการสร้างภาพสำหรับการวางแผนการรักษา

ปัจจุบันโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวรยังไม่มี การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงสำหรับการสร้างภาพด้วย เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ขณะที่ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ได้แนะนำให้มีการทบทวนและปรับปรุงค่าปริมาณรังสีอ้างอิงอย่างน้อยทุก 3–5 ปี^[5,8] ดังนั้น การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อสำรวจและกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน (typical values) สำหรับการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาบริเวณต่าง ๆ ของร่างกาย ของโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร และเพื่อวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างค่าดัชนีปริมาณรังสีกับพารามิเตอร์ที่ใช้ในการตรวจและข้อมูลผู้ป่วย โดยค่าปริมาณรังสีอ้างอิงใช้เพื่อเป็นแนวทางในการควบคุมและปรับปรุงปริมาณรังสีให้เหมาะสม โดยคงคุณภาพของภาพที่จำเป็นต่อการวางแผนการรักษาไว้ในระดับที่เหมาะสม

วัสดุและวิธีดำเนินการ

1. กลุ่มตัวอย่าง

การศึกษานี้ได้รับการรับรองจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ มหาวิทยาลัยนเรศวร (เลขที่โครงการ P1-0080/2567) และดำเนินการในรูปแบบการศึกษาแบบย้อนหลัง เพื่อกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงของผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ณ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร ในช่วงปี พ.ศ. 2564–2566 ขนาดกลุ่มตัวอย่าง

กำหนดตามแนวทางของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข โดยเก็บข้อมูลไม่น้อยกว่า 20 รายต่อบริเวณที่ศึกษา^[5,8] ข้อมูลปริมาณรังสีถูกดึงจากระบบซอฟต์แวร์ iMed ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา โดยกำหนดเกณฑ์คัดเข้าเป็นผู้ป่วยที่มีอายุตั้งแต่ 18 ปีขึ้นไป ที่เข้ารับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ในบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน ส่วนเกณฑ์คัดออกได้แก่ผู้ป่วยที่มีน้ำหนักตัวอยู่นอกช่วง 45–75 กิโลกรัม^[5]

2. การเก็บข้อมูล

เพื่อให้มั่นใจว่าค่าปริมาณรังสีที่แสดงบนหน้าจอของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษามีความสอดคล้องกับค่าที่วัดได้จริง ผู้วิจัยได้ใช้ข้อมูลการตรวจสอบจากกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ในช่วงปี พ.ศ. 2564–2566 โดยทำการวัดด้วย ฟันจำลองทรงกระบอก (cylindrical phantom) ร่วมกับ pencil ionization chamber เพื่อประเมินค่า CTDI_{vol} โดยเกณฑ์มาตรฐานที่ยอมรับ คือ ค่าที่แสดงบนหน้าจอของเครื่องจะต้องมีความคลาดเคลื่อนไม่เกินร้อยละ ± 20 ตามเกณฑ์ของ IAEA Human Health Series No.19^[9] ในขั้นตอนการเก็บข้อมูลนั้น ข้อมูลต่าง ๆ ถูกดึงจากระบบซอฟต์แวร์ iMed ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ยี่ห้อ PHILIPS รุ่น Brilliance CT Big Bore (Philips Healthcare, Amsterdam, Netherlands) ข้อมูลที่บันทึกประกอบด้วย ข้อมูลค่าปริมาณรังสี ได้แก่ CTDI_{vol} และ DLP โดยในงานวิจัยนี้เก็บข้อมูลในโปรโตคอลที่ไม่ฉีดสารทึบรังสี (ทั้งนี้ทั้งฉีดและไม่ฉีดสารทึบรังสีโรงพยาบาลใช้ค่าพารามิเตอร์เดียวกัน) รวมถึงเก็บข้อมูลผู้ป่วย ได้แก่ เพศ อายุ น้ำหนัก ส่วนสูง บริเวณที่เป็นมะเร็ง และชนิดของมะเร็ง นอกจากนี้ ยังบันทึกข้อมูลพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพ ได้แก่ ประเภทโปรโตคอล, ค่าความต่างศักย์หลอดสูงสุด (tube voltage peak; kVp) ค่า

