



Journal of Thai Association of Radiation Oncology

Volume 27 Issue 2 July – December 2021

Original Articles

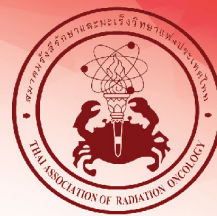
- Performance evaluation of myQA Daily for output constancy check on linear accelerator
- Comparison of physical dose distributions of a carbon ion radiotherapy treatment plan obtained from matRad treatment planning system and PHITS Monte Carlo simulation
- The comparison of late complications between 2D conventional radiotherapy and 3D conformal radiotherapy with adjuvant chemotherapy for patients with rectal cancer in Siriraj Hospital
- Development of ^{192}Ir HDR brachytherapy phantom for dosimetric verification and source positioning accuracy
- Optimal Gating Window for Respiratory-Gated Pencil Beam Scanning Proton Therapy for Lung Cancer: A pilot study
- Feasibility of increasing heart to chest wall distance and relationship between respiratory amplitude and heart to chest wall distance in left breast cancer radiotherapy using abdominal compression
- Premature discontinuation of palliative radiotherapy: Experience at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society
- Comparison of set-up error for prostate cancer patients among three immobilization devices in Intensity modulated radiation therapy technique
- Comparison of setup uncertainties of two immobilization devices for pelvic external beam radiotherapy

ISSN 2730-177X (Online)

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย



Thai Association of Radiation Oncology



รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2564-2566

คณะกรรมการบริหาร

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ชลเกียรติ	ขอประเสริฐ	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	นายกสมาคม
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงมณฑนา	ธนะไชย	โรงพยาบาลรามาริบัติ	อุปนายก 1
ศาสตราจารย์แพทย์หญิงอัมใจ	ชิตาพนารักษ์	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏเชียงใหม่	อุปนายก 2 และประธานฝ่ายวิเทศสัมพันธ์ และภาพลักษณ์องค์กร
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกาญจนา	โชติเลอศักดิ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เลขาธิการ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์จักรพงษ์	จักกาทร์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพุดพิพรรณ	พัทวิพงศ์	โรงพยาบาลรามาริบัติ	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงนันทกานต์	อภิโรตมภ์	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงจันจิรา	เพชรสุศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 3
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ (พิเศษ) แพทย์หญิงกิตติวดี	ศักดิ์ศรีชัย	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	รองฝ่ายวิเทศสัมพันธ์ และภาพลักษณ์องค์กร และรองประธานฝ่ายสารสนเทศ
รองศาสตราจารย์นายแพทย์เอกสิทธิ์	ธราวิจิตรกุล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏเชียงใหม่	ประธานฝ่ายวิจัย
ศาสตราจารย์นายแพทย์ชวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์เต็มศักดิ์	พิงศ์มี	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงปฐมพร	ศิริประภาศิริ	สถาบันมะเร็งแห่งชาติ	ประธานฝ่ายสนับสนุนการจัดระบบบริการ
แพทย์หญิงชลณีย์	คล้ายทอง	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏ	รองประธานฝ่ายสนับสนุนการจัดระบบบริการ
น.อ.แพทย์หญิงหม่อมหลวงอภิรัตน์	กฤตการ	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายกฎหมาย
นายแพทย์ธราธร	ดุงคะสมิต	โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี	รองฝ่ายกฎหมาย
ดร.แพทย์หญิงณปภัช	อมรวิเชษฐ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เหรียญกษาปณ์
ว่าที่ร้อยตรี นายแพทย์ปิยะ	ประทีปเสนา	โรงพยาบาลราชวิถี	นายทะเบียน
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงชมพร	สีตะธนี	โรงพยาบาลรามาริบัติ	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ศรีชัย	ครุสันธิ์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงธนาทิพย์	ตันติวัฒน์	โรงพยาบาลศิริราช	คณะกรรมการกลาง
พ.อ.แพทย์หญิงศิริทิพย์	ทรงวุฒิวิชัย	โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า	คณะกรรมการกลาง
นายแพทย์จิรศักดิ์	สุชาบุรณ์	โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี	คณะกรรมการกลาง
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงศศิกาญจน์	จำจด	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์นายแพทย์พิทยา	ด่านกุลชัย	โรงพยาบาลศิริราช	คณะกรรมการกลาง

คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์จักรพงษ์	จักกาทร์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพุดพิพรรณ	พัทวิพงศ์	โรงพยาบาลรามาริบัติ	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงนันทกานต์	อภิโรตมภ์	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงจันจิรา	เพชรสุศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 3



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย Thai Association of Radiation Oncology

รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2564-2566

คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์หญิงกิริติกันต์	บุญญาวรรณ	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
ดร.แพทย์หญิงอนุสรรา	ประยงค์รัตน์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
นายแพทย์เพทาย	รอตละมูล	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ

คณะกรรมการฝ่ายวิจัย

รองศาสตราจารย์นายแพทย์เอกสิทธิ์	ธราวิชิตกุล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ประธานฝ่ายวิจัย
รองศาสตราจารย์นายแพทย์กุลธร	เทพมงคล	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์หญิงจิราพร	เสตกรณกุล	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
นายแพทย์ชัยรัตน์	โล่วณิชเกียรติกุล	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
น.ต.แพทย์หญิงกนกพิศ	ไต้หวันชัย	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
แพทย์หญิงจิตติพร	จารุเอียร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย

คณะกรรมการฝ่ายปฎิคม

น.อ.แพทย์หญิงหม่อมหลวงอภิตี	กฤดากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายปฎิคม
นายแพทย์ธรรธร	ตุ่งคะสมิต	โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี	รองฝ่ายปฎิคม
นายแพทย์เพชร	อลิสานนท์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายปฎิคม

คณะกรรมการฝ่ายวารสาร

ศาสตราจารย์นายแพทย์ชวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ (พิเศษ) แพทย์หญิงชนมณีนภา นันทวิทยา		โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
แพทย์หญิงจิตติพร	จารุเอียร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทวีป	แสงแห่งธรรม	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
ดร.พวงเพ็ญ	ตั้งบุญดวงจิต	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์หญิงพิมพ์ขวัญ	กำเนิดศุภผล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร

คณะกรรมการฝ่ายสารสนเทศ

รองศาสตราจารย์นายแพทย์เต็มศักดิ์	พิงรัตน์	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์(พิเศษ)แพทย์หญิงกิตติวดี ศักดิ์ศรีชัย		โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ชวลิต	หลักดี	โรงพยาบาลพุทธชินราช	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ภูริวัฒน์	เมื่องวงศ์	โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ยศดนัย	นาเมืองจันทร์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ



ที่ปรึกษา

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ปี พ.ศ. 2564- 2566

รายชื่อที่ปรึกษา

ศาสตราจารย์เกียรติคุณนายแพทย์ไพรัช เทพมงคล
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงพวงทอง ไกรพิบูลย์
ศาสตราจารย์เกียรติคุณนายแพทย์วิชาญ หล่อวิทยา
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงลักขณา โพชนุกูล
พลอากาศตรีนายแพทย์เอกชัย วิเศษศิริ
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงวิมล สุขถมยา

นายแพทย์ยงยุทธ คงธนรัตน์
รองศาสตราจารย์พลตรีแพทย์หญิงพรศรี คัดชอบ
รองศาสตราจารย์พลตรีนายแพทย์ประมุข พรหมรัตน์พงศ์
ศาสตราจารย์นายแพทย์พิทยภูมิ ภัทรนธพร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ประเสริฐ เลิศสงวนสินชัย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงสมใจ แดงประเสริฐ

อาจารย์อาวุโส สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงสายสรวง อุณหนนันท์
นายแพทย์สิริศักดิ์ ภูริพัฒน์
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ภิญโญ กำภู ณ อยุธยา
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุรีย์ จิตะฐาน
รองศาสตราจารย์นายแพทย์วิสุทธิ์ วุฒิพลักษ์
นายแพทย์พิศิษฐ์ ศิริสุข
รองศาสตราจารย์นายแพทย์จติ สุขถมยา
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์อนันต์ โทณสิน
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุพัตรา แสงรุจิ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์โรจน์รุ่ง สุวรรณสุทธิ
นายแพทย์สมชาย วัฒนาอาภรณ์ชัย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ประยุทธ์ โรจน์พรประดิษฐ์
นายแพทย์ณรงค์พล เทียนทอง
แพทย์หญิงสายพิน ตั้งศรีชัด
นายแพทย์ธนเดช สินธุเสก
นายแพทย์สมคิด เพ็ญพัธกุล
นายแพทย์ศักดิ์พิสิษฐ์ นวสิริ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์นพพล อัสวเมธา
ศาสตราจารย์นายแพทย์ทองปลิว เปรมปรี

แพทย์หญิงสุนันทา ศรีสุบัติ-พลอยส่องแสง
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์วิรัตน์ ไพรัชเวทย์
รองศาสตราจารย์นายแพทย์วรชัย ตั้งวรพงศ์ชัย
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงมณฑียร เปลี
นายแพทย์ชาญชัย จารุพาณิชย์กุล
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงเยาวลักษณ์ ขาญศิลป์
นายแพทย์อภิชาติ พานิชชีวลักษณ์
นายแพทย์ชนวิรัตน์ เทชะวิบูล
รองศาสตราจารย์นายแพทย์โสภณ กัมพลพันธ์
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุพัตรา แสงรุจิ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ โรจน์รุ่ง สุวรรณสุทธิ
นายแพทย์สมชาย วัฒนาอาภรณ์ชัย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ ประยุทธ์ โรจน์พรประดิษฐ์
นายแพทย์ณรงค์พล เทียนทอง
แพทย์หญิงสายพิน ตั้งศรีชัด
นายแพทย์ธนเดช สินธุเสก
นายแพทย์สมคิด เพ็ญพัธกุล
นายแพทย์ศักดิ์พิสิษฐ์ นวสิริ

Content

มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 27 ฉบับที่ 2 กรกฎาคม - ธันวาคม 2564

- 03 คณะกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2564 - 2566
- 05 ที่ปรึกษาสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2564 - 2566
- 08 บรรณาธิการแถลง
-
- R1 การประเมินประสิทธิภาพเครื่อง myQA Daily สำหรับการวัดปริมาณรังสีของเครื่องเร่งอนุภาค
Performance evaluation of myQA Daily for output constancy check on linear accelerator
นภปณท์ ไสววรรณ, ปณิดา ศิลป์ประกอบ, ภัทราวดี พรหมเหลื่อม, สรจรัส อุณหศิริ, ศักดา กิ่งแก้ว
- R13 การเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีกายภาพจากแผนการรักษาด้วยการฉายลำอนุภาคคาร์บอนที่ได้จากโปรแกรมวางแผนการรักษา matRad และโปรแกรมมอนติคาร์โล PHITS
Comparison of physical dose distributions of a carbon ion radiotherapy treatment plan obtained from matRad treatment planning system and PHITS Monte Carlo simulation
เกศสุดา จันแก้ว, กิตติพล เดชะวรกุล, เขียรสิน เลี่ยมสุวรรณ
- R27 การเปรียบเทียบผลข้างเคียงระยะยาวระหว่างการฉายรังสี 2 มิติ และการฉายรังสี 3 มิติ เมื่อให้เป็นการรักษาเสริมร่วมกับยาเคมีบำบัดในผู้ป่วยมะเร็งลำไส้ตรงที่รักษาที่โรงพยาบาลศิริราช
The comparison of late complications between 2D conventional radiotherapy and 3D conformal radiotherapy with adjuvant chemotherapy for patients with rectal cancer in Siriraj Hospital
วุฒิศิริ วีรสาร, เพ็ญทิพา เสรีพิทักษ์กุล
- R43 การพัฒนาหุ่นจำลองสำหรับประเมินปริมาณรังสีและตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม-192 ในทางรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง
Development of ^{192}Ir HDR brachytherapy phantom for dosimetric verification and source positioning accuracy
เจษฎาพร ธาทรทรัพย์, เณศรา พัฒนพันธ์, ศักดา กิ่งแก้ว, ลัคนา อภิปัญญาโสภณ
- R60 ขนาดของช่วงการฉายรังสีต่อรอบการหายใจที่เหมาะสมสำหรับการฉายอนุภาคโปรตอนด้วยเทคนิคการสแกนลำรังสีขนาดเล็กตามจังหวะการหายใจเพื่อการรักษาโรคมะเร็งปอด: การศึกษานำร่อง
Optimal Gating Window for Respiratory-Gated Pencil Beam Scanning Proton Therapy for Lung Cancer: A pilot study
ณัฐกานต์ กิจทิวา, เขียรสิน เลี่ยมสุวรรณ, จีรศักดิ์ คำฟองเครือ, ศศิกาญจน์ จำจด, สุมณา ปะดุกา
- R76 ความเป็นไปได้ในการเพิ่มระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกและความสัมพันธ์ของแอมพลิจูด การหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกในการฉายรังสีมะเร็งเต้านมซ้าย โดยการใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง
Feasibility of increasing heart to chest wall distance and relationship between respiratory amplitude and heart to chest wall distance in left breast cancer radiotherapy using abdominal compression
สิรดา เขียนเมืองน้อย, พิษณุภรณ์ กลั่นกลิ่น, สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์
- R91 การยุติการฉายรังสีของผู้ป่วยประคับประคองก่อนกำหนดในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
Premature discontinuation of palliative radiotherapy: Experience at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society
ฐิติรัตน์ เดียงหงษากุล, ฐนัชชา ชลประดิษฐ์, พันทิพา อุณหศิริ, นุสรา อาภาเศรษฐสกุล

Content

มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 27 ฉบับที่ 2 กรกฎาคม - ธันวาคม 2564

R102

การเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของการจัดท่าผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงสามชนิดในเทคนิคการฉายรังสีความเข้ม

Comparison of set-up error for prostate cancer patients among three immobilization devices in Intensity modulated radiation therapy technique

วิมลมาศ ทองงาม, สุมาลี ยับสันเทียะ

R116

การเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าผู้ป่วยโดยใช้อุปกรณ์ยึดตรึง 2 ชนิด สำหรับการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน

Comparison of setup uncertainties of two immobilization devices for pelvic external beam radiotherapy

ชุติมา วัจนะวณิชประภา, เผด็จ ยอดใจ, พิมลพรรณ ช้างแก้ว, ชมพร สีตะธนี, ศุภลักษณ์ ขจรคำ



บรรณาธิการแถลง

เจ้าของ

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วัตถุประสงค์

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

นโยบายการพิจารณาบทความ

บทความทุกบทความจะต้องผ่านการพิจารณาโดยผู้ทรงคุณวุฒิในสาขาที่เกี่ยวข้องอย่างน้อย 2 ท่าน แบบผู้ทรงคุณวุฒิและผู้แต่งไม่ทราบชื่อกันและกัน (double-blind review)

กำหนดออก

วารสารตีพิมพ์เผยแพร่ 2 ฉบับต่อปี ฉบับที่ 1 มกราคม - มิถุนายน 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/jtaro/index>

ที่ปรึกษา

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

บรรณาธิการ

ศ.นพ.ชาลิต เลิศบุษยานุกุล

รองบรรณาธิการ

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

กองบรรณาธิการ

รศ.นพ. เอกสิทธิ์ อรวาจิตรกุล ศ.ดร.สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์
ศ.นพ.ธนาพันธุ์ พิรวงศ์ รศ.พญ.พุมิพรรณ พัทธพิทักษ์
อ.นิภา ชุมสุวรรณ ศ.พญ.จิราพร เสตกรณกุล
รศ.ลลิตา ดันติภูมิอมร อ.ธง โชติชุตินันท์
อ.แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์

ผู้ประสานงานกองบรรณาธิการ

ชั้นยศร์มณี ตีวรรณวงศ์

ฝ่ายศิลปกรรม

วรัญญา อาศัยศาสน์

โลกอยู่กับโรคโควิด 19 มาครบ 2 ปีพอดี องค์ความรู้เกี่ยวกับการดูแลรักษาโรคก็มีความเข้าใจมากขึ้นเรื่อยๆ ความก้าวหน้าทางวิชาการไม่ว่าสาขาใดๆ เกิดจากความร่วมมือของนักวิจัยทั่วโลก วารสาร Thai Journal of Thai Association of Radiation Oncology ก็เช่นกัน ได้รับความร่วมมืออย่างดียิ่งจากนักวิจัยในประเทศไทย ได้แก่ แพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์ นักรังสีเทคนิค พยาบาล และนักวิจัยอิสระ ทำให้มีบทความอันทรงคุณค่า เพื่อต่อยอดความรู้ด้านมะเร็งวิทยาของประเทศไทย

การประเมินประสิทธิภาพเครื่อง myQA Daily สำหรับการวัดปริมาณรังสี ของเครื่องเร่งอนุภาค

Performance evaluation of myQA Daily for output constancy check on linear accelerator

นภินต์ โสวรรณ¹, ปณิดา ศิลป์ประกอบ¹, ภัทราวดี พรหมงูเหลือม¹, สรจรส อุนห์ศิริ², ศักดา กิ่งแก้ว²

¹ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์การแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร

²สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

ผู้พิมพ์ประสานงาน

ศักดา กิ่งแก้ว

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

อีเมล: keng_rtmu@hotmail.com

Noppin Sowanna¹, Panida Silprakob¹, Pattaravadee Promngluem¹, Sornjarod Oonsiri², Sakda Kingkaew²

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

²Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn University, Thai Red Cross Society, Bangkok

Corresponding author

Sakda Kingkaew

Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn University, Thai Red Cross Society, Bangkok

E-mail: keng_rtmu@hotmail.com

Submitted: April 8, 2021

Revised: June 29, 2021

Accepted: June 30, 2021

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: เครื่อง myQA Daily เป็นเครื่องมือสำหรับการประกันคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาค สามารถทดสอบได้ทั้ง dose output, flatness, symmetry, center, field size และ energy นอกจากนี้มี temperature sensor และ pressure sensor เพื่อใช้วัดอุณหภูมิและความดัน

วัตถุประสงค์: เพื่อประเมินประสิทธิภาพของเครื่อง myQA Daily ซึ่งเป็นอุปกรณ์สำหรับการควบคุมคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาคประจำวัน

วัสดุและวิธีการ: ในการประเมินประสิทธิภาพใช้เครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBEAM ทดสอบรังสีโฟตอนที่พลังงาน 6 MV และลำอนุภาคอิเล็กตรอนที่พลังงาน 9 MeV พารามิเตอร์ที่ใช้ในการประเมินประสิทธิภาพ ประกอบด้วย short term reproducibility, linearity, temperature, pressure, dose rate และ output constancy จากนั้นเปรียบเทียบกับค่าที่ได้จากเครื่อง myQA Daily กับหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน, เทอร์โมมิเตอร์ และ บารอมิเตอร์

ผลการศึกษา: จากการศึกษาพบว่าเครื่อง myQA Daily มีค่า coefficient of variation ของ short-term reproducibility $< 0.05\%$ มีการตอบสนองต่อรังสีแบบเป็นเส้นตรง อุณหภูมิและความดันที่วัดจาก sensor ภายในมีความน่าเชื่อถือเหมือนกับเทอร์โมมิเตอร์และบารอมิเตอร์ที่ได้รับการสอบเทียบแล้ว สำหรับการทดสอบ dose rate dependent พบว่าปริมาณรังสีแปรผันอยู่ในช่วง 0.30% และการทดสอบ Output constancy เปรียบเทียบระหว่างเครื่อง myQA Daily กับหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันมีความแตกต่างที่มากที่สุด 1.30%

ข้อสรุป: เครื่อง myQA Daily มีความน่าเชื่อถือและสามารถใช้ประเมินประสิทธิภาพของเครื่องเร่งอนุภาคประจำวันได้

คำสำคัญ: เครื่องเร่งอนุภาค, myQA Daily, การประกันคุณภาพ

Abstract

Background: The myQA Daily device is a daily quality control device for controlling machine-specific parameters, such as dose output, flatness, symmetry, center, field size, and energy. The myQA Daily device also contains temperature sensors and pressure sensors for measuring temperature and pressure.

Objective: To evaluate the performance of the myQA Daily device as a daily quality control device for a linear accelerator.

Materials and Methods: Performance evaluation was performed using Varian TrueBEAM linear accelerator at 6 MV photon beams and 9 MeV electron beams. The evaluating parameters consist of short-term reproducibility, linearity, temperature and pressure, dose rate and output constancy. Measurements of the machine using the myQA daily device were compared to ionization chamber, thermometer and barometer.

Results: The coefficient of variation for the myQA Daily short-term reproducibility was 0.05% and also showed a linear dose output response. On temperature and pressure test, the myQA Daily

agreed with calibrated thermometer and barometer. The variation of dose rate was within 0.30%. Over the period, the myQA Daily output constancy agreed with the ionization chamber to within 1.30%.

Conclusion: The myQA Daily device is reliable as an ionization chamber for routine quality assurance of linear accelerator.

Keywords: Linear accelerator, myQA Daily, Quality assurance

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R1-R12

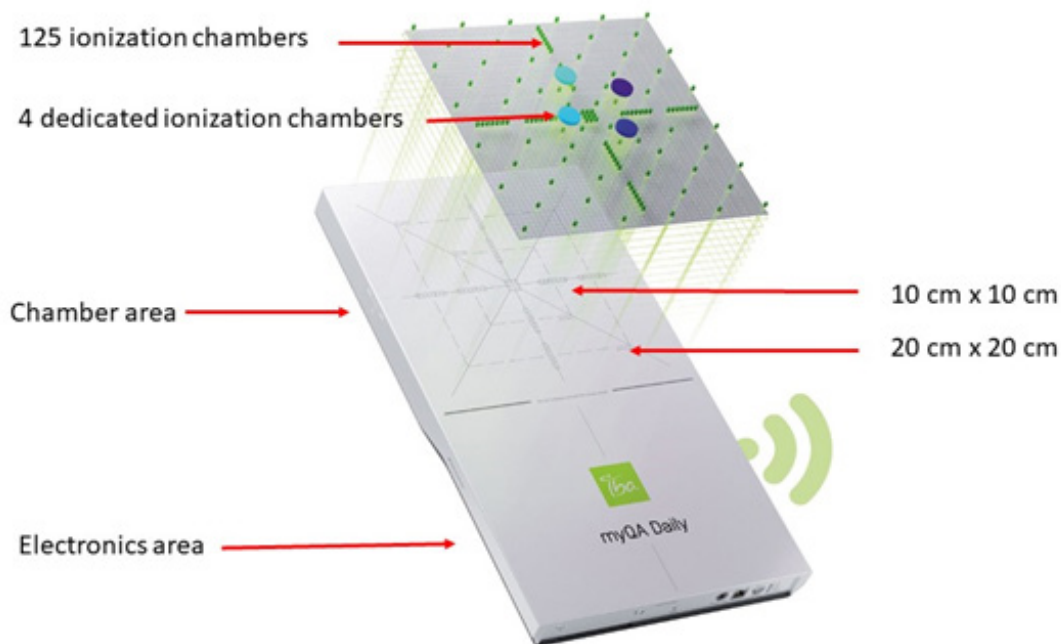
บทนำ

รังสีรักษาเป็นกระบวนการนำรังสีมาใช้ในการรักษาผู้ป่วยในรูปแบบต่าง ๆ ส่วนมากนำมารักษาผู้ป่วยมะเร็ง อาจให้รังสีเพียงอย่างเดียวหรือร่วมกับการผ่าตัดและหรือยาเคมีบำบัดร่วมด้วย^[1] ในปัจจุบันมีการใช้เครื่องเร่งอนุภาคเพื่อมาใช้ในการฉายรังสีทั้งเทคนิคแบบธรรมดาไปจนถึงเทคนิคที่ซับซ้อนและให้ปริมาณรังสีสูงในครั้งเดียว ซึ่งถ้าเกิดความผิดพลาดขึ้นจะทำให้เกิดความเสียหายอย่างมากต่อผู้ป่วย เพราะฉะนั้นการประกันคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาคจึงมีความจำเป็นอย่างมาก และต้องอาศัยอุปกรณ์ทดสอบที่มีความถูกต้องแม่นยำสูง

การประกันคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาคทางการแพทย์อ้างอิงตาม AAPM Task Group 142 ซึ่งปรับปรุงมาจาก AAPM Task Group 40 โดยมีการเพิ่มเติมในเรื่องเทคโนโลยีและอุปกรณ์ใหม่ เช่น Multi-leaf collimator และ Respiratory gating เป็นต้น และเพิ่มเติมในเรื่องของเทคนิคการฉายรังสีแบบใหม่ต่างๆ เช่น Intensity modulated radiation therapy (IMRT), Stereotactic radiosurgery (SRS) โดยความถี่การตรวจสอบคุณภาพของเครื่องมือทางการแพทย์ทั่วไปแบ่งออกเป็น 3 ระดับ คือ รายวัน รายเดือน และรายปี^[2]

เครื่อง myQA Daily (IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) (ภาพที่ 1) เป็นเครื่องมือสำหรับการประกันคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาค ตัวเครื่องมีลักษณะ

เป็นสี่เหลี่ยมผืนผ้า ความยาว 57.6 เซนติเมตร กว้าง 32 เซนติเมตร และสูง 4 เซนติเมตร แบ่งเป็น 2 ส่วน คือ บริเวณอิเล็กทรอนิกส์และบริเวณหัววัดรังสีขนาดพื้นที่ลำรังสี 10x10 และ 20x20 ตารางเซนติเมตร โดยบริเวณหัววัดรังสีสามารถทดสอบได้ทั้ง dose output, flatness, symmetry, center, field size และ energy และในบริเวณอิเล็กทรอนิกส์มี temperature sensor และ pressure sensor เพื่อใช้วัดอุณหภูมิและความดัน ซึ่งในบริเวณหัววัดรังสีนั้นประกอบด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน จำนวน 125 หัววัด ที่ใช้วัดข้อมูลของลำรังสีในการทำการประกันคุณภาพรายวัน คือ dose output, flatness, symmetry, center, field size และ energy หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน จำนวน 4 หัววัด บริเวณตรงกลาง สำหรับวัด photon and electron energy constancy และในแต่ละเส้นกึ่งกลางของบริเวณ myQA Daily มีหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน จำนวน 31 หัววัด เพื่อใช้วัดขนาดพื้นที่ลำรังสีและ penumbra ได้แม่นยำมากขึ้น เครื่อง myQA Daily มี software เฉพาะที่ใช้สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูล แสดงผลการทดสอบ และรวบรวมผลการทดสอบ เพื่อช่วยอำนวยความสะดวกในการใช้งานแก่ผู้ใช้^[3] ซึ่งการนำเครื่องวัดรังสีมาใช้งานต้องศึกษาคุณลักษณะและคุณสมบัติของเครื่องวัดรังสีนั้นก่อน^[4]



ภาพที่ 1 เครื่อง myQA Daily

การศึกษาค้นคว้าวัตถุประสงค์เพื่อประเมินประสิทธิภาพของเครื่อง myQA Daily ซึ่งเป็นอุปกรณ์สำหรับการควบคุมคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาคประจำวัน

วัสดุและวิธีการ

การศึกษาค้นคว้านี้เก็บข้อมูลโดยใช้เครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBEAM (Varian Medical System, Palo Alto, CA) ทดสอบรังสีโฟตอนที่พลังงาน 6 MV และลำอนุภาคอิเล็กตรอนที่พลังงาน 9 MeV โดยการวัดรังสีในการทดลองนี้ ทำการตั้งระยะทางจากแหล่งกำเนิดรังสีถึงจุดศูนย์กลางการหมุนของเครื่อง (SAD) 100 เซนติเมตร และพื้นที่ลำรังสีขนาด 20x20 ตารางเซนติเมตร

เครื่องมือที่ใช้ในการศึกษาค้นคว้านี้ คือ 1) myQA Daily (IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) 2) หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน ขนาด 0.6 ลูกบาศก์เซนติเมตร รุ่น FC65-P (IBA Dosimetry, Schwarzen-

bruck, Germany) 3) เครื่อง Electrometer (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) 4) วัสดุสมมูลเนื้อเยื่อแบบของแข็ง (Gammex RMI, Middleton, WI) 5) บารอมิเตอร์และเทอร์โมมิเตอร์ (Radiation Product Design, Albertville, MN) ที่ผ่านการสอบเทียบสำหรับการตรวจสอบประสิทธิภาพของเครื่อง myQA Daily แบ่งการทดสอบตามในหัวข้อต่อไปนี้

1. Short term reproducibility

การทดสอบทำโดยการฉายรังสีให้กับเครื่อง myQA Daily และหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันร่วมกับวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อแบบของแข็ง จำนวน 10 ครั้ง ทดสอบที่ค่า monitor unit 100 MU ด้วยอัตราปริมาณรังสีต่อหน่วยเวลา 400 MU/min และประเมินความ reproducibility จากค่าร้อยละของ coefficient of variation (%CV) จากสูตรที่ 1

$$\% CV = \frac{S.D.}{\bar{X}} \times 100$$

สูตรที่ 1

เมื่อ S.D. คือ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

$\bar{X}$ คือ ค่าเฉลี่ย

2. Linearity

เพื่อทดสอบความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างสัญญาณที่วัดได้กับปริมาณรังสีดูดกลืน การทดลองนี้ได้ทำการวัดด้วยหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันเปรียบเทียบกับเครื่องวัดรังสี myQA Daily โดย ทดสอบด้วยค่า monitor unit (MU) = 10, 20, 50, 100, 150 และ 200 MU ในแต่ละค่าทำซ้ำจำนวน 3 ครั้ง ที่อัตราปริมาณรังสีต่อหน่วยเวลา 400 MU/min แล้วพิจารณาความสัมพันธ์เชิงเส้นพิจารณาจากค่า coefficient of determination (R-square) ของกราฟ

3. Temperature and Pressure accuracy

เนื่องจากในเครื่องวัดรังสี myQA Daily มี sensor สำหรับวัดอุณหภูมิและความดันในตัว เพื่อทดสอบความถูกต้องของการวัดอุณหภูมิและความดันของเครื่องวัดรังสี myQA Daily การทดลองนี้จึงทำการบันทึกค่าอุณหภูมิและความดันที่วัดได้จาก sensor ที่อยู่ภายในเครื่อง myQA Daily เปรียบเทียบกับเทอร์โมมิเตอร์ และบารอมิเตอร์ เดือนละ 1 ครั้ง เป็นระยะเวลา 5 เดือน

4. Dose rate dependent

เพื่อทดสอบผลกระทบของการเปลี่ยนแปลง dose rate ต่อการวัดปริมาณรังสี จึงทำการศึกษาโดยฉายรังสีให้กับเครื่อง myQA Daily และหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน ทดสอบด้วยอัตราปริมาณรังสีต่อหน่วยเวลา = 100, 200, 300, 400, 500 และ 600 MU/min ในแต่ละค่าอัตราปริมาณรังสีต่อหน่วยเวลา ทำซ้ำจำนวน 3 ครั้ง โดยใช้ค่า MU = 100 ในการทดสอบนี้พิจารณาผลกระทบของการเปลี่ยนแปลง dose rate ต่อการวัดปริมาณรังสีจากค่าสัญญาณที่วัดได้ที่ dose rate ใดๆ normalize กับสัญญาณที่วัดได้ที่ dose rate 400 MU/min ซึ่งเป็น dose rate ปกติที่ใช้ในคลินิก

5. Long-term reproducibility

เพื่อตรวจสอบ consistency ของการวัดปริมาณรังสีเครื่อง myQA Daily จึงทำการศึกษาโดย ฉายรังสีให้กับเครื่อง myQA Daily และหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันร่วมกับวัสดุสมมูลเนื้อเยื่อแบบของแข็ง ทดสอบเดือนละ 1 ครั้ง แต่ละครั้งทำซ้ำจำนวน 3 ครั้ง เป็นระยะเวลา 5 เดือน ทดสอบที่ monitor unit 100 MU ด้วยอัตราปริมาณรังสีต่อหน่วยเวลา 400 MU/min และเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดได้จากเครื่อง myQA Daily กับหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน โดยพิจารณาการเปลี่ยนแปลงจากค่าสัญญาณที่วัดได้แต่ละเดือน normalize กับสัญญาณที่วัดได้ในเดือนแรก

ผลการศึกษา

1. Short term reproducibility

จากผลการทดสอบพบว่า ที่ระดับพลังงาน 6 MV และ 9 MeV ของเครื่อง myQA Daily มีค่า %CV น้อยกว่า 0.05% ซึ่งใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน ดังแสดงในตารางที่ 1

2. Linearity

ผลการทดสอบความสัมพันธ์เชิงเส้นระหว่างสัญญาณกับปริมาณรังสีพบว่า ที่ระดับพลังงาน 6 MV และ 9 MeV ในช่วง 0 ถึง 200 MU มีค่า coefficient of determination (R-square) ของทุกระดับพลังงานมีค่าเท่ากับ 1 ดังแสดงในภาพที่ 2-5

3. Temperature and pressure accuracy

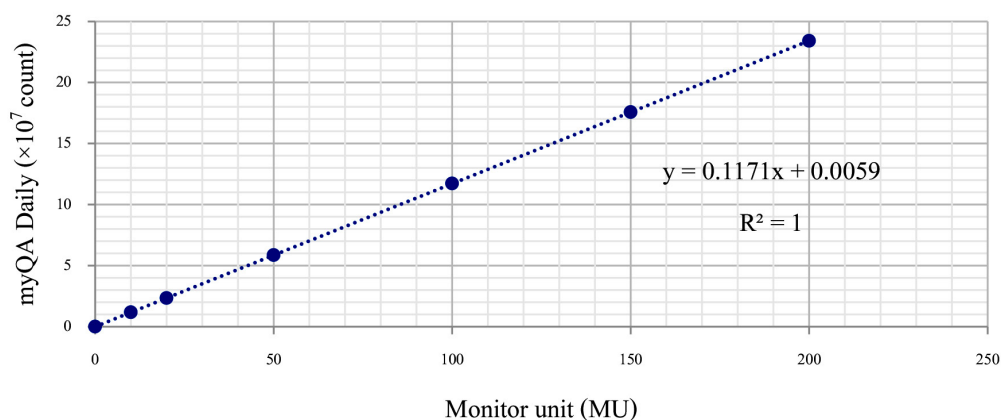
ผลการทดสอบพบว่า ร้อยละความแตกต่างของอุณหภูมิระหว่างเครื่อง myQA Daily และเทอร์โมมิเตอร์ มีค่าอยู่ในช่วงที่น้อยกว่า 0.50% และร้อยละความแตกต่างของความดันระหว่างเครื่อง myQA Daily และบารอมิเตอร์ มีค่าอยู่ในช่วงที่น้อยกว่า 0.10% ดังแสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 1 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากเครื่อง myQA Daily และหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน ที่พลังงาน 6 MV และ 9 MeV

ครั้งที่	6 MV		9 MeV	
	myQA Daily (Counts)	IC (nC)	myQA Daily (Counts)	IC (nC)
1	117590707.9	21.88	112761867.1	22.59
2	117591436.5	21.89	112801438.2	22.57
3	117598778.3	21.87	112766495.1	22.59
4	117568776.2	21.88	112798449.1	22.59
5	117580709.1	21.87	112715211.5	22.57
6	117605091.2	21.88	112728588.3	22.58
7	117568936.7	21.88	112763119.0	22.58
8	117608342.5	21.88	112704842.2	22.60
9	117586549.4	21.90	112739007.6	22.59
10	117588169.0	21.89	112753266.6	22.59
Mean	117588749.7	21.88	112753228.5	22.59
SD	13432.4	0.01	32168.7	0.01
%CV	0.01	0.04	0.03	0.04

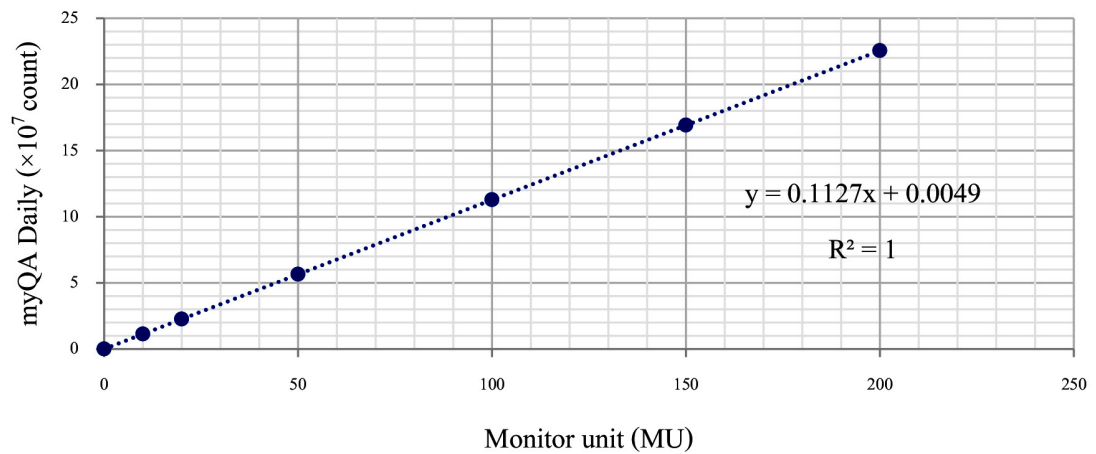
คำย่อ: IC = ionization chamber, nC = nanocoulombs, CV = coefficient of variation, SD = standard deviation

6 MV Linearity of myQA Daily



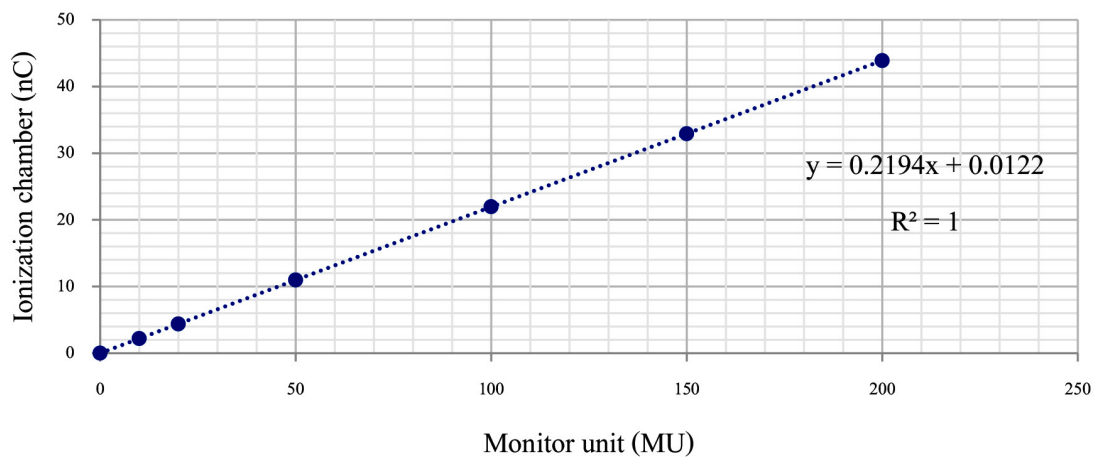
ภาพที่ 2 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากเครื่อง myQA Daily เปรียบเทียบกับค่า monitor unit ที่พลังงาน 6 MV

9 MeV Linearity of myQA Daily



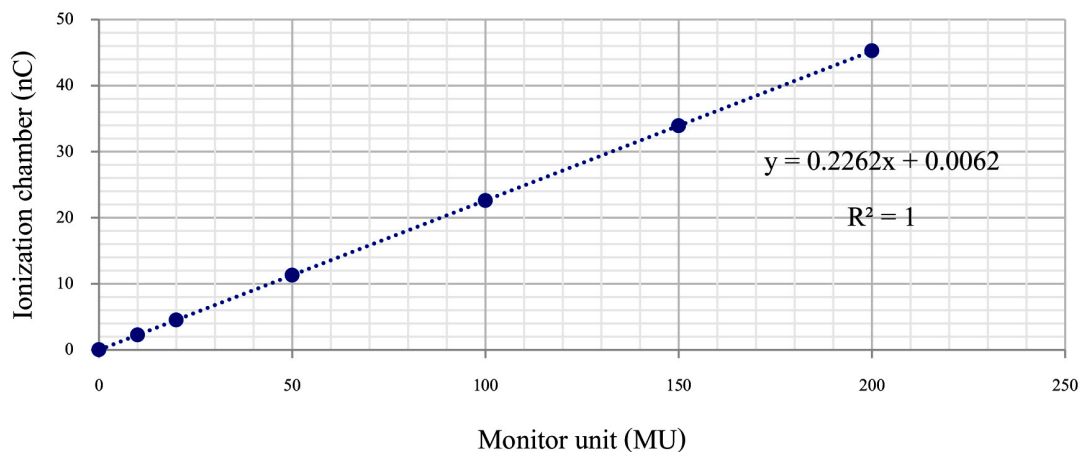
ภาพที่ 3 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากเครื่อง myQA Daily เปรียบเทียบกับค่า monitor unit ที่พลังงาน 9 MeV