กระแส-เวลา ของหลอดเอกซเรย์ (tube current–time product; mAs), ความยาวการสแกน (scan length), ความหนาของสไลซ์ (slice thickness) และอัตราส่วนการเคลื่อนที่ของเตียงต่อความกว้างของลำรังสี (pitch)

3. การวิเคราะห์ทางสถิติ

ค่าปริมาณรังสีอ้างอิง typical value ถูกกำหนดโดยใช้ค่ามัธยฐานของ CTDI_{vol} และ DLP ที่ได้จากผู้ป่วยกลุ่มตัวอย่าง^[3] จากนั้นจึงนำค่าที่ได้มาเปรียบเทียบกับ NDRLs ที่กำหนดโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ รวมถึงรายงานการศึกษาก่อนหน้านี้ทั้งในประเทศไทยและต่างประเทศ

นอกจากนี้ ได้ทำการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลผู้ป่วยและพารามิเตอร์การสร้างภาพ (ได้แก่ kV, mAs, slice thickness, scan length และ pitch) กับค่าปริมาณรังสี CTDI_{vol} และ DLP โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (correlation coefficient; r) ที่คำนวณได้จากโปรแกรม Microsoft Excel การแปลผลค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์อ้างอิงตามเกณฑ์มาตรฐาน ได้แก่ r = 0–0.30 แสดงถึงความสัมพันธ์ระดับต่ำมาก r = 0.31–0.50 ระดับต่ำ r = 0.51–0.70 ระดับปานกลาง r = 0.71–0.90 ระดับสูง และ r = 0.91–1.00 ระดับสูงมาก^[10]

ผลการศึกษา

1. ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างของค่า CTDI_{vol} จากการตรวจสอบในปี พ.ศ. 2564-2566

การเปรียบเทียบความแตกต่างค่า CTDI_{vol} ที่วัดได้กับค่าที่แสดงบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในปี พ.ศ. 2564-2566” ที่ตรวจสอบโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ พบว่ามีค่าร้อยละความแตกต่างไม่เกิน ± 20 ตามเกณฑ์มาตรฐานที่ยอมรับของ IAEA Human Health Series

No. 19^[9] ดังนั้น จึงสามารถนำข้อมูลปริมาณรังสีจากหน้าจอเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ในช่วงปี 2564-2566 มาใช้ในการกำหนดค่า typical values ได้อย่างถูกต้อง

2. ข้อมูลผู้ป่วย และพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพ

จากผลการศึกษาที่แสดงในตารางที่ 1 พบว่ามีผู้ป่วยเข้ารับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาทั้งหมด 712 ราย โดยผ่านเกณฑ์คัดเข้าศึกษาจำนวน 333 ราย การกระจายตามตำแหน่งการตรวจพบว่า ผู้ป่วยที่ได้รับการตรวจบริเวณอุ้งเชิงกรานมีจำนวนมากที่สุด รองลงมาคือ ทรวงอก และศีรษะและลำคอ ส่วนบริเวณสมองมีจำนวนน้อยที่สุด กลุ่มผู้ป่วยส่วนใหญ่อยู่ในช่วงอายุ 50–70 ปี โดยมีค่าเฉลี่ยของอายุน้ำหนัก และส่วนสูงใกล้เคียงกันระหว่างตำแหน่งที่ตรวจ ทั้งนี้ กลุ่มอุ้งเชิงกรานมีอายุเฉลี่ยสูงสุด ขณะที่กลุ่มสมองมีอายุเฉลี่ยต่ำที่สุดเมื่อเทียบกับกลุ่มอื่น ผลดังกล่าวสะท้อนว่า ผู้ป่วยที่เข้ารับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาส่วนใหญ่เป็นผู้สูงอายุ โดยเฉพาะกลุ่มที่ได้รับการตรวจบริเวณอุ้งเชิงกรานซึ่งมีสัดส่วนมากที่สุดในกลุ่มตัวอย่าง

ตารางที่ 2 แสดงค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาสำหรับบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน โดยพบว่า ค่า kVp ที่ใช้เท่ากันทุกบริเวณคือ 120 kVp ส่วนค่า mAs แตกต่างกันตามตำแหน่ง โดยอยู่ในช่วง 250–350 mAs ทั้งนี้ slice thickness มีค่าอยู่ในช่วง 1–3 มิลลิเมตรในสมอง และ 2–3 มิลลิเมตรในบริเวณอื่น ค่า pitch มีค่าต่ำกว่า 1 ขณะที่ scan length มีค่ามากที่สุดในบริเวณศีรษะและลำคอ (เฉลี่ย 416.8 มิลลิเมตร) และต่ำสุดในสมอง (เฉลี่ย 291.8 มิลลิเมตร)