6 MV Linearity of Ionization chamber



ภาพที่ 4 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน เปรียบเทียบกับค่า monitor unit ที่ พลังงาน 6 MV

9 MeV Linearity of Ionization chamber



ภาพที่ 5 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน เปรียบเทียบกับค่า monitor unit ที่พลังงาน 9 MeV

ตารางที่ 2 อุณหภูมิ ความดัน และร้อยละความแตกต่าง ที่วัดได้จากเครื่อง myQA Daily เทอร์โมมิเตอร์ แลบบารอมิเตอร์

Number	Temperature (K)			Pressure (hPa)		
	myQA Daily	Thermometer	%Difference	myQA Daily	Barometer	%Difference
1	296.5	295.6	0.32	1008.6	1008.0	0.06
2	296.5	295.2	0.46	1007.2	1007.5	-0.03
3	296.4	295.6	0.27	1007.4	1007.5	-0.01
4	297.5	297.0	0.19	1010.2	1009.5	0.07
5	299.3	298.0	0.45	1010.0	1009.5	0.05

คำย่อ: hPa = hecto pascal, K = kelvin

4. Dose rate dependent

ปริมาณรังสีที่วัดได้จากเครื่อง myQA Daily ที่พลังงาน 6 MV แตกต่างกันมากที่สุด 0.26% และที่พลังงาน 9 MeV แตกต่างกันมากที่สุด 0.10% และหัววัดรังสีไอออนไนเซชันที่พลังงาน 6 MV แตกต่างกันมากที่สุด 0.15% และที่พลังงาน 9 MeV แตกต่างกันมากที่สุด 0.19% ดังแสดงในตารางที่ 3-6

5. Long-term reproducibility

ผลการทดสอบพบว่า ที่ระดับพลังงาน 6 MV เครื่อง myQA Daily กับหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันมีผลการวัดปริมาณรังสีแตกต่างที่มากที่สุด 1.30% และ 9 MeV มีความแตกต่างที่มากที่สุด 0.70% ดังแสดงในภาพที่ 6 และ 7

ตารางที่ 3 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากเครื่อง myQA Daily ณ พลังงาน 6 MV ที่อัตราปริมาณรังสีต่างๆ

Dose rate (MU/min)	Reading (Counts)				Normalized Value
	1	2	3	Mean	
100	117853024.7	117887229.3	117881309.6	117873854.5	100.26
200	117765383.2	117730258.5	117684800.7	117726814.1	100.14
300	117655930.8	117628381.7	117607411.7	117630574.7	100.05
400	117591883.5	117550783.2	117556630.3	117566432.3	100.00
500	117517504.8	117515899.5	117499045.9	117510816.7	99.95
600	117487733.6	117488689.8	117473160.9	117483194.8	99.93

ตารางที่ 4 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากเครื่อง myQA Daily ณ พลังงาน 9 MeV ที่อัตราปริมาณรังสีต่างๆ

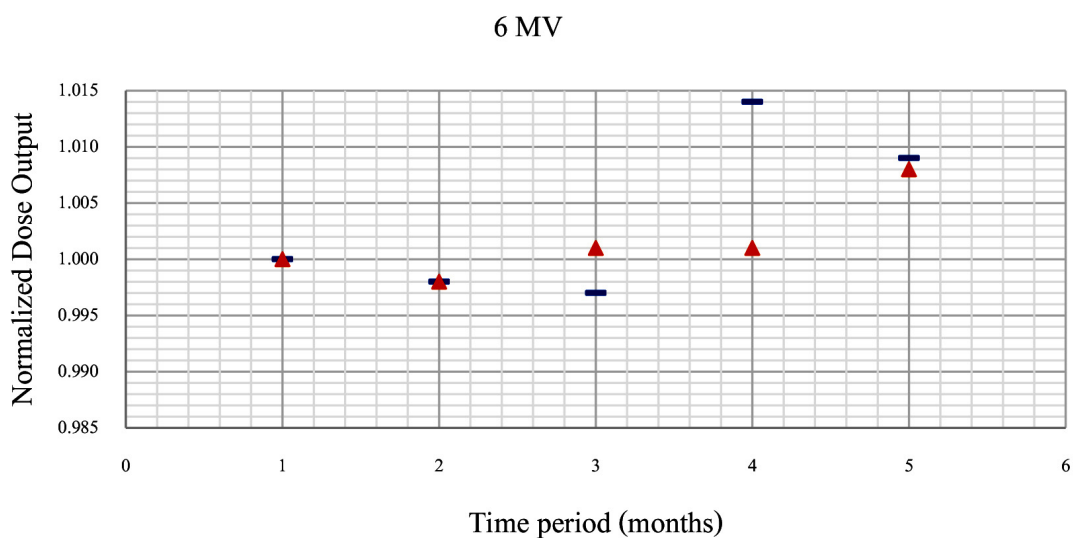
Dose Rate (MU/min)	Reading (Counts)				Normalized Value
	1	2	3	Mean	
100	113203400.0	113233568.7	113163566.6	113200178.4	100.07
200	113234535.5	113208070.9	113270465.2	113237690.5	100.10
300	113252731.0	113180417.2	113162839.0	113198662.4	100.07
400	113143829.6	113097695.0	113129119.8	113123548.1	100.00
500	113146171.4	113067069.5	113108008.9	113107083.3	99.99
600	113095829.5	113112463.5	113148175.8	113118822.9	100.00

ตารางที่ 5 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน ณ พลังงาน 6 MV ที่อัตราปริมาณรังสีต่างๆ

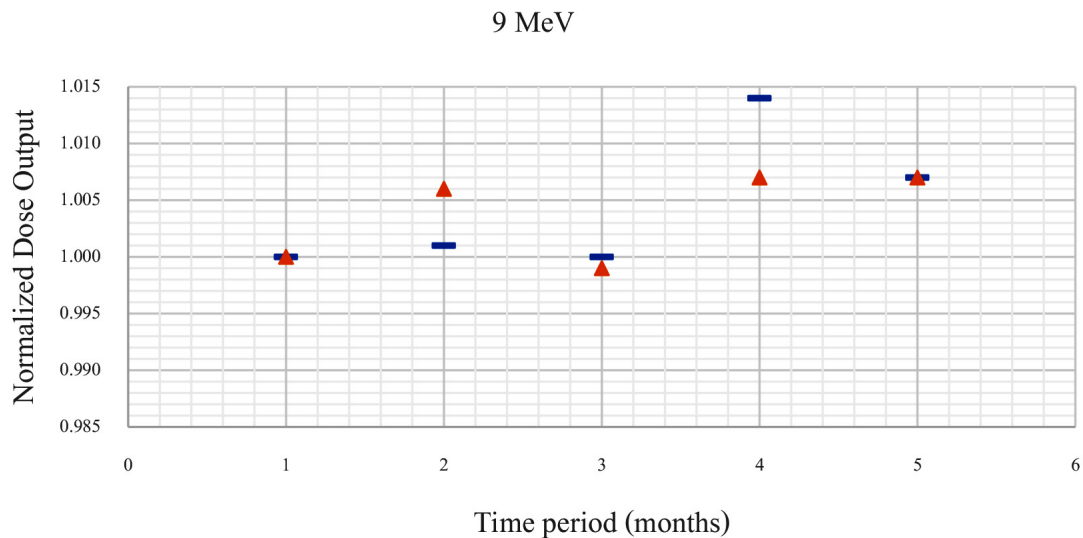
Dose Rate (MU/min)	Reading (nC)				Normalized Value
	1	2	3	Mean	
100	21.86	21.88	21.87	21.87	100.15
200	21.84	21.86	21.85	21.85	100.06
300	21.85	21.84	21.83	21.84	100.02
400	21.83	21.84	21.84	21.84	100.00
500	21.83	21.83	21.82	21.83	99.95
600	21.82	21.82	21.83	21.82	99.94

ตารางที่ 6 ปริมาณรังสีที่วัดได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน ณ พลังงาน 9 MeV ที่อัตราปริมาณรังสีต่างๆ

Dose Rate (MU/min)	Reading (nC)				Normalized Value
	1	2	3	Mean	
100	22.58	22.58	22.59	22.58	99.81
200	22.59	22.61	22.62	22.61	99.91
300	22.62	22.62	22.63	22.62	99.99
400	22.64	22.62	22.62	22.63	100.00
500	22.64	22.64	22.67	22.65	100.10
600	22.67	22.65	22.65	22.66	100.13



ภาพที่ 6 การเปรียบเทียบ output constancy ของเครื่อง myQA Daily กับหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน ที่พลังงาน 6 MV



ภาพที่ 7 การเปรียบเทียบ output constancy ของเครื่อง myQA Daily กับหัววัดรังสีชนิดไอออนเซชัน ที่พลังงาน 9 MeV

บทวิจารณ์

การศึกษานี้พบว่า short term reproducibility ของเครื่อง myQA Daily ที่ระดับพลังงาน 6 MV และ 9 MeV มีค่า coefficient of variation น้อยกว่า 0.05 % ซึ่งใกล้เคียงกับค่าที่ได้จากหัววัดรังสีชนิดไอออนเซชัน และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Michael PB^[5] ที่ทำการทดสอบ MPC beam constancy repeatability ที่กล่าวว่า มีค่า coefficient of variation อยู่ในช่วง $\pm 0.03\%$ และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Binny D^[6] ซึ่งได้จากเครื่อง Daily QA 3 และหัววัดรังสีชนิดไอออนเซชัน ที่กล่าวว่า มีค่า coefficient of variation 0.06 %

Linearity ที่ระดับพลังงาน 6 MV และ 9 MeV ในช่วง 0 ถึง 200 MU มีค่า coefficient of determination (R-square) ของทุกกราฟมีค่าเท่ากับ 1 ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Binny D^[6] ที่กล่าวว่า มีค่า coefficient of determination (R-square) ของ 6 MV และ 9 MeV ที่ได้จากเครื่อง Daily QA 3 และหัววัดรังสีชนิดไอออนเซชัน อยู่ในช่วง 0.9998 และ 0.9996 ตามลำดับ

Output constancy ของเครื่อง myQA Daily กับหัววัดรังสีชนิดไอออนเซชัน มีความแตกต่างที่มากที่สุด 1.30% ซึ่งใกล้เคียงกับงานวิจัยของ Michael PB^[5] ที่ทำการทดสอบ MPC output ระหว่าง MPC software กับหัววัดรังสีชนิดไอออนเซชัน ระยะเวลา 5 เดือน ที่กล่าวว่า มีความแตกต่างกันมากที่สุด อยู่ในช่วง 0.60% และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Binny D^[6] ที่กล่าวว่า มีค่า output constancy ระหว่างเครื่อง Daily QA 3 และหัววัดรังสีชนิดไอออนเซชัน ระยะเวลา 8 เดือน อยู่ในช่วง 2.00%

อย่างไรก็ตาม ค่าความแตกต่างที่นำมาเปรียบเทียบกับงานวิจัยที่กล่าวมาข้างต้น มีความแตกต่างกันของชนิดหัววัดรังสีและลักษณะการวัด ซึ่งเมื่อเปรียบเทียบผลการทดลองจากการศึกษาในครั้งนี้กับผลการทดลองอื่นๆ โดยมีหัววัดรังสีชนิดไอออนเซชันเป็นตัววัดรังสีควบคุมกันพบว่าอยู่ในช่วง 2.00% และจากหนังสือคู่มือของเครื่อง myQA Daily แนะนำว่าก่อนการใช้เครื่อง myQA Daily ควรทำการ warm-up ก่อนทุกครั้ง

ข้อสรุป

ผลการศึกษาวิจัย เรื่อง การประเมินประสิทธิภาพ myQA Daily สำหรับการประกันคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาค สรุปได้ว่าเครื่อง myQA Daily มีความน่าเชื่อถือ

เทียบเท่าหัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน และสามารถใช้ในการประเมินประสิทธิภาพของ output สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคประจำวันได้

เอกสารอ้างอิง

1. สาขารังสีรักษา และมะเร็งวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. รังสีรักษา. 2559 [สืบค้นเมื่อ 19 สิงหาคม 2563]. จาก <https://www.chulacancer.net/>.
2. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin F-F, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 reports: quality assurance of medical accelerator. Med Phys. 2009; 36: 4197-212.
3. IBA Dosimetry GmbH., Schwarzenbruch, Germany. myQA Daily User's Guide. 2019 [Retrieved July 31, 2020]. Available from: <https://www.iba-dosimetry.com/product/myqa-daily/>.
4. Podgorsak E.B. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and student. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005.
5. Michael P Barnes, Peter B Greer. Evaluation of the TrueBeam machine Performance check (MPC) beam constancy checks for flattened and flattening filter-free (FFF) photon beams. J Appl clin Med Phys. 2017; 18: 139-150.
6. Binny D, Lancaster C.M, Karin T, Trapp J.V, Crowe S.B. Monitoring Daily QA3 constancy for routine quality assurance on linear accelerators. Phys Med. 2016; 32: 1479-1487.

Comparison of physical dose distributions of a carbon ion radiotherapy treatment plan obtained from matRad treatment planning system and PHITS Monte Carlo simulation

การเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีกายภาพจากแผนการรักษาด้วยการฉายลำอนุภาคคาร์บอนที่ได้จากโปรแกรมวางแผนการรักษา matRad และโปรแกรมมอนติคาร์โล PHITS

Gadesuda Jankaew¹, Kittipol Dachaworakul¹, Thiansin Liamsuwan¹

¹Medical Physics Program, Faculty of Medicine and Public Health, HRH Princess Chulabhorn College of Medical Science, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

Corresponding author

Thiansin Liamsuwan

Medical Physics Program, Faculty of Medicine and Public Health, HRH Princess Chulabhorn College of Medical Science, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

Email: thiansin.lia@pccms.ac.th

เกศสุดา จันแก้ว¹, กิตติพล เดชะวรกุล¹, ธีรสิน เลี่ยมสุวรรณ¹

¹หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาฟิสิกส์การแพทย์ คณะแพทยศาสตร์และการสาธารณสุข วิทยาลัยวิทยาศาสตร์การแพทย์เจ้าฟ้าจุฬาภรณ ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์

ผู้พิมพ์ประสานงาน

ธีรสิน เลี่ยมสุวรรณ

หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาฟิสิกส์การแพทย์ คณะแพทยศาสตร์และการสาธารณสุข วิทยาลัยวิทยาศาสตร์การแพทย์เจ้าฟ้าจุฬาภรณ ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์

906 ถ.กำแพงเพชร 6 แขวงตลาดบางเขน เขตหลักสี่ กทม. 10210

อีเมล: thiansin.lia@pccms.ac.th

Submitted: May 19, 2021

Revised: June 30, 2021

Accepted: July 12, 2021

Abstract

Background: In carbon ion radiotherapy (CIRT) treatment planning, dose prescription is done in term of relative biological effectiveness (RBE)-weighted dose in the unit of Gy(RBE). There are two major biophysical models used in CIRT: the microdosimetric kinetic model (MKM) and the local effect model (LEM). For the same prescribed dose, both RBE models can lead to different physical dose distributions in the patient. Therefore, it is not possible to directly compare clinical data using different RBE models. In the past, the conversion factors between MKM and LEM prescribed doses were evaluated using two treatment plans calculated based on both models. However, direct conversion from a treatment plan to the other based on the underlying biophysical model has not been performed. The latter approach requires the information of the physical dose distribution from a treatment plan and the resulting voxel-by-voxel energy spectra of primary and secondary charged particles, which can be obtained by Monte Carlo simulation.

Objectives: To compare physical dose distributions obtained by Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS) Monte Carlo simulation and matRad treatment planning system, to be used for the conversion of CIRT prescribed doses between the LEM and the MKM.

Material and methods: A virtual water phantom with the size of 50 x 35 x 50 cm³ was generated. The target was defined as a spherical volume with a radius of 3 cm, centered at 7 cm water-equivalent depth from the entrance surface of the phantom. Treatment planning of the target was performed with an open-source treatment planning system matRad with the prescribed dose of 4.3 Gy(RBE). The parameters from matRad including number, position, energy and width of carbon ion beam spots were used to define sources in PHITS. Physical dose distributions from matRad and PHITS were compared using the gamma analysis method.

Results: The differences between the Bragg peak positions from matRad and PHITS for monoenergetic carbon ion beams were approximately 1 mm. By shifting the water phantom 1 mm upstream of the beam entrance in the Monte Carlo simulation, the gamma passing rates at 3%/3mm between both sets of physical dose distributions were averagely 99% and 90% in the target region and all regions, respectively.

Conclusion: The combination of matRad and PHITS can be applied to evaluate the conversion factors between LEM and MKM treatment plans, especially in the target region.

Keywords: Carbon ion radiotherapy, treatment planning, Monte Carlo simulation, matRad, PHITS

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การรักษามะเร็งด้วยการฉายลำอนุภาคคาร์บอนใช้ปริมาณรังสีถ่วงน้ำหนักด้วยผลทางชีววิทยาสัมพัทธ์ (RBE-weighted dose) ในการวางแผนการรักษา แบบจำลองที่นิยมใช้สำหรับคำนวณค่า RBE ของลำอนุภาคคาร์บอน ได้แก่ แบบจำลอง microdosimetric kinetic model (MKM) และ local effect model (LEM) อย่างไรก็ตาม การกำหนดปริมาณรังสีจากแบบจำลองทั้งสองชนิดนี้อาจทำให้การกระจายปริมาณรังสีกายภาพในผู้ป่วยต่างกัน จึงไม่สามารถเปรียบเทียบผลการรักษาได้โดยตรง ในอดีตการแปลง RBE-weighted dose ระหว่างแบบจำลอง LEM และ MKM ทำโดยการเปรียบเทียบแผนการรักษาที่ได้จากแบบจำลองทั้งสองชนิดนี้ แต่ยังไม่เคยมีการแปลงโดยตรงจากแผนการรักษาหนึ่งไปเป็นอีกแผนการรักษาโดยใช้แบบจำลองชีวฟิสิกส์พื้นฐาน การดำเนินการดังกล่าวต้องใช้ข้อมูลการกระจายปริมาณรังสีกายภาพจากแผนการรักษาแบบใดแบบหนึ่ง และสเปกตรัมพลังงานของอนุภาคปฐมภูมิและทุติยภูมิในแต่ละ voxel ซึ่งคำนวณได้จากโปรแกรมมอนติคาร์โล

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบการกระจายปริมาณรังสีกายภาพของลำอนุภาคคาร์บอนที่ได้จากโปรแกรมมอนติคาร์โล PHITS และโปรแกรมวางแผนการรักษา matRad สำหรับใช้ในการแปลง RBE-weighted dose ระหว่างแบบจำลอง LEM และ MKM

วัสดุและวิธีการ: ภาพหุ่นจำลองน้ำเสมือนจริงขนาด $50 \times 35 \times 50$ ลูกบาศก์เมตร ถูกนำมาใช้ในการวางแผนการรักษา โดยกำหนดให้ทรงกลมขนาดรัศมี 3 เซนติเมตร ซึ่งมีจุดศูนย์กลางอยู่ที่ความลึก 7 เซนติเมตร ในน้ำ เป็นก้อนมะเร็งเป้าหมาย การวางแผนการรักษาใช้โปรแกรม matRad โดยกำหนด RBE-weighted dose เท่ากับ 4.3 Gy(RBE) ข้อมูลที่ได้จาก matRad ประกอบด้วย จำนวน ตำแหน่ง พลังงาน และขนาดของลำอนุภาคคาร์บอน ถูกนำไปใช้กำหนดต้นกำเนิดรังสีใน PHITS จากนั้นปริมาณรังสีกายภาพที่คำนวณได้จาก matRad และ PHITS ถูกนำมาเปรียบเทียบโดยใช้เทคนิคการวิเคราะห์ค่าแกมมา

ผลการศึกษา: แบร็กเก็ตพีคของอนุภาคคาร์บอนที่ได้จาก matRad และ PHITS อยู่ในตำแหน่งต่างกันประมาณ 1 มิลลิเมตร การเลื่อนหุ่นจำลองน้ำขึ้นไปทางต้นกำเนิดรังสี 1 มิลลิเมตร ใน PHITS ทำให้การกระจายปริมาณรังสีกายภาพที่ได้จาก matRad และ PHITS ผ่านข้อกำหนด 3%/3 มิลลิเมตร ของการวิเคราะห์ค่าแกมมา เฉลี่ย 99% และ 90% ในก้อนมะเร็งเป้าหมาย และทุกบริเวณ ตามลำดับ

ข้อสรุป: สามารถใช้โปรแกรม matRad ร่วมกับ PHITS ในการประเมินค่าการแปลง RBE-weighted dose ระหว่างแบบจำลอง LEM และ MKM ได้ โดยเฉพาะอย่างยิ่งในก้อนมะเร็งเป้าหมาย

คำสำคัญ: การฉายลำอนุภาคคาร์บอน, การวางแผนการรักษา, การจำลองมอนติคาร์โล, matRad, PHITS

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R13-R26

Introduction

Carbon ion radiotherapy (CIRT) is of increasing interest worldwide because of the outstanding characteristics of carbon ions for cancer treatment. The high linear energy transfer (LET) of

carbon ions provides a high relative biological effectiveness (RBE) and a low oxygen enhancement ratio (OER). Furthermore, the sharp dose falloff behind the Bragg peak region and relatively small lateral scattering help to spare

normal tissues from radiation dose when delivering a high dose to the target. For CIRT treatment planning, dose prescription is done in terms of RBE-weighted dose in the unit of Gy(RBE), considering the biological effect of the radiation beam that is associated with the physical dose and the radiation quality.

To date, two biophysical models for the calculation of RBE-weighted dose have been used clinically in active scanning CIRT, namely, the microdosimetric kinetic model (MKM)^[1, 2] and the local effect model (LEM)^[3, 4]. Both models require the distribution of the radiation quality of the mixed radiation field as an input, namely, the lineal energy distribution and the specific energy distribution, respectively^[5]. The MKM is used for treatment planning at the National Institute of Radiological Sciences (NIRS) in Japan, while the LEM is used by European particle therapy centers such as the Heidelberg Ion Beam Therapy center (HIT) in Germany and the National Center for Oncological Hadrontherapy (CNAO) in Italy. For the same prescribed dose, both RBE models can lead to different physical dose distributions delivered to the patient^[6]. Therefore, it is not possible to directly compare clinical data from different institutes that use different RBE-weighted dose models.

Recently, conversion between MKM and LEM prescribed doses was performed under the condition that the physical dose distribution and the radiation quality in both plans were as close as possible^[7]. The conversion factors from MKM to LEM prescribed dose have been evaluated for targets with simple geometries^[7] and

patient cases^[8]. It was found that for the simple geometries, the LEM I prescribed dose was higher than the MKM prescribed dose. In addition, the size, shape, depth and dose level of the target affected the conversion factor^[7]. For patient cases, using different RBE models brought about different isodose volumes, which had an impact on surrounding normal tissue doses. For example, for prostate cancer, the MKM doses for targets and organs at risk (OARs) ranging from 0.18 Gy(RBE) to 4.55 Gy(RBE) per fraction were converted to the LEM doses with the conversion factors ranging from 2.72 to 1.06, respectively^[8].

Until now, the conversion factors between MKM and LEM prescribed dose were evaluated using two parallel treatment plans calculated based on the MKM and the LEM, respectively. This approach is only feasible when the available TPSs use the MKM and the LEM for dose prescription. A direct conversion of CIRT prescribed dose using the underlying biophysical models has not been performed. The latter approach is particularly useful when the available treatment planning system (TPS) uses either one of the RBE models and the Monte Carlo simulation is used for characterizing the radiation quality of the mixed radiation field. In that case, both computational tools need to produce the same physical dose distribution for the same set of carbon ion pencil beams.

The aim of this study was to compare the physical dose distributions obtained from matRad treatment planning system (TPS)^[9] and Particle and Heavy Ion Transport code System (PHITS).

MatRad is an open-source multimodality treatment planning system based on the LEM IV^[10], while PHITS is capable of computing lineal energy distributions required for MKM biological dose calculation. Treatment planning for a spherical target was performed in matRad, providing a set of carbon ion pencil beams that was used as the input of the Monte Carlo simulation. The physical dose distributions from matRad and PHITS were compared by using the gamma analysis method^[11].

Materials and methods

Target definition

A CT (computed tomography) image dataset of a virtual water phantom with the size of 50 x 35 x 50 cm³ was generated using RayStation treatment planning system version 8b (RaySearch Laboratories AB, Stockholm, Sweden). The CT dataset consisted of 260 slices, each of which had 260 x 185 voxels. The pixel spacing was 2 mm and the slice thickness was 2 mm. The target was defined as a spherical volume with a radius of 3 cm, centered at 7 cm water-equivalent depth from the beam entrance surface of the phantom. This spherical volume represented a head and neck tumor target similar to the study of Fossati et al^[7].

Treatment planning

MatRad was used for active scanning CIRT treatment planning in this study. MatRad is based on generic treatment machines, completely written in the numerical programming language MATLAB (MathWorks, Inc, MA, USA), and supports DICOM data import for dose calculation and

optimization^[9]. In matRad, the physical dose is calculated by the pencil beam algorithm, which scales the depth dose distribution according to the water-equivalent path length of tissues and calculates the lateral profile according to the Gaussian distribution.

DICOM-RT files of the virtual water phantom including CT images and contoured structures were imported into matRad. Users can manually specify the resolution of CT images. In this study, we used the original CT resolution of 2 mm.

The parameters used for treatment optimization are shown in **Table 1**. For particle therapy, matRad can perform only the multifield optimization, i.e. intensity modulated particle therapy. The details of the optimization technique has been described by Wieser et al^[9]. The isocenter was automatically selected by matRad as the center of the target volume. Users can select the optimization parameters to suit their specific cases. In this work, we selected the bixel width (lateral spot spacing), the objective function and the penalty following Burigo et al^[12], who made a treatment plan on a water phantom similar to this work. After optimization, the physical dose distribution and the weight for each pencil beam spot were stored in the output variable called “resultGUI”, while the number, position and energy of each spot were stored in the variable called “stf.ray”. The optimization resulted in 2771 carbon ion beam spots with 28 different energies ranging from 133.78 to 223.96 MeV/n (MeV/nucleon). The total number of carbon ions was 2.2×10^9 for this treatment plan. In addition, the parameters of

the generic machine such as the initial full width at half maximum (FWHM) of carbon ion beams

at each energy was obtained from the database used by the program.

Table 1. Treatment planning parameters used in matRad for dose calculation and optimization.

Bixel width or lateral spot spacing (mm)	5
Gantry angle	0
Couch angle	0
Radiation mode	Carbon
Isocenter (mm)	x = 262.1
(The Left, Posterior, Superior (LPS) coordinate system for matRad)	y = 81.60
	z = 262.4
Source to axis distance (mm)	10000
Dose (Gy(RBE))	4.3
Number of fractions	1
Type of optimization	LEMIV_RBE
Volume of interest name	Sphere 6 cm
Volume of interest type	Target
Objective function	Squared Deviation
Penalty (p)	800

Monte Carlo simulation

PHITS is a general-purpose Monte Carlo particle transport simulation code. It can be used to simulate almost all particles, including neutrons, protons, heavy ions, photons and electrons^[13] and is freely available to users within specific terms and conditions. The code has been applied for the calculation of RBE-weighted dose for heavy ion radiotherapy^[13]. The calculations of physical dose, biological dose and RBEs for heavy

ion radiotherapy by using PHITS coupled with the MKM have been reported^[14].

The same CT image dataset as used for the matRad treatment planning was imported to PHITS by using DICOM2PHITS program^[15]. At first, the coordinates used by matRad and PHITS were different. Therefore, a transformation (rotation and displacement) of CT images was required. A graphical display of the simulated objects was used to verify the consistence

between the coordinates used by PHITS and matRad. The outputs and parameters from matRad including number (or weight), position, energy and FWHM of each carbon ion beam spot were used to define multiple sources in the Monte Carlo simulation. The physical dose distribution was calculated by PHITS using the same CT resolution as that used in the matRad treatment planning system. The schematic of the Monte Carlo model defined in PHITS is shown in **Figure 1**. In total, 1.09×10^8 histories were simulated yielding the standard deviations of the

calculated physical doses of lower than 5%. The computing time using 32 cores of Intel Xeon E5-2600 v4 at 3.2 GHz was approximately 18 hours.

The result of the Monte Carlo simulation was given in the unit of the calculated quantity (in this case, physical dose in Gy) per source particle. The total number of carbon ions used for the treatment plan (2.2×10^9 particles) was multiplied to the Monte Carlo simulated results to give the absolute values of physical doses.

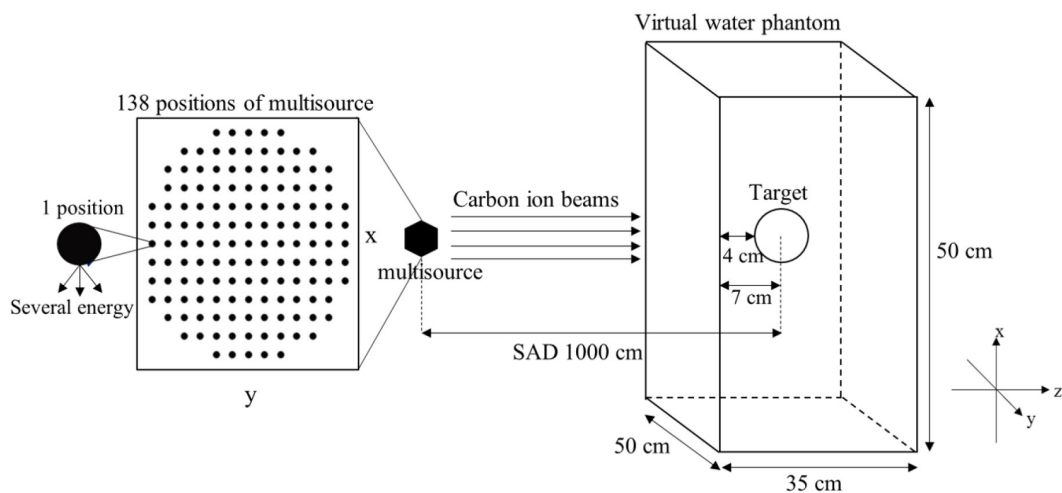


Figure 1. The schematic of the Monte Carlo model used in this study.

Comparison of dose distributions

The physical dose distributions obtained from matRad and PHITS were compared using the gamma analysis method. Both sets of physical dose distributions were compared slice-by-slice using 2D gamma analysis with the

criteria of 3% dose difference and 3 mm distance to agreement (3%/3mm) using an in-house developed MATLAB program for the target and for all regions except voxels that received dose less than 10% of the maximum dose.

Results

Figure 2 shows the central-axis depth distributions of physical dose, RBE-weighted dose and RBE obtained from matRad for the prescribed dose of 4.3 Gy(RBE) in the target region. The physical dose decreased with depth as the RBE increased to yield a nearly constant RBE-weighted dose in the target region.

From a preliminary study, we found that the physical depth dose distributions of the treatment plan calculated by matRad and PHITS were slightly displaced at depths from 5 to 11 cm, corresponding to the Bragg peak positions of carbon ion beams in the energy range from 133.78 to 223.96 MeV/n. Therefore,

in this work we first compared the physical depth dose distributions of monoenergetic carbon ion beams obtained from both programs in **Figure 3**.

As shown in **Figure 3**, the Bragg peaks from the PHITS simulation were 1-1.9 mm deeper than those from matRad for the carbon ion energies ranging from 133.78 to 192.43 MeV/n (examples in **Figure 3a** and **3b**), while good agreement of the Bragg peak positions was observed for the carbon ion energies ranging from 195.18 to 223.96 MeV/n (examples in **Figure 3c** and **3d**). These results led to a universal shift the virtual water phantom by 1 mm towards the beam source in the PHITS simulation. Consequently, the Bragg peak positions obtained from the PHITS

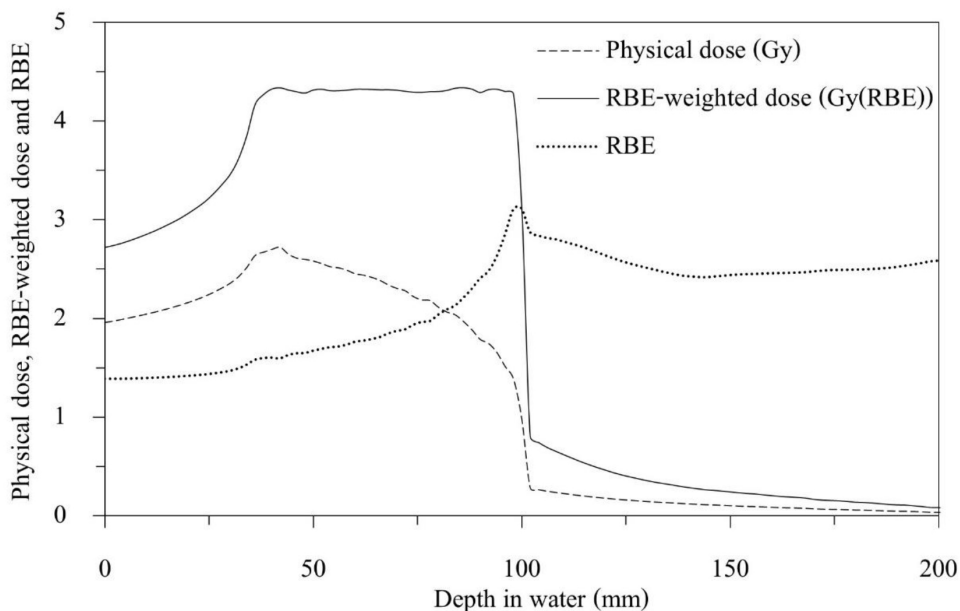


Figure 2. The central-axis depth distributions of physical dose (Gy), RBE-weighted dose (Gy(RBE)) and RBE obtained from matRad.

simulation were shifted towards the beam source and, in general, had better agreement with the Bragg peak positions obtained from matRad. It is to note that with 2 mm resolution of the CT images, the steep part and the position of the Bragg peaks may be distorted, especially

when using the pencil beam algorithm as used in matRad. Thus, for some carbon ion energies, the Bragg peaks may appear to be wider than the nominal Bragg peaks, e.g., for 150.71 and 195.18 MeV/n energies using matRad, as shown in **Figure 3a** and **3c**.

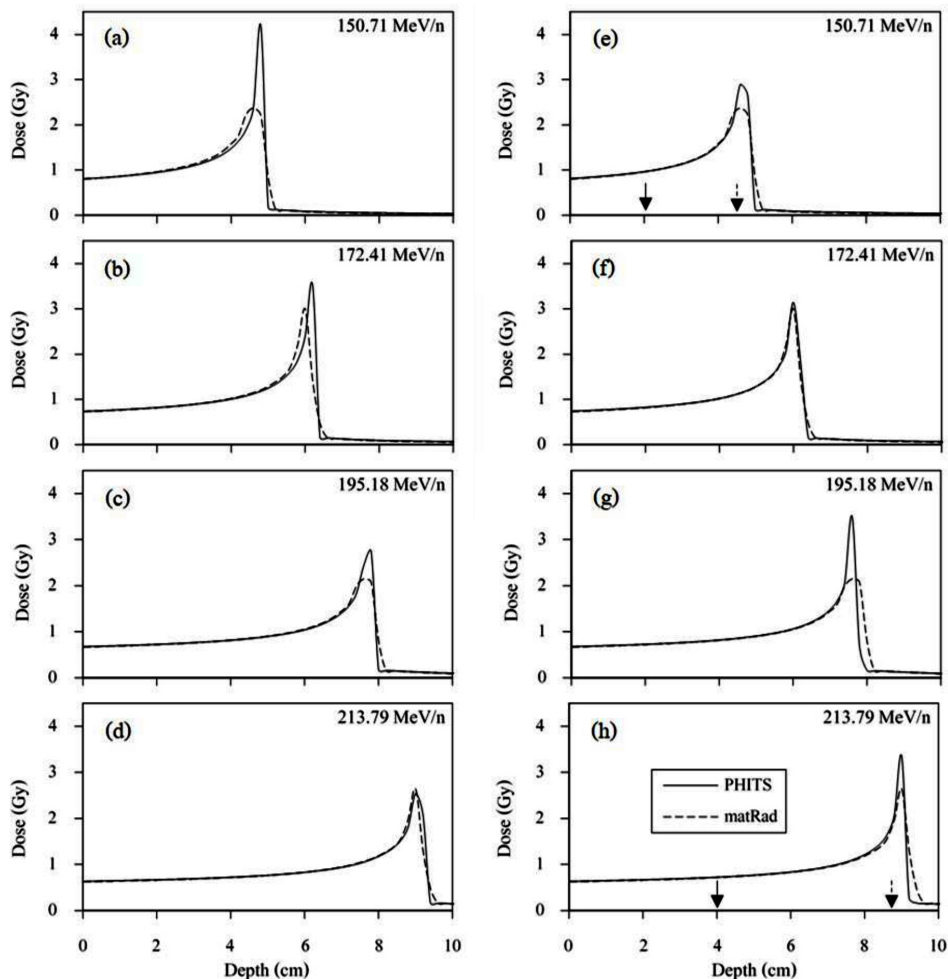


Figure 3. The physical depth dose distributions of monoenergetic carbon ion beams (106 particles) without (a, b, c and d) and with (e, f, g and h) 1 mm shift of the water phantom towards the beam source in the Monte Carlo simulation. The dashed lines and the solid lines were calculated by matRad and PHITS, respectively. The solid arrows and the dashed arrows indicated the depths at the entrance region and near the Bragg peak, respectively, that were used for the comparison of lateral profiles as shown in Figure 4.

Figure 4 shows that the lateral profiles for 150.71 and 213.79 MeV/n carbon ions obtained from matRad and PHITS. Both calculations agreed well at the plateau region for both carbon ion energies (Figure 4a and 4b) and near the Bragg peak for 213.79 MeV/n carbon ions (Figure 4d).

However, the central axis doses for 150.71 MeV/n carbon ions from matRad and PHITS differed by 17%, due to the difference of the depth doses near the Bragg peaks for this carbon ion energy, as shown in **Figure 3a**.

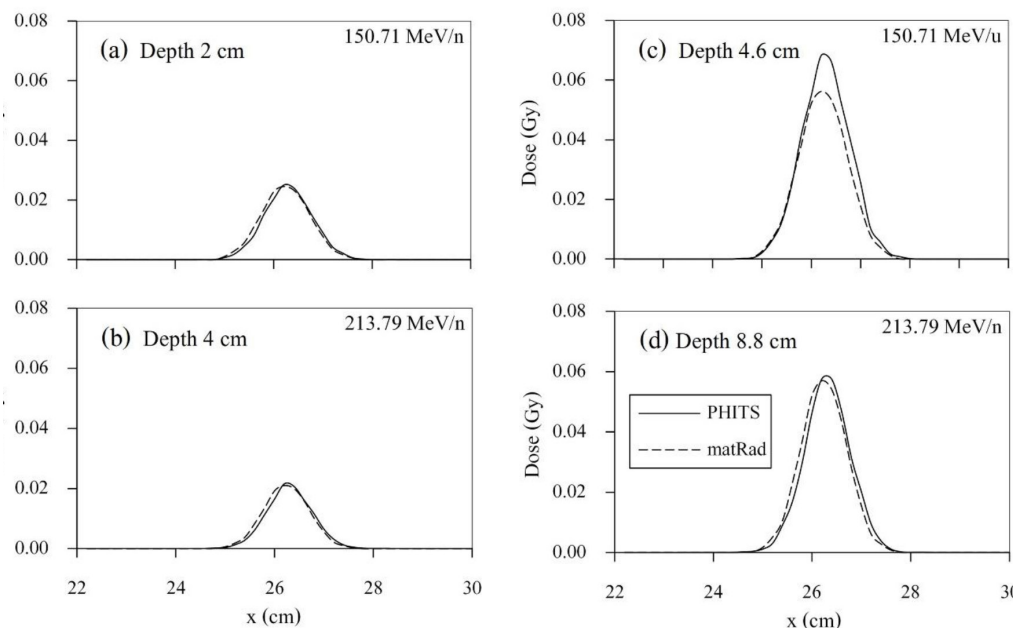


Figure 4. The lateral profile obtained from matRad and PHITS at the entrance region (a and b) and near the Bragg peak (c and d) for carbon ion energies 150.71 and 213.79 MeV/n (10^6 particles).