ตารางที่ 1 ข้อมูลผู้ป่วยที่เข้ารับการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน

บริเวณ	จำนวนผู้ป่วย (ราย)	เพศ; ราย (ร้อยละ)		อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)	ส่วนสูง (เซนติเมตร)
		ชาย	หญิง			
สมอง	25	7 (28)	18 (72)	54.3±14.7	60.8±8.0	159.7±7.0
ศีรษะและลำคอ	66	52 (79)	14 (21)	62.0±12.8	57.3±8.2	163.4±8.1
ทรวงอก	98	23 (23)	75 (77)	59.3±11.3	58.9±7.7	157.7±6.5
อุ้งเชิงกราน	144	104 (72)	40 (28)	67.2±11.8	59.7±7.7	162.4±8.0
รวม/เฉลี่ย*	333	186 (56)	147 (44)	62.86±12.8	59.04±7.9	161.0±7.8

ตารางที่ 2 ข้อมูลค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน สำหรับการสร้างภาพแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี

บริเวณ	kVp	mAs	Slice thickness (มิลลิเมตร)	Pitch	Scan length (มิลลิเมตร)
สมอง					
Mean±SD	*120±0	*350±0	2.1±0.4	*0.563±0	291.8±40.1
Range	-	-	1-3	-	220-390
ศีรษะและลำคอ					
Mean±SD	*120±0	330±14.4	2.5±0.5	0.748±0.107	416.8±56.3
Range	-	250-350	2-3	0.563-0.817	264-651
ทรวงอก					
Mean±SD	*120±0	250.5±5.1	2.6±0.5	0.782±0.054	398.6±33.1
Range	-	250-300	2-3	0.688-0.813	334-478
อุ้งเชิงกราน					
Mean±SD	*120±0	*300±0	2.4±0.5	0.806±0.029	340.2±34.9
Range	-	-	2-3	0.688-0.813	220-444

* ไม่มีการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์ จึงไม่แสดงค่า range

3. ค่า typical value

ตารางที่ 3 แสดงค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน (typical values) ที่ได้จากการตรวจด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในแต่ละบริเวณ ได้แก่ สมอ่ง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน ผลการคำนวณพบว่า ค่าปริมาณรังสี CTDI_{vol} มีค่าเฉลี่ยอยู่ระหว่าง 14.8–41.6 mGy และค่า DLP

อยู่ระหว่าง 460.7–1,851.1 mGy·cm โดยบริเวณสมอ่งมีค่าปริมาณรังสีสูงสุด (CTDI_{vol} = 41.6 mGy และ DLP = 1,279.3 mGy·cm) รองลงมาคือ ศีรษะและลำคอ และอุ้งเชิงกราน ในขณะที่บริเวณทรวงอกมีค่าปริมาณรังสีต่ำที่สุด (CTDI_{vol} = 14.8 mGy และ DLP = 644.2 mGy·cm)

ตารางที่ 3 ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน (typical values) สำหรับการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาในบริเวณสมอ่ง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และอุ้งเชิงกราน

บริเวณ	ช่วงของค่า		Typical value	
	CTDI _{vol} (mGy)	(mGy.cm)	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
สมอ่ง (n= 25)	*41.6±0	980.2-1,684.9	41.6	1,279.3
ศีรษะและลำคอ (n=66)	14.8-41.6	606.3-1,851.1	21.5	929.8
ทรวงอก (n=98)	14.8-17.8	551.9-775.7	14.8	644.2
อุ้งเชิงกราน (n=144)	*17.8±0	460.7-856.1	17.8	674.8

*ไม่มีการเปลี่ยนแปลงค่าพารามิเตอร์

4. ความสัมพันธ์ระหว่างข้อมูลผู้ป่วยและพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพกับค่าปริมาณรังสี