Figure 5 shows the examples of the physical dose distributions of the treatment plan calculated by matRad and PHITS. In general, both calculations yielded similar results with dose differences at some depths, including 4.6, 5.2, 7.8 and 9.6 cm, which corresponded to the Bragg peak positions of carbon ions with 150.71, 160.26, 195.18 and 218.91 MeV/n energies, respectively. For these carbon ion energies,

matRad gave relatively different doses at the Bragg peaks than those obtained by PHITS, as shown in Figure 3e and 3g. The passing rates from the 2D gamma analysis (3%/3mm) for each slice ranged from 43% to 100% (averagely 90%) for all regions and from 94% to 100% (averagely 99.00%) for the target region. The slices with the relatively low passing rates were those outside the target region.

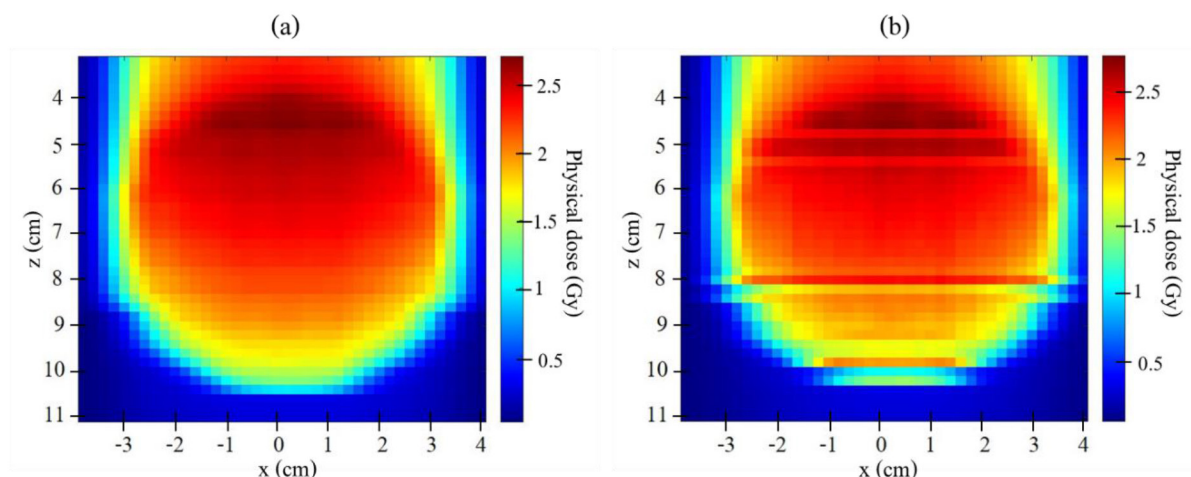


Figure 5. The physical dose distributions obtained from matRad (a) and PHITS (b) at the central-axis slice of the target. The comparison for this CT slice yielded the gamma passing rates (3%/3mm) of 98.6%.

Discussion

In this study, we simulated the active scanning CIRT treatment plan with the PHITS Monte Carlo simulation by using the information (position, energy, FWHM and weight) of the carbon ion pencil beams obtained from matRad treatment planning system. From the comparison of the physical depth dose distributions of monoenergetic carbon ion beams shown in **Figure 3**, it was found that the Bragg peak positions of monoenergetic carbon ion beams obtained from matRad and PHITS were displaced by about 1 mm for some carbon ion energies. For this reason, the water phantom in the Monte Carlo simulation was shifted by 1 mm toward the beam source. In general, the shift resulted in reasonable agreement between Bragg peak positions obtained by both programs. However, for high energy carbon ion beams (> 192.43

MeV/n) the shift of the water phantom caused a larger, but still considered to be minimal, displacement of the Bragg peaks, as shown in **Figure 3g** and **h**.

MatRad and PHITS gave slightly different physical dose distributions, which could be caused by several reasons. One of the reasons could be that both programs used the different methods for calculating physical doses. MatRad uses an analytical method based on the pencil beam algorithm^[16], while PHITS uses the Monte Carlo method to mimic the random process of radiation interactions. In the pencil beam algorithm used in matRad, physical depth dose distributions of monoenergetic carbon ion beams were pre-calculated by FLUKA Monte Carlo simulation code^[9] and used as the input of matRad for 3D dose calculation^[17]. The uses of different MC simulation codes, namely, PHITS and

FLUKA, could yield some differences in the physical depth dose distribution^[18]. Nevertheless, the 2D gamma analysis yielded the gamma passing rates at 3%/3mm of 43-100% with the average passing rate of 90% for all regions, while the passing rates for the target region reached 94-100% (averagely 99%). The reduction of gamma passing rates outside the target could arise from the fact that the Monte Carlo simulation took into account particle scattering explicitly while the pencil beam algorithm used by matRad considered particle scattering only approximately. Nevertheless, the results of this work indicated that the physical dose distributions for the treatment plan obtained from matRad and PHITS were in good agreement, especially in the target region. Therefore, the application of both programs to study the conversion between LEM and MKM prescribed dose should be feasible.

Conclusions

This study compared the physical dose distributions of an active scanning CIRT treatment plan obtained from matRad treatment planning system and PHITS Monte Carlo simulation. It was found that by shifting the water phantom by 1 mm towards the beam source in the Monte

Carlo simulation, both computational programs could provide the physical dose distributions that were in good agreement with averagely 99% and 90% gamma passing rates at 3%/3mm in the target region and in all regions, respectively. Therefore, the combination of matRad and PHITS can be applied to evaluate the conversion factors between LEM and MKM RBE-weighted doses. In that case, matRad can be used to calculate the LEM treatment plan, while PHITS will be used to determine the lineal energy distribution specific to that treatment plan to be used for calculating the MKM RBE-weighted dose distribution.

Acknowledgement

The authors would like to thank Radiation Oncology Department, Chulabhorn Hospital, for providing RayStation treatment planning system used for the target definition, Thailand Institute of Nuclear Technology (Public Organization) for providing the computing resource in the High Performance Computing (HPC) server used for the Monte Carlo simulation, Dr. Todsaporn Fuangrod for the gamma evaluation program and Mr. Patiparn Kummanee for assistance with MATLAB programming. The authors declare no conflict of interest.

References

1. Inaniwa T, Furukawa T, Kase Y, Matsufuji N, Toshito T, Matsumoto Y, et al. Treatment planning for a scanned carbon beam with a modified microdosimetric kinetic model. *Phys Med Biol.* 2010; 55:6721. doi: 10.1088/0031-9155/55/22/008.
2. Inaniwa T, Kanematsu N, Matsufuji N, Kanai T, Shirai T, Noda K, et al. Reformulation of a clinical-dose system for carbon-ion radiotherapy treatment planning at the National Institute of Radiological Sciences, Japan. *Phys Med Biol.* 2015;60:3271.
3. Scholz M, Kellerer A, Kraft-Weyrather W, Kraft G. Computation of cell survival in heavy ion beams for therapy. *Radiat Environ Biophys.* 1997;36:59-66. doi: 10.1007/s004110050055.
4. Krämer M, Scholz M. Treatment planning for heavy-ion radiotherapy: calculation and optimization of biologically effective dose. *Phys Med Biol.* 2000;45:3319.
5. ICRU M. Report 36. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD 1983.
6. Molinelli S, Magro G, Mairani A, Matsufuji N, Kanematsu N, Inaniwa T, et al. Dose prescription in carbon ion radiotherapy: How to compare two different RBE-weighted dose calculation systems. *Radiother Oncol.* 2016;120:307-12. doi: 10.1016/j.radonc.2016.05.031.
7. Fossati P, Molinelli S, Matsufuji N, Ciocca M, Mirandola A, Mairani A, et al. Dose prescription in carbon ion radiotherapy: a planning study to compare NIRS and LEM approaches with a clinically-oriented strategy. *Phys Med Biol.* 2012;57:7543. doi: 10.1088/0031-9155/57/22/7543.
8. Wang W, Huang Z, Sheng Y, Zhao J, Shahnazi K, Zhang Q, et al. RBE-weighted dose conversions for carbon ionradiotherapy between microdosimetric kinetic model and local effect model for the targets and organs at risk in prostate carcinoma. *Radiother Oncol.* 2020;144: 30-6. doi:10.1016/j.radonc.2019.10.005.
9. Wieser HP, Cisternas E, Wahl N, Ulrich S, Stadler A, Mescher H, et al. Development of the opensource dose calculation and optimization toolkit matRad. *Med Phys.* 2017;44:2556-68. doi: 10.1002/mp.12251.
10. Elsässer T, Weyrather WK, Friedrich T, Durante M, Iancu G, Krämer M, et al. Quantification of the relative biological effectiveness for ion beam radiotherapy: direct experimental comparison of proton and carbon ion beams and a novel approach for treatment planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;78:1177-83. doi: 10.1016/j.ijrobp.2010.05.014.
11. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys.* 1998; 25:656-61. doi: 10.1118/1.598248.
12. Burigo LN, Ramos-Méndez J, Bangert M, Schulte RW, Faddegon B. Simultaneous

- optimization of RBE-weighted dose and nanometric ionization distributions in treatment planning with carbon ions. *Phys Med Biol.* 2019;64:015015.
13. Sato T, Niita K, Matsuda N, Hashimoto S, Iwamoto Y, Noda S, et al. Overview of the PHITS code and its application to medical physics. *Prog Nucl Sci Technol.* 2014;4:879-82. doi:10.15669/PNST.4.879
 14. Sato T, Kase Y, Watanabe R, Niita K, Sihver L. Biological dose estimation for charged-particle therapy using an improved PHITS code coupled with a microdosimetric kinetic model. *Radiation Research* 2009;171:107-17.
 15. Sato T, Iwamoto Y, Hashimoto S, Ogawa T, Furuta T, Abe S-i, et al. Features of particle and heavy ion transport code system (PHITS) version 3.02. *J Nucl Sci Technol.* 2018;55:684-90. doi:10.1080/00223131.2017.1419890
 16. Hong L, Goitein M, Buccioli M, Comiskey R, Gottschalk B, Rosenthal S, et al. A pencil beam algorithm for proton dose calculations. *Phys Med Biol.* 1996;41:1305. doi: 10.1088/0031-9155/41/8/005.
 17. Parodi K, Mairani A, Brons S, Hasch B-G, Sommerer F, Naumann J, et al. Monte Carlo simulations to support start-up and treatment planning of scanned proton and carbon ion therapy at a synchrotron-based facility. *Phys Med Biol.* 2012;57:3759. doi: 10.1088/0031-9155/57/12/3759.
 18. Yang Z-Y, Tsai P-E, Lee S-C, Liu Y-C, Chen C-C, Sato T, et al., editors. Inter-comparison of dose distributions calculated by FLUKA, GEANT4, MCNP, and PHITS for proton therapy. *EPJ Web of Conferences*; 2017: EDP Sciences.

The comparison of late complications between 2D conventional radiotherapy and 3D conformal radiotherapy with adjuvant chemotherapy for patients with rectal cancer in Siriraj Hospital

การเปรียบเทียบผลข้างเคียงระยะยาวระหว่างการฉายรังสี 2 มิติ และการฉายรังสี 3 มิติ เมื่อให้เป็นการรักษาเสริมร่วมกับยาเคมีบำบัดในผู้ป่วยมะเร็งลำไส้ตรงที่รักษาที่โรงพยาบาลศิริราช

Vutisiri Veerasarn¹, Pentipa Sereepitakkul²

¹Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University.

²Division of Radiation Oncology, Department of radiology, Hatyai Hospital,

Corresponding Author:

Pentipa Sereepitakkul

Division of Radiation Oncology, Department of radiology, Hatyai Hospital, 182 Rattakarn Rd., Hatyai district, Songkla, Ministry of Thailand Public Health.

Email: pentipasereepitakul@gmail.com

วุฒิสิริ วีรสาร¹, เพ็ญทิพา เสรีพิทักษ์กุล²

¹สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

²งานรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลหาดใหญ่

ผู้สนับสนุนประสานงาน

เพ็ญทิพา เสรีพิทักษ์กุล

งานรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลหาดใหญ่ 182 ถ.รัชการ หาดใหญ่ สงขลา

อีเมล: pentipasereepitakul@gmail.com

Submitted: May 12, 2021

Revised: July 12, 2021

Accepted: July 15, 2021

Abstract

Background: The transition of adjuvant radiotherapy techniques in treating locally advanced rectal cancer had been developed from 2-dimension conventional radiotherapy (2D-RT) to 3-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT). Theoretically, the 3D-CRT technique showed the advantage of more target dose coverage in treating field and lessen normal tissue toxicity compared to 2D-RT technique.

Objectives: To compare late radiation complications and quality of life (QoL) between patients receiving 2D-RT and 3D-CRT.

Materials and Methods: Locally advanced rectal cancer patients (T2-4 and/or lymph node positive), who received adjuvant either pre- or post-operative concurrent chemoradiotherapy between January 2012 and December 2018, were divided into 2 treatment groups: 2D-RT or 3D-CRT. After long term follow-up, we evaluated the late radiation complications using the RTOG/EORTC Late Radiation Morbidity Scoring Schema, and the QoL using the FACT-C Questionnaires, version 4.

Results: 235 locally advanced rectal cancer patients, (2D-RT; n = 62 and 3D-CRT; n = 173), were enrolled in this study. The median follow-up time was 4.92 years in 2D-RT group vs. 2.18 years in 3D-CRT group. There was no significant difference in late small / large intestine and bladder complications between 2 treatment groups. However, the QoL measurement showed better scores in longer follow-up time.

Conclusion: The longer follow-up periods had a significant impact on greater daily living. While there was no difference in late small / large intestine and bladder complications between both radiation techniques.

Keywords: rectal cancer, 2D radiotherapy, 3D conformal radiotherapy, late complication

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: ในปัจจุบันได้มีการพัฒนาเทคนิคการฉายรังสีรักษามะเร็งลำไส้ตรง จากแบบสองมิติเป็นสามมิติ เนื่องจากเทคนิคการฉายรังสีแบบสามมิติมีประโยชน์ในการเพิ่มการครอบคลุมอวัยวะเป้าหมายและสามารถช่วยลดผลข้างเคียงจากการฉายรังสีได้มากกว่าเมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคการฉายรังสีแบบสองมิติ

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาเกี่ยวกับผลข้างเคียงระยะยาวจากการฉายรังสี และระดับคุณภาพชีวิตในผู้ป่วยมะเร็งลำไส้ตรง ในระยะลุกลามเฉพาะที่ โดยเปรียบเทียบระหว่างการฉายรังสีแบบสองมิติและแบบสามมิติ

วัสดุและวิธีการ: เก็บข้อมูลรายละเอียดของผู้ป่วยมะเร็งลำไส้ตรงระยะลุกลามเฉพาะที่ (T2-4 และ/หรือมีการลุกลามต่อมน้ำเหลือง) ที่เข้ารับการรักษาด้วยยาเคมีบำบัดร่วมกับการฉายรังสีก่อน หรือหลังการผ่าตัดตั้งแต่เดือนมกราคม พ.ศ. 2555 ถึงธันวาคม พ.ศ. 2561 โดยแบ่งออกเป็น 2กลุ่มหลักคือกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสองมิติ และกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสามมิติ โดยผลลัพธ์หลักคือเปรียบเทียบผลการศึกษาผลข้างเคียง

ระยะยาวจากแบบทดสอบมาตรฐาน RTOG/EORTC Late Radiation Morbidity Scoring Schema และการศึกษาระดับคุณภาพชีวิตจากแบบทดสอบ the FACT-C Questionnaires (version 4.0)

ผลการศึกษา: จากการศึกษาผู้ป่วยมะเร็งลำไส้ตรงระยะลุกลามเฉพาะที่รวม 235 คน แบ่งออกเป็นกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสองมิติ 62 คนและกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสามมิติ 173 คน ค่ามัธยฐานของระยะเวลาดูแลตามหลังการรักษา (median follow-up time) พบว่าเท่ากับ 4.92 และ 2.18 ปี ตามลำดับ ผลลัพธ์หลักพบว่าไม่มีความแตกต่างของผลข้างเคียงระยะยาวที่เกี่ยวข้องกับผลข้างเคียงของลำไส้ และกระเพาะปัสสาวะจากการฉายรังสีอย่างมีนัยสำคัญ อย่างไรก็ตามจากการประเมินระดับคุณภาพชีวิตพบว่าระยะเวลาดูแลตามหลังการรักษาที่นานจะมีคะแนนคุณภาพชีวิตดีกว่าอย่างมีนัยสำคัญ

ข้อสรุป: กลุ่มที่มีระยะเวลาดูแลตามหลังการรักษาที่นานจะช่วยให้คุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นอย่างมีนัยสำคัญ แต่ผลข้างเคียงระยะยาวของลำไส้ และกระเพาะปัสสาวะของทั้งสองกลุ่มไม่แตกต่างกัน

คำสำคัญ: มะเร็งลำไส้ตรง, การฉายรังสี 2 มิติ, การฉายรังสี 3 มิติ, ผลข้างเคียงระยะยาว

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R27-R42

Introduction

Colorectal cancer is the third most common cancer in the world according to National Cancer institution^[1]. The same rank in Thailand^[2] and Siriraj hospital^[3] was reported. Most of them presented with locally advanced disease (Stage II-III). Universal practice in rectal cancer treatment uses multimodality approach which were combinations between surgical management, radiotherapy, and chemotherapy. The benefit of radiotherapy in rectal cancer is to decrease the rate of locoregional recurrence (LRR) compare with surgery alone.^[4,5] However, there was no significant improvement in disease free survival (DFS) and overall survival (OS).

In the past 20 years, radiotherapy techniques had huge development, from 2-dimension conventional radiotherapy (2D-RT) using radio-

logic anatomical reference to 3-dimension conformal radiotherapy (3D-CRT) using CT-image mapping, which increase accuracy in treatment field and decreased normal tissue toxicity. In long-term follow-up, the most common and severe late complications of locally advanced rectal cancer after received concurrent chemoradiotherapy (CCRT) were small intestine and bladder complications which affected quality of life (QoL). Approximately 4-12% had postoperative small intestinal obstruction that required surgical management.^[6] Previous studies had reviewed factors affecting severity of late complications after completed adjuvant rectal carcinoma treatment. Reduction of radiation dosage to small intestine by increasing numbers of radiation fields would help reduce these complications. Moreover, 3D-CRT technique had

significant higher planning target volume coverage and reduced volume of irradiated small intestine compared to 2D-RT technique.^[7] At the Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, number of patients treated with 2D-RT was constantly declined since 2012 paralleled with an up-rise number of 3D-CRT to the present time. In this study, we analyzed the difference in late small / large intestine and bladder complications and the QoL between 2D-RT and 3D-CRT techniques in locally advanced rectal cancer patients receiving pre-operative or post-operative CCRT.

Materials & Methods

This is a retrospective cohort study conducted at the Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital. The candidates in this study were rectal cancer patients treated during January 2012 - December 2018, aged more than 18 years old with an Eastern Cooperative Oncology Group (ECOG) performance status of 0-2. These patients had received complete course of either pre-operative or post-operative CCRT with the curative aim treatment. The radiotherapy energy in our institution was Linac 10MV in both arms. There was some difference in radiation fields that almost both arms used 3-fields radiation technique (PA/RL/LL) but some cases in 3D-CRT arm who had inadequate conformal dose used 4-fields radiation technique (AP/PA/RL/LL). The patients with second primary cancer, or distant metastasis were excluded from this study.

The study was approved by the Institutional Review Board (IRB) of the Faculty of Medicine Siriraj Hospital.

The demographic data consisted of general data, tumor characteristics (TNM Stage: categorized according to the staging of AJCC 7th edition), treatment contents, and follow-up details were collected from electronic medical records while late complications and QoL were interviewed at out-patient department or by telephone using case record forms. The late complications and the quality of life were collected by interview once, either by telephone or face to face conversation.

RTOG/EORTC Late Radiation Morbidity Scoring Schema were used for grading late small / large intestine and bladder complications. QoL was scored by Functional Assessment of Cancer Therapy for Patients with Colorectal Cancer (FACT-C) Scoring Guidelines, version 4. The SPSS version 24, State and R software version 3.5.1 were used for all statistical analyses. *P*-value < 0.05 was considered statistically significant.

Results

The study participants were treated during January 2012 and October 2018. This period was the transition of radiation techniques from 2D-RT to 3D-CRT. The number of 2D-RT was gradually declined during 2012-2014 correlated with dramatically increased in number of 3D-CRT to the present day. There were 427 patients diagnosed with locally advanced rectal cancer during this period. However, only 235 participants were enrolled in this study: 62 in 2D-RT arm and

173 in 3D-CRT arm. We only included patients with curative aim treatment who had completed the treatment and follow-up schedules.

Patient characteristics

All patients had histologic proven of adenocarcinoma of rectal cancer without history of

secondary cancer or any other cancer. According to baseline background data, there were no differences in both groups, more than half of the patients were male with a median age of approximately 60 years old. The majority had an initial CEA at diagnosis less than 5 ng/ml. (**Table 1**)

Table 1 Patient characteristics: General

Parameter	2D-RT n = 62	3D-CRT n = 173	P-value
Age (year)			
Median (IQR) *	61 (54, 68)	63 (56, 69)	0.255
Sex			
Male	35 (56.5%)	101 (58.4%)	0.909
Female	27 (43.5%)	72 (41.6%)	
CEA (initial at diagnosis)			
< 5 ng/ml	33 (55.9%)	88 (52.4%)	0.638
> 5 ng/ml	26 (44.1%)	80 (47.6%)	

Note. * IQR= interquartile range

Pretreatment primary tumor staging were described using pathological TNM staging for post-operative CCRT patients and clinical TNM staging for pre-operative CCRT patients. The T-staging was significant different between both groups. T3 and T4 staging in 3D-CRT group was 96.5%, whereas only 82.3% was observed in 2D-RT group (p -value <0.001). Seventy percent of the patients in both groups had regional lymph nodes metastasis and the same number had

stage III disease. In 3D-CRT group, 35.3% of primary tumor was located at less than 5 cm from anal verge versus only 17.7% in 2D-RT group (p -value 0.016). These depicted poorer prognosis of participants in 3D-CRT group. (**Table 2**)

We divided treatment characteristics into 2 parts, first was the radiotherapy and chemotherapy session. In the late years, pre-operative radiotherapy was scheduled only 6.5% in 2D-RT group. While in recent years, pre-operative radio-

Table 2 Patient characteristics: Primary tumor

Primary tumor	2D-RT n = 62	3D-CRT n = 173	P-value
Staging *			
T staging			
T2	11 (17.7%)	6 (3.5%)	< 0.001
T3	41 (66.1%)	148 (85.5%)	
T4	10 (16.2%)	19 (11.0%)	
N staging			
N0	19 (30.6%)	51 (29.5%)	0.900
N1	27 (43.6%)	81 (46.8%)	
N2	16 (25.8%)	41 (23.7%)	
Staging			
I	1 (1.6%)	2 (1.2%)	0.944
II	18 (29.0%)	48 (27.7%)	
III	43 (69.4%)	123 (71.1%)	
Distance from Anal verge			
Median (IQR) **	8 (6,10)	6 (5,10)	0.029
Primary tumor location			
Upper (>10 cm from AV)	29 (46.8%)	52 (30.0%)	0.016
Middle (5-10 cm from AV)	22 (35.5%)	60 (34.7%)	
Lower (<5 cm from AV)	11 (17.7%)	61 (35.3%)	

Note. * Staging = post-op CCRT patients use pathological staging, pre-op CCRT patients use clinical staging

** Anal verge (AV), IQR= interquartile range

therapy became the standard treatment of rectal cancer in Siriraj Hospital. Correlation with the up-rise number of 3D-CRT treatment, pre-operative radiotherapy was significantly increased to 26.6% in 3D-CRT group (p -value 0.002).

Most of the patients were prescribed with 45-50.4 Gy. However, booster dose of up to 54-60 Gy was used 19.6 % in 3D-CRT and 3.2% in 2D-RT (p -value 0.669). During radiotherapy treatment, the majority was set up in a prone position.

Chemotherapy was administered to all patients. For CCRT, Fluorouracil regimen was mostly prescribed. But there was higher number of Capecitabine regimen usage; 20.8% in 3D-CRT

group versus 4.8% in 2D-RT group (p -value 0.011). For adjuvant chemotherapy, both Fluorouracil and Capecitabine regimens were proportionately used. (Table 3)

Table 3 Patient characteristics: Treatment; RT and Chemotherapy

Treatment	2D-RT n = 62	3D-CRT n = 173	P-value
Radiotherapy			
RT Schedule			
Postoperative RT	58 (93.5%)	127 (73.4%)	0.002
Preoperative RT	4 (6.5%)	46 (26.6%)	
Total dose (1.8-2.0 Gy / F)			
45 - 50.4 Gy	59 (95.2%)	137 (79.2%)	0.669
54 - 60 Gy	2 (3.2%)	34 (19.6%)	
> 60 Gy	1 (1.6%)	2 (1.2%)	
Treatment position			
Prone	53 (85.5%)	154 (89.0%)	0.611
Supine	9 (14.5%)	19 (11.0%)	
Chemotherapy			
Concurrent regimens			
Fluorouracil regimens *	53 (85.4%)	133 (76.9%)	0.011
Capecitabine regimens **	3 (4.8%)	36 (20.8%)	
NA	6 (9.8%)	4 (2.3%)	
Adjuvant regimens			
Fluorouracil regimens *	30 (48.4%)	96 (55.5%)	0.59
Capecitabine regimens **	26 (41.9%)	67 (38.7%)	
NA	6 (9.8%)	10 (5.8%)	

Note. * Fluorouracil, Fluorouracil / Leucovorin, or Fluorouracil / Leucovorin / Oxaliplatin

** Capecitabine or Capecitabine / Oxaliplatin

Abbreviation: NA = not available

The second part of treatment characteristic was surgical management. Most of the patients in both radiation techniques underwent anterior resection. The second most used procedure was abdominal perineal resection (APR). There was an insignificant difference in higher performed APR in 3D-CRT and 2D-RT, 31.8% and 17.8%, respectively. The surgical pathology was similar in both groups, in details of surgical margin

positive, perineural invasion, and lympho-vascular space invasion. However, poorer predictors were higher in 3D-CRT group: tumor deposit 22.5% versus 6.5% (p -value 0.009), poor differentiation 6.4% versus 1.6%, and mucinous typed 5.8% versus 3.2% (p -value 0.018). On the other hand, the pathological complete response rate was 13% in 3D-CRT. (Table 4)

Table 4 Patient characteristics: Treatment; Surgery

Treatment	2D-RT n = 62	3D-CRT n = 173	P-value
Surgery			
Surgical procedure			
Anterior resection	49 (79.0%)	113 (65.3%)	0.063
Abdominal perineal resection	11 (17.8%)	55 (31.8%)	
Hartmann's operation	2 (3.2%)	3 (1.7%)	
Transanal excision	0	2 (1.2%)	
Pathology			
Surgical margin positive	8 (12.9%)	19 (11%)	0.861
Perineural invasion	27 (43.5%)	87 (50.3%)	0.445
Lymphovascular invasion	20 (32.3%)	48 (27.7%)	0.611
Tumor deposit	4 (6.5%)	39 (22.5%)	0.009
Differentiation type			
Well differentiation	8 (12.9%)	5 (2.9%)	0.018
Moderate differentiation	51 (82.3%)	138 (79.8%)	
Poor differentiation	1 (1.6%)	11 (6.4%)	
Mucinous	2 (3.2%)	10 (5.8%)	
NA	0	9 (5.2%)	
yp Staging*			
0	0	6 (3.0%)	1.000
I	1 (25%)	6 (3.0%)	
II	2 (50%)	21 (45.7%)	
III	1 (25%)	13 (28.3%)	

Note. * Preoperative chemoradiotherapy; 2D-RT n = 4, 3D-CRT n = 46

Abbreviation: NA = not available

Late radiation complications and QoL were evaluated after a median follow-up time of 4.92 (4.32, 5.54) years in 2D-RT group and 2.18 (1.53, 3.07) years in 3D-CRT groups.

Late Radiation Morbidities

We categorized patients into 2 subgroups: patients with permanent colostomy and without colostomy. The scoring was divided into 5 grades from 0 to 4. The higher they graded, the worsen of those complications.

Most of the patients were living without permanent colostomy; 75.8% in 2D-RT and 52.6% in 3D-CRT. Late small / large intestine and bladder complications occurred at the same rate, mostly mild symptoms. For colostomy patients, all 2D-RT candidates had none to mild symptoms of small / large intestine and bladder morbidity.

While a few numbers of 3D-CRT patients were graded 2 or higher. There was no statistically significant difference between two radiation techniques. For non-colostomy patients, bladder complication grading was in the same trend. But for the late small / large intestinal morbidities, there was significant different outcome between these radiation techniques (p -value 0.007). 41.8% of 3D-CRT non-colostomy patients had graded 0 whereas only 17% had in 2D-RT group. Twenty two percent of 3D-CRT and 21.3% of 2D-RT groups experienced grade 2-4 small and large bowel complications. (Table 5, 6)

Quality of life

Quality of life (QoL) was classified by Functional Assessment of Cancer Therapy for Patients with Colorectal Cancer (FACT-C)

Table 5 RTOG/EORTC Late Radiation Morbidity: Small/Large intestine

Small/Large intestine	2D-RT	3D-CRT	P-value
Colostomy	n = 15	n = 82	
Grade 0	6 (40.0%)	55 (67.1%)	0.069
Grade 1	9 (60.0%)	19 (23.2%)	
Grade 2	0	1 (1.2%)	
Grade 3	0	6 (7.3%)	
Grade 4	0	1 (1.2%)	
Non-colostomy	n = 47	n = 91	
Grade 0	8 (17.0%)	38 (41.8%)	0.007
Grade 1	29 (61.7%)	33 (36.2%)	
Grade 2	7 (14.9%)	17 (18.7%)	
Grade 3	2 (4.3%)	3 (3.3%)	
Grade 4	1 (2.1%)	0	

Table 6 RTOG/EORTC Late Radiation Morbidity: Bladder

Bladder	2D-RT	3D-CRT	P-value
Colostomy	n = 15	n = 82	
Grade 0	15 (100%)	79 (96.4%)	1.000
Grade 1	0	1 (1.2%)	
Grade 2	0	2 (2.4%)	
Grade 3	0	0	
Grade 4	0	0	
Non-colostomy	n = 47	n = 91	
Grade 0	43 (91.5%)	89 (97.8%)	0.125
Grade 1	1 (2.1%)	0	
Grade 2	2 (4.3%)	2 (2.2%)	
Grade 3	1 (2.1%)	0	
Grade 4	0	0	

Questionnaires and sub-scaled in to 5 domains: physical well-being (PWB), social/family well-being (SWB), emotional well-being (EWB), functional well-being (FWB), and colorectal cancer sub-scale (CCS). The scoring was reported in median and interquartile range (IQR). Equation of total scoring system: FACT-C, FACT-G, and trial outcome index (TOI) was described at the bottom of **Table 7-8**. Higher score reflected better quality of life. We analyzed quality of life by 2 factors: radiation techniques and follow-up time.

All total scoring system, 2D-RT patients significantly scored higher than 3D-CRT patients: FACT-C 117 versus 111 (p -value 0.021), FACT-G 96 versus 90 (p -value 0.008), and TOI 73 versus 69 (p -value 0.013). As same as FACT-C sub-scale,

2D-RT group tended to score better in all domains. (**Table 7**)

Analysis of follow-up time, we divided all patients regardless of treatment techniques into 3 groups: 52 patients of ≤ 2 years follow-up, 80 patients of 2-4 years follow-up, and 68 patients of > 4 years follow-up. Duration of follow-up time had an impact on the QoL. The longer follow-up period, the better scoring in all modalities was observed with p -value < 0.05 . (**Table 8**)

However, social/family well-being (SWB) was the only aspect that reported insignificant difference either by radiation techniques (p -value 0.509) and follow-up time (p -value 0.146).

Discussion

We could presume that the group of patients

Table 7 The median score of FACT-C by Radiation technique

Treatment group	2D-RT n = 62	3D-CRT n = 173	P-value
FACT-C Subscale domains			
Physical well-being (PWB)			
Median (IQR)	27 (25, 28)	26 (23, 28)	0.120
Social / Family well-being (SWB)			
Median (IQR)	20 (17, 26)	21 (18, 23)	0.509
Emotional well-being (EWB)			
Median (IQR)	23 (22, 24)	23 (20, 24)	0.025
Functional well-being (FWB)			
Median (IQR)	26 (23, 27)	22 (16, 27)	0.004
Colorectal cancer subscale (CCS)			
Median (IQR)	22 (19, 25)	21 (19, 24)	0.307
Total score			
FACT-C * (Total score = 0 - 136)			
Median (IQR)	117 (106, 124)	111 (100, 121)	0.021
FACT-G ** (Total score = 0 - 108)			
Median (IQR)	96 (88, 100)	90 (82, 98)	0.008
TOI *** (Total score = 0 - 84)			
Median (IQR)	73 (69, 78)	69 (60, 77)	0.013

Note. * FACT-C = Functional Assessment of Cancer Therapy - Colorectal cancer, the sum score of all subscale domains

** FACT-G = Functional Assessment of Cancer Therapy - General (Health related general quality of life, assessment for chronic illness), the sum score of all subscale domains except CCS

*** TOI = Trial outcome index, the sum score of the PWB and FWB from the FACT-G and the disease- specific subscale items

receiving 3D-CRT had poorer prognostic features. Significant higher number of T3 and T4 pretreatment staging, and primary tumor located at lower rectum (<5 cm from anal verge) might had

affected the treatment option on higher total radiation dose (up to 54 – 60 Gy) and more APR rate. Histology also reported more tumor deposition in 3D-CRT than 2D-RT patients. There

Table 8 The median score of FACT-C by Follow-up time

Duration of follow up	<2 Yrs n = 52	2-4 Yrs n = 80	>4 Yrs n = 68	P-value
FACT-C Subscale domains				
Physical well-being (PWB)				
Median (IQR)	26 (22, 28)	26 (24, 28)	27 (26, 28)	0.014
Social / Family well-being (SWB)				
Median (IQR)	20 (19, 21)	21 (17, 23)	22 (18, 26)	0.146
Emotional well-being (EWB)				
Median (IQR)	22 (20, 24)	22 (21, 23)	24 (22, 24)	0.009
Functional well-being (FWB)				
Median (IQR)	19 (16, 23)	23 (17, 27)	26 (23, 28)	< 0.001
Colorectal cancer (CCS)				
Median (IQR)	21 (18, 24)	21 (19, 24)	23 (20, 26)	0.037
Total score				
FACT-C (Total score = 0 - 136)				
Median (IQR)	105 (98, 116)	112 (101, 121)	119 (109, 126)	< 0.001
FACT-G (Total score = 0 - 108)				
Median (IQR)	84 (79, 92)	90 (82, 97)	97 (90, 102)	< 0.001
TOI (Total score = 0 - 84)				
Median (IQR)	65 (59, 73)	70 (61, 78)	74 (70, 79)	< 0.001

Note. * FACT-C = Functional Assessment of Cancer Therapy - Colorectal cancer, the sum score of all subscale domains

** FACT-G = Functional Assessment of Cancer Therapy - General (Health related general quality of life, assessment for chronic illness), the sum score of all subscale domains except CCS

*** TOI = Trial outcome index, the sum score of the PWB and FWB from the FACT-G and the disease-specific subscale item

was also distinction between cellular differentiation type. Higher amount of poor differentiation and mucinous were found in 3D-CRT.

Influenced by the poorer baselines in pathologic tissue in 3D-CRT, there were nearly a

half of patients with APR in 3D-CRT more than in 2D-RT. And for chemotherapy detail, the trend of using capecitabine was increased in 3D-CRT which might be convenient in daily life and minimal in side effect, however, beyond the

scope of this study. There were two previous studies comparing 2D-RT and 3D-CRT in locally advanced rectal cancer. Corner reported that 3D-CRT was superior to 2D-RT in terms of better target coverage of the tumor volume and lessen the volume of small intestine.^[8] Supported by Cella 3D-CRT also improved target coverage of the tumor without affecting normal tissue complication probability for small intestine and bladder.^[9] Although 3D-CRT technique could increase accuracy in treating field and decrease normal tissue toxicity, it would also have an influence on late radiation complications and QoL.

Intestinal toxicity was the most frequent complication and serious side effect following radiotherapy in rectal cancer patients. It usually occurred within the first 6-18 months after treatment. Komori reported 13% of advanced rectal cancer patients receiving post-operative radiotherapy had experienced intestinal complication as early as 2 to 3 months and 25% as late as 10 years.^[10] The sequelae included diarrhea, ileus, intestinal perforation, and pelvic inflammation. However, pelvic small intestinal volumes and radiation target volume were determined of late small intestinal complication. Guckenberger revealed that patients who underwent surgery especially APR likely to develop small intestine fixation but prone position and belly board used during radiation may helped reduced volume of small intestine in the treatment field.^[11] Multiple field treatment technique, even in 2D-RT that reduced dose to small intestine which showed benefit in reduced small intestine complication

rate to lesser than 5-10%.^[5,7,12] However, in our study, 2D-RT group showed less moderate late intestine and bladder complications. We assumed that it was an effect of time. The median follow-up time of 2D-RT was 4.92 years while only 2.18 years in 3D-CRT groups.

Quality of life (QoL) was an important factor reflecting treatment outcome. In colorectal cancer patients, intestine problems and stoma had an impact on daily living. Diarrhea and incontinence may interfere with family and social life. To improve quality of life, we need to facilitate post-radiation treatment adaptation. Education, self-help group, behavioral therapy such as anal training may help patients coped with their changes.^[13]

According to Yoo's study, FACT-C was a valid disease specific tool responsible to change in functional status over period of time. QoL decreased during the first few months after treatment while over 6 months period, it recovered to baseline level.^[14] These supported our outcome that regardless of radiation techniques, FACT-C scoring may increase over the period of time. Moreover, the number of patients who had worsened baseline features as mentioned above tended to receive higher radiotherapy doses which might induce more discomfort in daily life and bring lower QOL in 3D-CRT, which need further investigation to clarify this suspicion. The high percentage of APR rate in 3D-CRT increased the amount of patients who had permanent colostomy which was not habituated to them, thus result in reduction of QOL point in 3D-CRT group in our study.

There were some limitations in our study. First, there were some differences in baseline characteristics of both arms in which patients in 3D-CRT had poorer prognostic features. This might make the 3D-CRT had the aggressive treatment which could be followed by the more severe complications and poorer quality of life. Secondly, this study might illustrate the results in different points of time compared between both arms. To describe the reason, there was the transition of 2D-RT to 3D-CRT technique from the past to present time which would be better if the author could further collect the data of 3D- CRT longer enough to compare them in the same period. Third, there was a difference in beam directions which might have influenced the bowel complication. The radiotherapy treatment planning system in the 3D-CRT era could adapt the dose distribution to conform almost in target organs and limit the dose constraints to normal tissue. Owing to those reasons, some cases had raised AP-beam direction and the increasing dose treatment which might presume to increase the bowel complications whereas the results of the late bowel complication in this study were no significant difference in both arms. Nevertheless,

the colostomy dependent group showed the trend of increasing grade 2 or more of late small/large intestine complication in 3D-CRT (8 patients (9.7%)) vs. 2D-RT (0 patient(0%)). In our opinion, the benefit of the CT simulation in 3D-CRT had more potential, although AP beam direction was more frequently used in 3D CRT group. This factor could be further studied to show the resolution. Lastly, the limitation of results in some cases of telephone interviews might affect the quality of life's evaluation. There might be more accurate result by making the face-to-face interview.

Conclusion

The 2D-RT was not inferior to 3D-CRT in term of late bowel and bladder toxicities. There was no significant difference in late intestine and bladder complications between both radiation techniques. As an effect of longer follow-up time, 2D-RT patients tended to have lesser moderate intestine and bladder complications and significant better QoL. We suggested that the longer follow-up in 3D-CRT group would get some further profitable outcomes about the timing effect and other influential factors.