ผลการวิเคราะห์ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (correlation coefficient) แสดงให้เห็นว่า อายุ น้ำหนัก และส่วนสูง มีความสัมพันธ์กับค่า CTDI_{vol} ในบริเวณศีรษะและลำคอ รวมถึงทรวงอก ในระดับต่ำมาก ($r < 0.2$) เช่นเดียวกับกับค่า DLP ในทุกบริเวณที่ศึกษาซึ่งพบความสัมพันธ์ในระดับต่ำมากเช่นกัน อย่างไรก็ตาม มีข้อสังเกตว่าพารามิเตอร์ Scan length มีความสัมพันธ์

เชิงบวกในระดับสูงมากกับค่า DLP โดยเฉพาะในบริเวณสมอ่ง ($r = 1.000$) ทรวงอก ($r = 0.963$) และอุ้งเชิงกราน ($r = 0.999$) ดังแสดงในตารางที่ 4 แม้ว่าบริเวณศีรษะและลำคอจะมีความสัมพันธ์ต่ำ ($r = 0.112$) แต่เมื่อวิเคราะห์แยกกลุ่มตามค่า CTDI_{vol} ดังภาพที่ 1 พบความสัมพันธ์เชิงเส้นตรงสูง ($r = 1.000$) โดยแสดงถึงค่า DLP เพิ่มขึ้นตามระยะการสแกน ซึ่งในการวิเคราะห์นี้ผู้วิจัยได้ตัดข้อมูล CTDI_{vol} ที่ 14.8 mGy ออก เนื่องจากมีข้อมูลเพียง 1 ราย

ตารางที่ 4 Heat map แสดงค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (r) ระหว่างข้อมูลผู้ป่วยและพารามิเตอร์ที่ใช้ในการสร้างภาพกับค่าดัชนีปริมาณรังสี (CTDI_{vol} และ DLP) จากการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (r)							
บริเวณ	CTDI _{vol} - อายุ	CTDI _{vol} - น้ำหนัก	CTDI _{vol} - ส่วนสูง	DLP- อายุ	DLP- น้ำหนัก	DLP- ส่วนสูง	DLP-Scan Length
สมอง				0.101	-0.229	0.113	1.000
ศีรษะและลำคอ	0.176	-0.133	-0.093	0.066	-0.124	0.076	0.112*
ทรวงอก	0.066	-0.124	0.076	-0.186	0.003	0.203	0.963
อุ้งเชิงกราน				0.051	0.101	0.058	0.999

r = ±(0-0.30) แสดงถึงความสัมพันธ์ระดับต่ำมาก

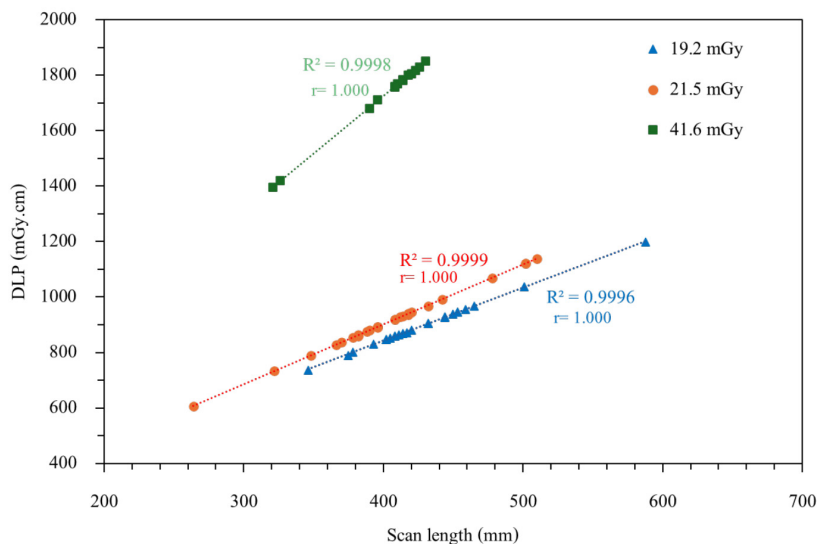
r = ±(0.31-0.50) ระดับต่ำ

r = ±(0.51-0.70), ระดับปานกลาง

r = ±(0.71-0.90) ระดับสูง

r = ±(0.91-1.00) ระดับสูงมาก

* วิเคราะห์เพิ่มเติมในภาพที่ 1



ภาพที่ 1 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะการสแกน (scan length) และค่าปริมาณรังสี DLP ในกลุ่มศีรษะและลำคอที่จำแนกเป็น 3 กลุ่มตามค่า CTDI_{vol} (19.2, 21.5 และ 41.6 mGy)