Reference

1. National Cancer Institute. Cancer Stat Facts: Common Cancer Sites. Estimated New Cancer Cases and Deaths for 2018. <https://seer.cancer.gov/statfacts/html/common.html>
2. National Cancer Institute, Ministry of Public Health, Thailand. Hospital-Based Cancer Registry 2017. 2018;1: xvii-iii.
3. Siriraj Cancer Canter. Siriraj Cancer Registry 2017. 2018;1:55-7.
4. Thomas PR, Lindblad AS. Adjuvant post-operative radiotherapy and chemotherapy in rectal carcinoma: a review of the Gastrointestinal Tumor Study Group experience. Elsevier 1988;13:245-52.
5. Krook JE, Moertel CG, Gunderson LL, Wieand HS, Collins RT, Beart RW, et al. Effective surgical adjuvant therapy for high-risk rectal carcinoma. N Engl J Med 1991;324:709-15.
6. Leonard LG, Joel ET, Jeffrey AB. Clinical radiation oncology. 4th ed. China: Churchill Livingstone; 2007.
7. O'Connell MJ, Martenson JA, Wieand HS, Krook JE, Macdonale JS, Haller DG, et al. Improving adjuvant therapy for rectal cancer by combining protracted-infusion fluorouracil with radiation therapy after curative surgery. N Eng J Med 1994;331: 502-7.
8. Corner R, Khimji F, Tsang Y, Harrison M, Glynne-Jones R, Hughes R. Comparison of conventional and three-dimensional conformal CT planning techniques for preoperative chemoradiotherapy for locally advanced rectal cancer. BJR 2011;84:173-8.
9. Cella L, Ciscognetti N, Martin G, Liuzzi R, Punzo G, Solla R, et al. Preoperative radiation for rectal cancer: Comparison of target coverage and small intestine NTCP in conventional vs. 3D-conformal planning. Medical Dosimetry 2009;34: 75-81.
10. Komori K, Kimura K, Kinoshita T, Sano T, Ito S, Abe T, et al. Complications associated with postoperative adjuvant radiation therapy for advanced rectal cancer. Int Surg 2014;99:100-5.
11. Guckenberger M, Flentje M. Late small bowel toxicity after adjuvant treatment for rectal cancer. Int J Colorectal Dis 2006;21:209-20.
12. Sauer R, Liersch T, Merkel S, Fietkau R, Hohenberger M, Hess C, et al. Preoperative versus postoperative chemoradiotherapy for locally advanced rectal cancer: Results of the German CAO/ARO/AIO-94 randomized phase III trial after a median follow-up of 11 years. J Clin Oncol 2012;30:1926-33.
13. Marventano S, Forjaz MJ, Grosso G, Mistretta A, Giorgianni G, Platania A, et al. Health related quality of life in colorectal cancer patients: State of the art. BMC Surg 2013;13(Suppl 2);S15.

14. Yoo HJ, Kim JC, Eremenco S, Han OS. Quality of life in colorectal cancer patients with colectomy and the validation of the functional assessment of cancer therapy-colorectal (FACT-C), version 4. J Pain Symptom Manage 2005;30:24-32.

การพัฒนาหุ่นจำลองสำหรับประเมินปริมาณรังสีและตรวจสอบความถูกต้องของ ตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม-192 ในทางรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง Development of ^{192}Ir HDR brachytherapy phantom for dosimetric verification and source positioning accuracy

เจฏภัทร ธาราทรัพย์¹, เนศรา พัฒนพันธ์², ศักดา กิ่งแก้ว³, ลักณา อภิปัญญาโสภณ⁴

¹ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

²แผนกรังสีวิทยา โรงพยาบาลสมิติเวช สุขุมวิท

³สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

⁴ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

ลักณา อภิปัญญาโสภณ

ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

154 ถนนพระราม 1 แขวงวังใหม่ เขตปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330 ประเทศไทย

อีเมล: l.apipanyasophon@gmail.com

Jettapat Tarasub¹, Nesara Pattanaphan², Sakda Kingkaew³, Lukkana Apipanyasophon⁴

¹*Division of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital*

²*Radiology Department, Samitivej Sukhumvit Hospital*

³*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital*

⁴*Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University*

Corresponding author:

Lukkana Apipanyasophon

⁴*Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University*

154 Rama 1 Rd., Pathumwan, Bangkok 10330, Thailand

Email: l.apipanyasophon@gmail.com

Submitted : Jun 11, 2021

Revised : Jul 22, 2021

Accepted : Aug 1, 2021

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: รังสีรักษาระยะใกล้ เป็นวิธีการรักษาที่ต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายในร่างกายใกล้ตำแหน่งรอยโรค เพื่อให้ปริมาณรังสีสูงที่อวัยวะเป้าหมาย ขณะที่อวัยวะสำคัญได้รับปริมาณรังสีน้อย จากการเปลี่ยนแปลงการกระจายรังสีต่อระยะทางอย่างรวดเร็วจึงมีความเสี่ยงต่อการเกิดความผิดพลาด ดังนั้นการพัฒนาอุปกรณ์ตรวจสอบปริมาณรังสีที่นำส่งและความถูกต้องของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีจึงมีความสำคัญ

วัตถุประสงค์: พัฒนาหุ่นจำลองต้นแบบสำหรับตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 พร้อมกับประเมินปริมาณรังสีที่นำส่งในงานรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง

วัสดุและวิธีการ: ออกแบบหุ่นจำลองบนแอปพลิเคชัน Shapr3D และขึ้นรูปด้วยแผ่นอะคริลิกขนาด 30x30x5 ลูกบาศก์เซนติเมตร ภายในหุ่นจำลองประกอบด้วย ช่องบรรจุอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีแบบเข็มหัวแหลม แผ่นวัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงแสง (Optically stimulated luminescence dosimeter; OSLD) และฟิล์มภาพโครมิก พร้อมสเกลระบุตำแหน่ง เก็บภาพหุ่นจำลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ กำหนดแผนการรักษาทดสอบและตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสี ยี่ห้อ Elekta รุ่น Flexitron ด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Oncentra ประเมินตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและปริมาณรังสีด้วยฟิล์มภาพโครมิกและแผ่น OSLD ตามลำดับ

ผลการศึกษา: หุ่นจำลองที่ขึ้นรูปตามแบบมีค่าเฉลี่ยเลขชี้ที่เท่ากับ 149.86 ± 3.89 HU เมื่อนำมาใช้ตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ร่วมกับฟิล์มภาพโครมิกพบความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายใน ± 1 มิลลิเมตร โดยพบความแตกต่างเฉลี่ยของปริมาณรังสีจากการวัดด้วยแผ่น OSLD กับการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาเท่ากับ 4.40 ± 2.51 เปรี่เซ็นต์

ข้อสรุป: หุ่นจำลองที่ขึ้นรูปสามารถนำมาใช้เป็นอุปกรณ์ตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 พร้อมกับประเมินปริมาณรังสีในการควบคุมคุณภาพประจำวันของเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีได้

คำสำคัญ: รังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง/ระบบลำเลียงต้นกำเนิดรังสีอัตโนมัติแบบทางไกล/หัววัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงแสง/ฟิล์มภาพโครมิก

Abstract

Backgrounds: Brachytherapy is a treatment method in which an encapsulated radioactive source placed at short distance from the tumor to deliver the high radiation dose to the target while sparing normal tissues. Due to its steep dose gradient, the lack of proper monitoring system has led to treatment delivery errors. Therefore, the development of device for verifying the dose delivery and the source position accuracy is essential.

Objective: The main objective of this study was to develop a prototype phantom for dosimetric measurement and source positioning check in ^{192}Ir high dose-rate (HDR) brachytherapy treatment.

Materials and Methods: The phantom size of 30x30x5 cm3 was designed on shapr3D application and built from acrylic material. It was composed of a single channel for source placement via needle applicator, 20 slots for holding the Optically stimulated luminescence dosimeter (OSLD),

and a single slot for placing the film. The computed tomography of our phantom was acquired and imported into the Oncentra treatment planning system (TPS). The test plan was created and delivered into the phantom using the Flexitron HDR afterloader. The source dwell position and calculate absorbed dose was investigated by the Gafchromic EBT3 film and nanoDots OSLD, respectively.

Results: The phantom was rigid and simple enough to be used for dosimetric measurement with OSLD and assessing the source dwell position with Gafchromic film. The average CT number of the phantom was equal to 149.86 ± 3.89 HU. The deviations of the source position were observed to be within ± 1 mm. The average difference in point dose between the OSLD measurement and TPS calculation was $4.40 \pm 2.51\%$.

Conclusion: Our phantom can be used as a routinely checking tool for assessing the source position and the delivered dose in the quality control procedure of ^{192}Ir brachytherapy unit.

Keywords: High dose rate brachytherapy/ Remote after-loading system/ Optically stimulated luminescence dosimeter/ Gafchromic film

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R43-R59

บทนำ

เทคนิครังสีรักษาระยะใกล้ คือการรักษาที่แหล่งกำเนิดรังสีอยู่ภายในร่างกายผู้ป่วยหรือใกล้กับตำแหน่งรอยโรค^[1] ตัวอย่างเช่น การรักษามะเร็งเยื่อบุโพรงมดลูก (Endometrial cancer) โดยให้ปริมาณรังสีในตำแหน่งที่กำหนด 600-800 เซนติเกรย์ต่อครั้ง จำนวน 4-6 ครั้ง^[2] ปัจจุบันเทคนิครังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูงกว่า 12 เกรย์ต่อชั่วโมง (High dose rate brachytherapy; HDR-BT) นิยมใช้ธาตุกัมมันตรังสีอิริเดียม 192 เป็นต้นกำเนิดเนื่องจากมีขนาดเล็ก สลายตัวให้รังสีแกมมาพลังงานเฉลี่ย 380 กิโลอิเล็กตรอนโวลต์ (keV) มีค่าความแรงรังสีจำเพาะ (Specific activity) สูง และค่าครึ่งชีวิต 73.8 วัน^[2, 3] เมื่อวางต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 แนบชิดกับรอยโรคจะให้การเปลี่ยนแปลงการกระจายรังสีต่อระยะทางอย่างรวดเร็ว (High dose gradient) โดยจำกัดการกระจายรังสีภายในรอยโรคเป้าหมายได้ดีกว่าเมื่อเทียบกับการรักษา

ด้วยการให้รังสีจากภายนอก (Teletherapy หรือ External Beam Radiotherapy; EBRT) ดังนั้นความถูกต้องแม่นยำของตำแหน่งการเคลื่อนที่ต้นกำเนิดรังสี (Dwell position) เวลาที่ต้นกำเนิดรังสีคงค้างอยู่ในแต่ละตำแหน่ง (Dwell time) จากการกำหนดโดยระบบลำเลียงต้นกำเนิดรังสีอัตโนมัติแบบทางไกล (Remote after-loading system)^[4] และความถูกต้องของแผนการรักษาที่คำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (Computerized treatment planning system; TPS) จึงเป็นสิ่งสำคัญ

เนื่องจากการเกิด High dose gradient รอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและกระบวนการหลากหลายขั้นตอนในการรักษาด้วยเทคนิครังสีรักษาระยะใกล้ จึงมีความเสี่ยงต่อการเกิดความผิดพลาดและอุบัติการณ์ทางคลินิกซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อผู้ป่วยโดยไม่สามารถสังเกตพบ ปัจจุบันการตรวจสอบการนำส่งแผนการรักษายังไม่ถูกกำหนด

รวมอยู่ในการควบคุมคุณภาพประจำวันในงานรังสีรักษาระยะใกล้ ดังนั้นการพัฒนาระบบตรวจสอบและการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองหรือในร่างกาย (In-vivo dosimetry; IVD) จึงเป็นสิ่งจำเป็น จากงานวิจัยของ Gabriel PF และคณะ^[5] พบว่า ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีจากแผนการรักษาและการวัดในหุ่นจำลองเกิดขึ้นได้จากหลายสาเหตุ ตัวอย่างเช่น การนำส่งต้นกำเนิดรังสีผิดตำแหน่ง เวลาคงค้างของต้นกำเนิดรังสีในแต่ละตำแหน่งผิดไป รวมถึงความไม่แน่นอนที่เกิดจากหัววัดรังสีและการวางตำแหน่งหัววัดรังสี เป็นต้น

การตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการเคลื่อนที่และเวลาที่ต้นกำเนิดรังสีคงค้างในแต่ละตำแหน่ง เป็นส่วนหนึ่งของการควบคุมคุณภาพประจำวันก่อนเริ่มการรักษาผู้ป่วย นิยมใช้อุปกรณ์ที่เรียกว่า Source position check ruler ตรวจสอบความถูกต้องในการเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี^[6] อย่างไรก็ตามอุปกรณ์ดังกล่าวใช้ตรวจสอบได้เฉพาะกับท่อส่งผ่านต้นกำเนิดรังสี (Transfer tube) เพียงบางชนิด^[7] จำเพาะตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีในการทดสอบ รวมถึงต้องอาศัยประสบการณ์ในการประเมินตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีด้วยตาเปล่า โดยไม่อาจทราบถึงการกระจายรังสีที่เกิดขึ้นรอบต้นกำเนิดรังสีในตำแหน่งที่นำส่งไปได้ จากการศึกษาของ Aldelajjan S และคณะ^[8] พบว่า ฟิล์มภาพโครมิกสามารถนำมาใช้ติดตามตำแหน่งการส่งผ่านต้นกำเนิดรังสีและประเมินผลกระทบที่เกิดขึ้นจากการเคลื่อนตำแหน่งได้

โดยทั่วไปการกระจายรังสีรอบต้นกำเนิดในงานรังสีรักษาระยะใกล้ได้จากการคำนวณผลที่เกิดขึ้นในตัวกลางน้ำ ตามสมการที่นำเสนอโดย American Association of Physicists Task Group no.43 (AAPM TG-43)^[9-11] เนื่องจากร่างกายมนุษย์ประกอบด้วยตัวกลางที่มีความหนาแน่นต่างกัน ส่งผลให้การคำนวณปริมาณรังสีตาม AAPM TG-43 ให้ผลคลาดเคลื่อนจากความเป็นจริงในบางสถานะ ดังนั้นจึงมีการนำหัววัดรังสีหลากหลายชนิดเช่น ฟิล์มวัดรังสี ชนิด Radiochromic^[12-13] หัววัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงความร้อน (Thermoluminescence dosimeter;

TLD)^[14-15] และหัววัดรังสีชนิดสารกึ่งตัวนำ (Diode)^[16] เป็นต้น มาใช้ในการประเมินปริมาณรังสี อย่างไรก็ตามหัววัดรังสีดังกล่าวมีข้อจำกัดจากกระบวนการวัดที่ซับซ้อนใช้อุปกรณ์ประกอบหลากหลาย เวลาในการประเมินผลนาน และไม่สามารถนำกลับมาใช้ใหม่ได้ จากการศึกษาของ Jursinic PA^[17] พบว่า หัววัดรังสีชนิดสารเรืองแสงเชิงแสง (Optically stimulated luminescent dosimeter; OSLD) ที่ทำจากผลึกอลูมิเนียมออกไซด์เจือด้วยคาร์บอน (Al₂O₃:C) จะปลดปล่อยแสงเรืองที่มีความยาวคลื่น 420 นาโนเมตร เมื่อถูกกระตุ้นด้วยแสงที่มีความยาวคลื่น 540 นาโนเมตร ภายหลังได้รับรังสีสามารถนำแผ่น OSLD มาอ่านค่าซ้ำได้หลายครั้ง เมื่อผ่านการปรับเทียบให้ความถูกต้องแม่นยำในการวัดที่ระดับ 0.5 เปอร์เซ็นต์ โดยไม่ขึ้นกับพลังงานและชนิดของรังสีสามารถนำมาใช้วัดปริมาณรังสีได้ตั้งแต่พลังงาน 5 keV ถึง 20 MeV ที่ช่วงปริมาณรังสี 50 ไมโครเกรย์ ถึง 1500 เซนติเกรย์ โดยพบการลดลงของค่าสัญญาณน้อยกว่า 0.05 เปอร์เซ็นต์ต่อครั้ง จากงานวิจัยของ Christopher JT และคณะ^[18] พบว่า แผ่น OSLD ให้การตอบสนองเป็นเส้นตรงที่ค่าปริมาณรังสี 0-600 เซนติเกรย์ (cGy) และมีคุณสมบัติเหมาะสมในการวัดปริมาณรังสีในทางรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง

ด้วยเหตุผลดังกล่าว คณะผู้วิจัยจึงมีความสนใจออกแบบและพัฒนาหุ่นจำลองต้นแบบจากอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 แบบแท่งเข็มหัวแหลม (Needle applicator) ในงานรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง เพื่อนำมาใช้เป็นชุดอุปกรณ์ทางเลือกในการควบคุมคุณภาพประจำวัน สำหรับทำการตรวจสอบทั้งตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและประเมินการกระจายรังสีจากแผนการรักษาในเวลาเดียวกัน

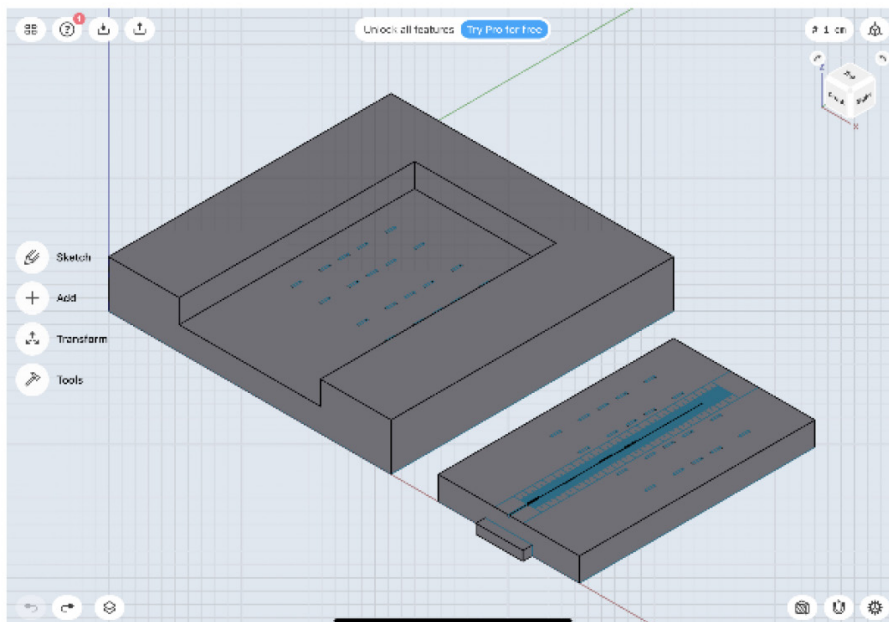
วัสดุและวิธีการ

การออกแบบและขึ้นรูปหุ่นจำลอง

ออกแบบหุ่นจำลองแบบแผ่น รูปทรงสี่เหลี่ยมที่มีความกว้างและความยาว 30 เซนติเมตร ความหนา 5

เซนติเมตร เพื่อให้มีขนาดและน้ำหนักพอเหมาะสำหรับการพกพา บนแอปพลิเคชัน Shapr3D ซึ่งติดตั้งบนระบบปฏิบัติการ iOS ที่บริเวณแนวแกนกลางหุ่นจำลอง ออกแบบให้มีช่องบรรจุอุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 แบบแท่งเข็มหัวแหลม MR-compatible needle applicator รุ่น ProGuide จำนวน 1 ช่อง Needle applicator นี้มีความยาวและเส้นผ่านศูนย์กลางเท่ากับ 20.6 เซนติเมตร และ 0.2 เซนติเมตร ตามลำดับ ช่องบรรจุแผ่น OSLD ที่ทำจากผลึก $Al_2O_3:C$ รูปแบบ NanoDot ยี่ห้อ Landauer มีความกว้าง 0.2 เซนติเมตร ความยาว 1 เซนติเมตร และความลึก 1 เซนติเมตร จำนวน 20 ช่อง ที่ตำแหน่งดังนี้ ช่องเจาะที่ระยะห่างจากจุด

กึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางซ้ายและขวา 2 และ 5 เซนติเมตร จำนวนทั้งสิ้น 4 ช่อง ช่องเจาะที่ระยะห่างจากแนวกึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางซ้ายขวาและด้านบนที่ 2 และ 5 เซนติเมตร จำนวนทั้งสิ้น 8 ช่อง และช่องเจาะที่ระยะห่างจากแนวกึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางซ้ายขวาและด้านล่างที่ 2 และ 5 เซนติเมตร จำนวนทั้งสิ้น 8 ช่อง นอกจากนั้น ออกแบบช่องบรรจุแผ่นฟิล์มภาพโครมิก รุ่น EBT3^[19] ความกว้าง 3 เซนติเมตร ความยาว 25 เซนติเมตร บริเวณกึ่งกลางใต้แนว Needle applicator โดยมีสเกลระบุตำแหน่งที่ค่าความละเอียด 1 มิลลิเมตร หุ่นจำลองที่ออกแบบแล้วเสร็จ แสดงดังภาพที่ 1



ภาพที่ 1 หุ่นจำลองที่ออกแบบให้มีช่องบรรจุตามขนาดกำหนดบนแอปพลิเคชัน Shapr3D สีเทาแสดงถึงบริเวณพื้นที่หุ่นจำลอง สีฟ้าแสดงถึงช่องบรรจุแผ่น OSLD และสเกลบอกตำแหน่ง