บทวิจารณ์

การศึกษานี้ได้กำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิง typical values จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา และทำการเปรียบเทียบกับงานวิจัยก่อนหน้านี้ พบว่ามีความแตกต่างของค่า CTDI_{vol} และ DLP ในแต่ละบริเวณ ซึ่งขึ้นอยู่กับพารามิเตอร์ทางเทคนิคที่ใช้ เช่น kVp, mAs, และระยะสแกน (scan length) ซึ่งล้วนเป็นปัจจัยที่ส่งผลโดยตรงต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ

สำหรับบริเวณสมองและอุ้งเชิงกราน ค่า typical values ที่ได้ถูกคำนวณจากค่า CTDI_{vol} เพียงค่าเดียว เนื่องจากไม่มีการปรับค่าพารามิเตอร์ kVp และ mAs ระหว่างผู้ป่วยแต่ละราย ทั้งนี้ การไม่ปรับค่า kVp มีเหตุผลจากการที่ค่าดังกล่าวมีผลต่อความสัมพันธ์ระหว่างค่าเลขซีที (CT number) กับค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอน ซึ่งส่งผลต่อการคำนวณปริมาณรังสีในระบบวางแผนการ

รักษา (treatment planning system; TPS) กราฟความสัมพันธ์ดังกล่าวถูกสร้างขึ้นเฉพาะสำหรับแต่ละค่า kVp ดังนั้น หากมีการเปลี่ยน kVp จะต้องเลือกกราฟให้สอดคล้องกันใหม่ ทำให้บางสถาบันนิยมตั้งค่า kVp เพียงค่าเดียวสำหรับทุกบริเวณที่ทำการสร้างภาพ ส่วนค่า mAs ที่ไม่ถูกปรับในบริเวณสมองและอุ้งเชิงกรานนั้น เป็นไปตามโปรโตคอลของโรงพยาบาล

ตารางที่ 5 และ 6 แสดงการเปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีอ้างอิง CTDI_{vol} และ DLP ที่ได้จากการศึกษานี้กับค่าจากแหล่งอ้างอิงต่าง ๆ ทั้งในประเทศไทย และต่างประเทศ ได้แก่ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์^[8] รายงานจากโครงการ THA6043 โดยกลุ่มโรงเรียนแพทย์^[5] ทินกร ดอนมูล และคณะ^[6] Kanda R. และคณะ^[11] และ Zalokar N. และคณะ^[7]

ตารางที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบค่า typical value ของ CTDI_{vol} (mGy) ที่ได้จากการวิจัยนี้กับค่าอ้างอิงของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ และงานวิจัยก่อนหน้านี้ทั้งไทยและต่างประเทศ

บริเวณ	CTDI _{vol} (mGy)					
	กรม วิทยาศาสตร์ การแพทย์ ^[8]	โครงการ THA6043 โดยกลุ่ม โรงเรียน แพทย์ ^[5]	Kanda R et al. ^[11]	*ทินกร ดอนมูล และ คณะ ^[6]	*Zalokar N. et al. ^[7]	*งานวิจัยนี้
สมอง	62	52.9	77	-	76.9	41.6
ศีรษะและลำคอ	-	-	-	-	22.6	21.5
ทรวงอก	18	12.1	13	-	19.2	14.8
อุ้งเชิงกราน	-	-	-	13	17.9	17.8

* ข้อมูลจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

ตารางที่ 6 แสดงการเปรียบเทียบค่า typical value ของ DLP (mGy.cm) ที่ได้จากการวิจัยนี้กับค่าอ้างอิงของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ และงานวิจัยก่อนหน้าทั้งไทยและต่างประเทศ

บริเวณ	DLP (mGy.cm)					
	กรม วิทยาศาสตร์ การแพทย์ ^[8]	โครงการ THA6043 โดยกลุ่ม โรงเรียน แพทย์ ^[5]	Kanda R et al. ^[11]	*ทินกร ดอนมูล และ คณะ ^[6]	*Zalokar N. et al. ^[7]	*งานวิจัยนี้
สมอง	1,028	1,125	1350	-	1,942.4	1,279.3
ศีรษะและลำคอ	-	-	-	-	969.2	929.8
ทรวงอก	417	509	510	-	832.4	644.2
อุ้งเชิงกราน	-	-	-	478.7	677.1	674.8

* ข้อมูลจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา

สำหรับบริเวณสมอง พบว่าค่า CTDI_{vol} มีค่าต่ำกว่างานวิจัยอื่น ๆ^[5-8,11] อย่างชัดเจน ขณะที่ค่า DLP มีค่าสูงกว่ารายงานของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์^[8] และโครงการ THA6043^[5] ไม่เกินร้อยละ 20 และใกล้เคียงกับงานของ Kanda R. และคณะ^[11] (ต่างกันไม่เกินร้อยละ 10) เมื่อเปรียบเทียบกับงานของ Zalokar N. และคณะ^[7] พบว่าค่าที่ได้ต่ำกว่าประมาณร้อยละ 50 ซึ่งอาจเป็นผลจากความแตกต่างของพารามิเตอร์การสแกนโดยในงานของ Zalokar N. และคณะ ใช้เครื่องต่างยี่ห้อกับงานวิจัยนี้ ซึ่งตั้งค่า reference mAs สูงกว่า (ประมาณ 350-370 mAs) และเปิดใช้ระบบควบคุมกระแสอัตโนมัติ (AEC) ขณะที่การศึกษานี้ไม่ได้ใช้ระบบดังกล่าว

ในบริเวณศีรษะและลำคอ ค่า CTDI_{vol} และ DLP มีค่าใกล้เคียงกับงานของ Zalokar N. และคณะ^[7] มากโดยต่างกันไม่ถึงร้อยละ 10 สะท้อนว่าพารามิเตอร์การสแกนที่ใช้ในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการ

รักษาอยู่ในช่วงที่เทียบเคียงได้กับแนวทางในต่างประเทศ แม้ว่าการศึกษานี้จะไม่ได้ใช้ระบบ AEC ก็ตาม ทั้งนี้ การสแกนบริเวณศีรษะและลำคอมีลักษณะเฉพาะของรังสีรักษา ซึ่งมีช่วงสแกน (scan length) ที่แตกต่างจากงานรังสีวินิจฉัย จึงไม่ปรากฏรายงานค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในฐานข้อมูลของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ที่มุ่งเน้นการตรวจวินิจฉัยเป็นหลัก

สำหรับบริเวณทรวงอก พบว่าค่า CTDI_{vol} และ DLP จากการศึกษานี้มีค่าต่ำกว่ารายงานของ Zalokar N. และคณะ^[7] เมื่อเทียบกับค่าที่รายงานโดยกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์^[8] พบว่า CTDI_{vol} จากการศึกษานี้มีค่าต่ำกว่าขณะที่ค่า DLP สูงกว่า ซึ่งอาจเป็นผลมาจากค่า scan length ที่ใช้ในงานทางรังสีรักษามีค่ามากกว่า นอกจากนี้ทั้งค่า CTDI_{vol} และ DLP ยังสูงกว่าค่าที่รายงานจากการศึกษาก่อนหน้า ของ Kanda R. และคณะ^[11]

สำหรับบริเวณอู่เชิงกราน ผลการศึกษาพบว่า ค่า CTDI_{vol} และ DLP ของงานวิจัยนี้มีค่าใกล้เคียงกับงานของ Zalokar N. และคณะ^[7] แต่สูงกว่าค่าที่รายงานโดย ทินกร ดอนมูล และคณะ^[6] ประมาณร้อยละ 30 แม้ว่าทั้งสามการศึกษาจะใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาเช่นเดียวกัน แต่ความแตกต่างเมื่อเทียบกับงานของทินกร และคณะ อาจเกิดจากความแตกต่างของการใช้ระบบ AEC หรือจากการตั้งค่าพารามิเตอร์อื่น ๆ สำหรับการสร้างภาพในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ คณะยี้ห้อ

จากที่กล่าวมาก่อนหน้าเมื่อเปรียบเทียบกับค่าอ้างอิงของ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์^[5] พบว่าค่า DLP ที่ได้จากงานวิจัยนี้มีค่าสูงกว่าทุกบริเวณ ได้แก่ สมอง และทรวงอก สะท้อนให้เห็นว่าปริมาณรังสีที่ใช้จริงอาจสูงกว่าค่ามาตรฐานระดับประเทศ อย่างไรก็ตาม ข้อมูลของ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์เป็นค่ามาตรฐานที่ได้จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทางรังสีวินิจฉัย ซึ่งอาจแตกต่างจากเครื่องที่ใช้ในงานรังสีรักษา เช่น การคงค่า kVp ไว้ที่ 120 kVp โดยทั่วไปทางรังสีรักษาจะไม่ปรับค่า kVp ตามขนาดของผู้ป่วย หรือบริเวณที่ทำการสร้างภาพ อีกทั้งขนาด gantry ที่ใหญ่กว่า ทำให้ระยะ SSD มากขึ้น และต้องปรับค่าพารามิเตอร์เพื่อให้ได้คุณภาพของภาพที่เพียงพอ นอกจากนี้ ระยะการสแกนในการวางแผนทางรังสีรักษามักยาวกว่าการตรวจวินิจฉัย เพื่อครอบคลุมก้อนมะเร็งและอวัยวะเสี่ยงที่ต้องประเมินปริมาณรังสีสอดคล้องกับรายงานของ Sanderud A. และคณะ^[12] ที่พบว่า ค่า CTDI_{vol} และ DLP ของการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อจำลองการรักษามีแนวโน้มสูงกว่าการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์เพื่อการวินิจฉัย เนื่องจากวัตถุประสงค์ของการสร้างภาพต่างกัน โดยการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาเน้นความถูกต้องและความแม่นยำของภาพสำหรับการวางแผนการรักษา มากกว่าการลดปริมาณรังสีตามหลักการ optimization ของงานรังสีวินิจฉัย

นอกจากนี้ การวิเคราะห์ความสัมพันธ์แสดงให้เห็นว่า อายุ น้ำหนัก และส่วนสูง มีความสัมพันธ์ต่ำมากกับค่า CTDI_{vol} ในทุกบริเวณ ขณะที่พารามิเตอร์ scan length มีความสัมพันธ์เชิงบวกสูงมากกับค่า DLP โดยเฉพาะในบริเวณสมอง ทรวงอก และอู่เชิงกราน ซึ่งตอกย้ำว่า การควบคุมความยาวการสแกนเป็นปัจจัยสำคัญในการลดปริมาณรังสีโดยไม่กระทบคุณภาพของภาพ

ทั้งนี้ จากการตรวจสอบความสัมพันธ์ระหว่างค่า scan length และค่า DLP ของบริเวณศีรษะและลำคอ พบว่าเมื่อควบคุมตัวแปร CTDI_{vol} แล้ว โดยจัดกลุ่มข้อมูลตามค่า CTDI_{vol} และวิเคราะห์เป็นรายกลุ่ม พบว่าความสัมพันธ์ระหว่างสองตัวแปรดังกล่าวมีระดับสูงมาก (ภาพที่ 1) ซึ่งสอดคล้องกับแนวโน้มความสัมพันธ์ที่พบในบริเวณอื่น ๆ

ข้อจำกัดของการศึกษา คือ เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาที่ใช้ในการศึกษานี้ ไม่มีระบบ AEC ทำให้ไม่สามารถปรับค่า mAs อัตโนมัติตามลักษณะทางกายวิภาคและขนาดตัวผู้ป่วย อีกทั้งบางบริเวณมีการใช้พารามิเตอร์คงที่ นอกจากนี้ยังไม่ได้มีการหาค่าดัชนีขนาดผู้ป่วย เช่น water-equivalent diameter ทำให้ไม่สามารถคำนวณค่า size-specific dose estimate (SSDE) ได้

ข้อเสนอแนะ คือ ควรมีการปรับปรุงโปรโตคอลให้เหมาะสมกับขนาดผู้ป่วย เช่น การกำหนด scan length ที่เหมาะสม และการใช้ chart ปรับค่า mAs ตามความหนาของผู้ป่วยกรณีที่ไม่มี AEC รวมถึงควรพิจารณาการใช้ iterative reconstruction เพื่อลดค่า mAs โดยไม่กระทบคุณภาพของภาพ ทั้งนี้ ค่า DRLs ไม่ควรถูกใช้เป็น dose limit โดยตรง แต่ควรใช้เป็นเครื่องมือสำหรับการเฝ้าระวังและปรับปรุงคุณภาพ เพื่อสร้างสมดุลระหว่างคุณภาพของภาพและความปลอดภัยของผู้ป่วย

ข้อสรุป

จากการศึกษานี้สามารถกำหนดค่า typical values ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาได้ โดยพบว่าค่า $CTDI_{vol}$ สำหรับการสร้างภาพในบริเวณสมอง ศีรษะและลำคอ ทรวงอก และ อุ้งเชิงกราน มีค่า 41.6, 21.5, 14.8 และ 17.8 mGy ตามลำดับ และค่า DLP เท่ากับ 1,279.3, 929.75, 644.15 และ 674.75 mGy-cm ตามลำดับ ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ชี้ให้เห็นว่า scan length เป็นปัจจัยที่มีผลต่อค่า DLP มากที่สุด ขณะที่ข้อมูลพื้นฐานของผู้ป่วย ได้แก่ อายุ น้ำหนัก และส่วนสูง มีความสัมพันธ์ต่ำมากกับทั้ง $CTDI_{vol}$ และ DLP ข้อมูลที่ได้จากการศึกษานี้สามารถใช้เป็นแนวทางในการกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงที่เหมาะสมสำหรับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา อีกทั้งควรขยายการศึกษาในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาเพิ่มเติม เพื่อจัดทำค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในระดับที่ครอบคลุมและเป็นมาตรฐานมากยิ่งขึ้นในอนาคต

กิตติกรรมประกาศ

ผู้วิจัยขอขอบคุณเจ้าหน้าที่หน่วยรังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนเรศวร ที่ให้ความอนุเคราะห์ในการใช้เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษาและอำนวยความสะดวกในการเก็บข้อมูล รวมทั้งขอขอบคุณภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ และหน่วยวิจัยด้านสหวิทยาการสุขภาพและวิทยาศาสตร์ข้อมูล มหาวิทยาลัยนเรศวร ที่ให้การสนับสนุนตลอดการดำเนินการวิจัย นอกจากนี้ผู้วิจัยขอขอบคุณกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข สำหรับข้อมูลการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในช่วงปี พ.ศ. 2564–2566 ซึ่งมีส่วนสำคัญต่อความถูกต้องของผลการศึกษา

เอกสารอ้างอิง

1. Osman H, Raafat BM, Faizo NL, Ahmed RM, Alamri S, Alghamdi AJ, et al. Exposure levels of CT and conventional X-ray procedures for radiosensitive pelvic organ in Saudi Arabia. *J Radiat Res Appl Sci* 2021;14:449–55.
2. International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP Publication 103). *Ann ICRP* 2007;37(2–4):1332.
3. Author on behalf of ICRP. Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging (ICRP Publication 135). *Ann ICRP* [Internet] 2017;46:1–144.
4. International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2007.
5. กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยทางการแพทย์ ของประเทศไทย 2566. นนทบุรี: บริษัท ปิยอนด์พับลิชชิง จำกัด; 2566.
6. Donmoon T, Chusin T. Establishment of typical dose levels for computed tomography of the pelvis region in radiotherapy simulation procedures. *J. Thai Assoc Radiol Oncol* 2023;29: R23–33.
7. Zalokar N, Žager Marciuš V, Mekiš N. Establishment of national diagnostic reference levels for radiotherapy computed tomography simulation procedures in Slovenia. *Eur J Radiol* 2020;127:108979.
8. กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข. ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยทางการแพทย์ ของประเทศไทย 2564. นนทบุรี: บริษัท ปิยอนด์พับลิชชิง จำกัด; 2564.
9. International Atomic Energy Agency. Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications [Internet]. No. 19. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2012. Available from: <http://www.iaea.org/Publications/index.html>
10. Hinkle D, Wiersma W, Jurs S. Solutions manual: Applied statistics for the behavioral sciences. Houghton Mifflin; 1988.
11. Kanda R, Akahane M, Koba Y, Chang W, Akahane K, Okuda Y, et al. Developing diagnostic reference levels in Japan. *Jpn J Radiol* 2021;39:307–14.
12. Sanderud A, England A, Hogg P, Fosså K, Svensson SF, Johansen S. Radiation dose differences between thoracic radiotherapy planning CT and thoracic diagnostic CT scans. *Radiog* 2016;22: 107–11.



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

<https://www.thastro.org>