จากหุ่นจำลองที่ออกแบบนำมาขึ้นรูปด้วยแผ่นอะคริลิก สีใส ที่มีค่าความหนาแน่นเชิงมวล 1.18 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร ตัดด้วยเลเซอร์และเครื่องกลึงระบบคอมพิวเตอร์อัตโนมัติ (Computer numerical

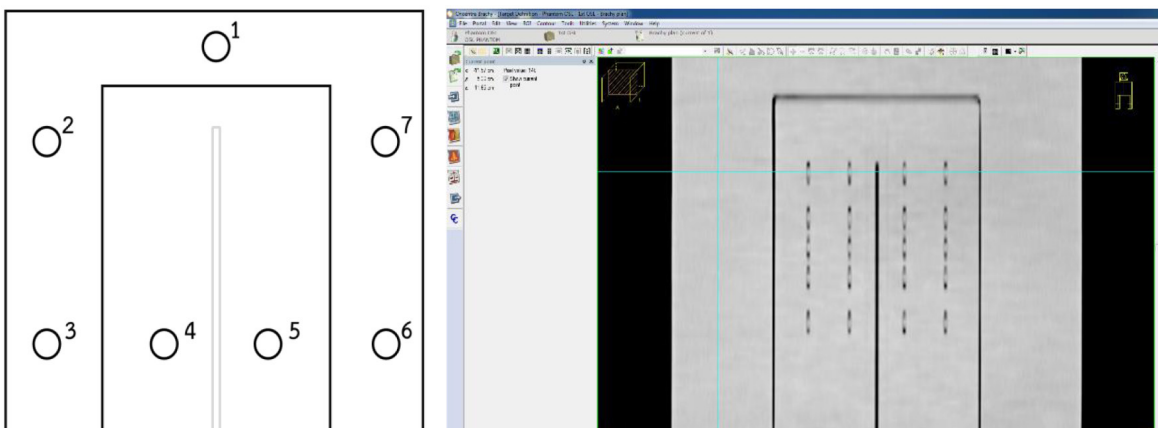
control; CNC) ให้มีความกว้างและความยาว 30 เซนติเมตร ความหนา 2.5 เซนติเมตร จำนวน 2 แผ่น แผ่นอะคริลิกที่ 1 เจาะเป็นช่องทะลุที่บริเวณกึ่งกลางแผ่น ให้มีความกว้าง 15 เซนติเมตร ความยาว 25 เซนติเมตร

เมื่อเจาะแล้วสามารถนำแผ่นที่เจาะประกบเข้ากับแผ่นเดิมได้ แผ่นที่เจาะออกขนาด 15x25 ตารางเซนติเมตรนำมาเจาะช่องบรรจุ Needle applicator และแผ่น OSLD ความกว้าง 0.2 เซนติเมตร ความยาว 1 เซนติเมตร ความลึก 0.5 เซนติเมตร รวมทั้งเจาะร่องสำหรับวางฟิล์มภาพโครมิก พร้อมสเกลบอกตำแหน่ง ตามขนาด ตำแหน่งและจำนวนที่ออกแบบไว้ แผ่นอะคริลิกที่ 2 เจาะช่องสำหรับบรรจุแผ่น OSLD ความกว้าง 0.2 เซนติเมตร ความยาว 1 เซนติเมตร ความลึก 0.5 เซนติเมตร ตามตำแหน่งและจำนวนที่ออกแบบไว้ นำแผ่นอะคริลิกที่ 1 ซึ่งเหลือจากการเจาะแผ่นทะลุมาประกอบกับแผ่นอะคริลิกที่ 2 โดยใช้กาวยึดที่มุมทั้ง 4 ด้าน

การกำหนดแผนการรักษาทดสอบ

เก็บภาพหุ่นจำลองที่ขึ้นรูปได้จากแผ่นอะคริลิกด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ยี่ห้อ Siemens รุ่น Somatom Definition AS 64 Slice ติดตั้งที่แผนกรังสีรักษา

และมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ด้วยโปรโตคอลช่องท้องเดียวกับที่ใช้ในการรักษาผู้ป่วยจริงทางคลินิก กำหนดค่าแรงดันไฟฟ้าที่ 120 กิโลโวลต์ การสแกนแบบหมุนเกลียว (Helical scan) ความหนาสไลด์ (Slice thickness) 3 มิลลิเมตร และระยะการเคลื่อนที่เตียงต่อหนึ่งรอบการหมุนหลอดเอกซเรย์ (Pitch) 1 มิลลิเมตร นำส่งชุดข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของหุ่นจำลองเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา ยี่ห้อ Oncentra รุ่น 4.5.3 บริษัท Elekta ประเทศสวีเดน ประเมินค่าเลขซีทีตามแนวตัดหน้าหลัง (Coronal plane) จากภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองทั้งในแผ่นอะคริลิกส่วนที่ 1 และ 2 โดยส่วนที่ 1 ประเมินค่าเลขซีทีที่ตำแหน่งบนสุดตามแนวกึ่งกลางหุ่นจำลอง ขอบด้านซ้ายและด้านขวา จำนวนทั้งสิ้น 5 ตำแหน่ง ส่วนที่ 2 ประเมินค่าเลขซีทีที่ตำแหน่งขอบด้านซ้ายและด้านขวา จำนวนทั้งสิ้น 2 ตำแหน่ง แสดงดังภาพที่ 2

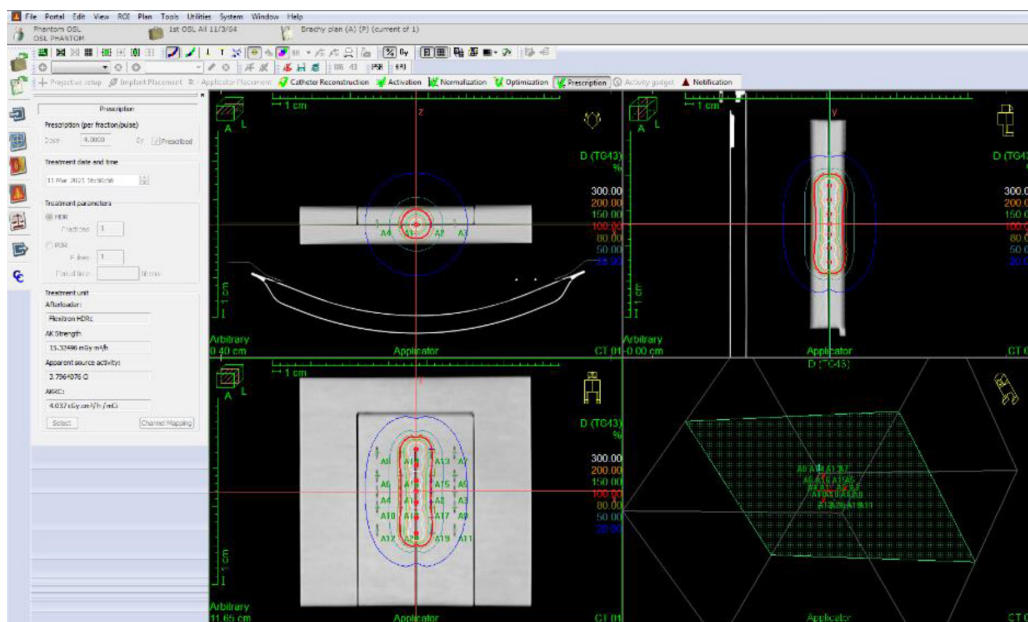


ภาพที่ 2 ตำแหน่งและการประเมินค่าเลขซีทีบนหุ่นจำลองด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

กำหนดแผนการรักษาทดสอบด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา โดยการนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ที่มีค่า Air kerma rate constant เท่ากับ 4.037 เซนติเกรย์ตารางเซนติเมตรต่อชั่วโมงต่อมิลลิวรี (cGy.

cm²/h/mCi) ผ่าน Transfer tube และ Needle applicator ไปตามแกนกลางหุ่นจำลองทั้งสิ้น 7 ตำแหน่ง ดังนี้ ที่ตำแหน่งปลายแท่งเข็ม (Dwell position = 288) และที่ตำแหน่งห่างจากปลายแท่งเข็มเป็นระยะทาง 2, 4,

ชาว 2 เซนติเมตร ได้รับปริมาณรังสี 400 เซนติเกรย์ การกระจายรังสีจากแผนการรักษาทดสอบที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา แสดงดังภาพที่ 3



ภาพที่ 3 การกระจายรังสีและตำแหน่งประเมินปริมาณรังสีในแผนการรักษาทดสอบที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

นำฟิล์มที่ได้มาสแกนด้วยเครื่องสแกนเนอร์ ยี่ห้อ Epson รุ่น Perfection V800 Photo กำหนดค่าพารามิเตอร์ ในการสแกนเก็บภาพที่ความละเอียด 150 จุดต่อนิ้ว (dot per inch, dpi) ความลึกเบต 48 บิต บันทึกภาพเป็นสกุลไฟล์ *.tiff ภาพที่ได้ภายหลังการสแกนนำมาประมวลผล ด้วยโปรแกรม ImageJ เวอร์ชัน 1.52a โดยหาค่าพิกเซล (Pixel value) ในช่องสัญญาณสีแดง ตามแนวนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ประเมินตำแหน่งกึ่งกลางต้นกำเนิดรังสีจากตำแหน่งที่พบ Pixel value ต่ำสุดบนฟิล์มภาพโครมิก ก่อนการวัดปริมาณรังสีด้วยแผ่น OSLD ทั้ง 3 ครั้ง โดยผู้วิจัยจำนวน 2 คน แปลง Pixel value เป็นระยะทาง โดยเริ่มนับจากปลายแผ่นฟิล์ม ตามสมการที่ (1)

บรรจุฟิล์ม ชนิด Gafchromic รุ่น EBT3 จำนวน 1 แผ่น ในช่องที่เจาะเตรียมไว้บริเวณกึ่งกลางหุ่นจำลอง จากนั้นนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสี ยี่ห้อ Elekta รุ่น Flexitron TCC 3.2.1.0004^[20] ผ่าน Transfer tube ที่ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลางภายนอก 6 French ความยาว 1000 มิลลิเมตร และ Needle applicator เพื่อนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ไปคงค้างยังตำแหน่งและเวลาที่กำหนดไว้ตามแผนการรักษาทดสอบ ประเมินความถูกต้องในการเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีเบื้องต้นจากการวัดระยะทางบนฟิล์ม จากนั้นทิ้งฟิล์มดังกล่าวไว้ในที่มีอย่างน้อย 24 ชั่วโมง เพื่อให้กระบวนการสร้างภาพเสร็จสมบูรณ์

$$D = \frac{d}{PPM} \quad (1)$$

กำหนดให้ D หมายถึง ระยะทาง หน่วยมิลลิเมตร
d หมายถึง ระยะทาง หน่วยพิกเซล
PPM หมายถึง ความละเอียดในการสแกน
เก็บภาพ หน่วยพิกเซลต่อมิลลิเมตร

การประเมินปริมาณรังสีในหุ่นจำลอง

ก่อนประเมินปริมาณรังสีด้วยแผ่น OSLD ตามแผนการรักษาทดสอบ นำแผ่น OSLD จำนวน 20 แผ่น มาสอบเทียบโดยนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ผ่าน Needle applicator ไปยังกึ่งกลางหุ่นจำลองที่ Dwell position เท่ากับ 238 บรรจุแผ่น OSLD ที่ระยะห่างจากกึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางด้านซ้ายและขวา 2 เซนติเมตร กำหนดให้ตำแหน่งดังกล่าวได้รับปริมาณรังสี 50, 100, 200, 300, 400 และ 500 cGy ประเมินการตอบสนองของแผ่น OSLD ต่อปริมาณรังสีที่ได้รับ คำนวณหาค่าตัวแปรปรับเทียบ (Calibration factor; CAF) และความไวในการตอบสนองต่อต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ของแผ่น OSLD แต่ละแผ่น (Sensitivity adjustment factor; SAF) ตามสมการที่ (2) และ (3) ตามลำดับ

$$CAF = \frac{Avg.count}{Prescribed\ dose} \quad (2)$$

$$SAF = \frac{Avg.count}{CAF \times Sensitivity \times Prescribed\ dose} \quad (3)$$

กำหนดให้
CAF หมายถึง ค่าตัวแปรปรับเทียบแผ่น
Avg. count หมายถึง ค่านับวัดเฉลี่ยที่อ่านได้จากแผ่น OSLD แต่ละแผ่น
Prescribed Dose หมายถึง ปริมาณรังสีที่กำหนด หน่วย cGy
SAF หมายถึง ความไวในการตอบสนองต่อต้นกำเนิดรังสีอิริเดียมของแผ่น OSLD แต่ละแผ่น

Sensitivity หมายถึง ความไวในการตอบสนองต่อรังสีของแผ่น OSLD ตั้งต้น

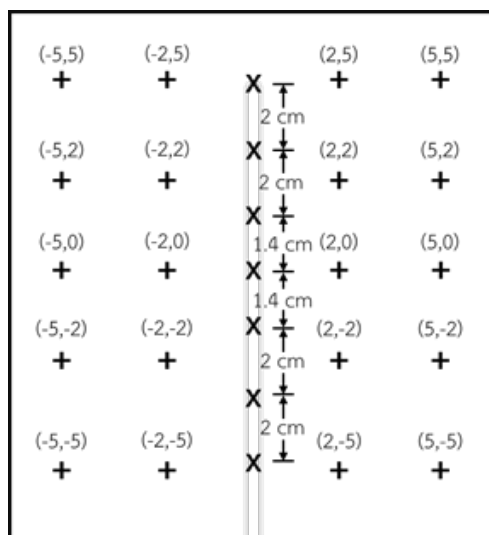
บรรจุแผ่น OSLD จำนวน 20 แผ่น ที่ผ่านการสอบเทียบในตำแหน่งที่เจาะช่องไว้ ดังภาพที่ 4 จากนั้นนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีด้วย Remote after-loading system ไปคงค้างยังตำแหน่งและเวลาที่กำหนดไว้ตามแผนการรักษาทดสอบ ทำการวัดปริมาณรังสีด้วยแผ่น OSLD จำนวน 3 ครั้ง นำแผ่น OSLD ที่ได้รับรังสีมาอ่านค่านับวัดด้วยเครื่องอ่านสัญญาณแผ่น OSLD (OSL reader) ยี่ห้อ Landauer รุ่น MicroSTAR[21] จำนวนแผ่นละ 5 ครั้ง หาค่านับวัดเฉลี่ยและคำนวณปริมาณรังสีที่แผ่น OSLD ได้รับจากสมการที่ (4) เปรียบเทียบค่าปริมาณรังสีที่วัดได้จากแผ่น OSLD แต่ละตำแหน่ง กับแผนการรักษาทดสอบที่คำนวณได้จากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

$$Dose\ (cGy) = \frac{Avg.count}{CAF \times Sensitivity \times SAF} \quad (4)$$

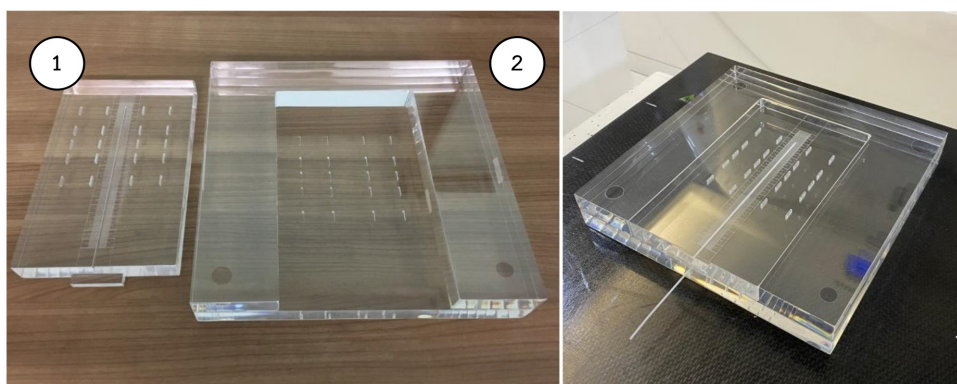
ผลการศึกษา

หุ่นจำลอง

หุ่นจำลองที่ออกแบบและขึ้นรูปด้วยแผ่นอะคริลิกตามรูปแบบที่กำหนดมีน้ำหนักรวม 5.3 กิโลกรัม สามารถแยกเป็น 2 ส่วน เพื่อบรรจุแผ่น OSLD และฟิล์มภาพโครมิกก่อนและหลังการประเมินปริมาณรังสีและตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี โดยส่วนที่ 1 มีขนาด 15x25x2.5 ลูกบาศก์เซนติเมตร ประกอบด้วยช่องบรรจุ Needle applicator แผ่น OSLD ฟิล์มภาพโครมิกและสเกลระบุตำแหน่ง ส่วนที่ 2 มีขนาด 30x30 ตารางเซนติเมตร ความหนาแน่นเท่ากับ 5 เซนติเมตร มีช่องบรรจุแผ่น OSLD จำนวน 20 ช่อง ดังภาพที่ 5 จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ประเมินค่าเฉลี่ยเลขชี้กำลังของหุ่นจำลองส่วนที่ 1 และส่วนที่ 2 มีค่าเท่ากับ 148.80±4.09 HU (Hounsfield Units) และ 152.50±2.12 HU ตามลำดับ



ภาพที่ 4 ตำแหน่งการวางแผน OSLD ตามแผนการรักษาทดสอบในหุ่นจำลอง เครื่องหมายกากบาทแสดงตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 เครื่องหมายบวกแสดงตำแหน่งแผ่น OSLD ตัวเลขแสดงระยะห่างจากจุดกึ่งกลางหุ่นจำลองในหน่วยเซนติเมตร

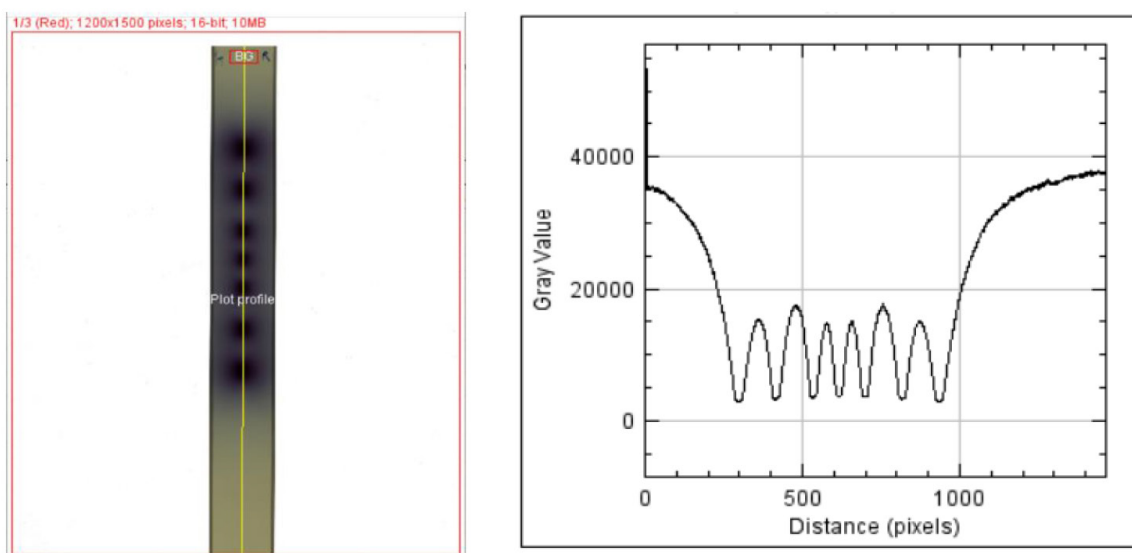


ภาพที่ 5 หุ่นจำลองที่ขึ้นรูปจากแผ่นอะคริลิกประกอบด้วย 2 ส่วนแยกจากกันได้ นำมาใช้ประเมินปริมาณรังสี และตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จาก Needle applicator

ตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและปริมาณรังสี

เมื่อนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีด้วย Remote after-loading system ผ่านเข้าไปในหุ่นจำลองที่ขึ้นรูปตามแผนการรักษาทดสอบ ประเมินตำแหน่งกึ่งกลางต้นกำเนิดรังสีในแต่ละ Dwell position จาก Pixel value ที่อ่านค่า

บนฟิล์มภาพโครมิก ดังภาพที่ 6 ค่าเฉลี่ยและส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ในแผนการรักษาทดสอบที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา และจากการวัดด้วยฟิล์มภาพโครมิก โดยผู้วิจัย 2 คน ตำแหน่งละ 3 ครั้ง แสดงดังตารางที่ 1



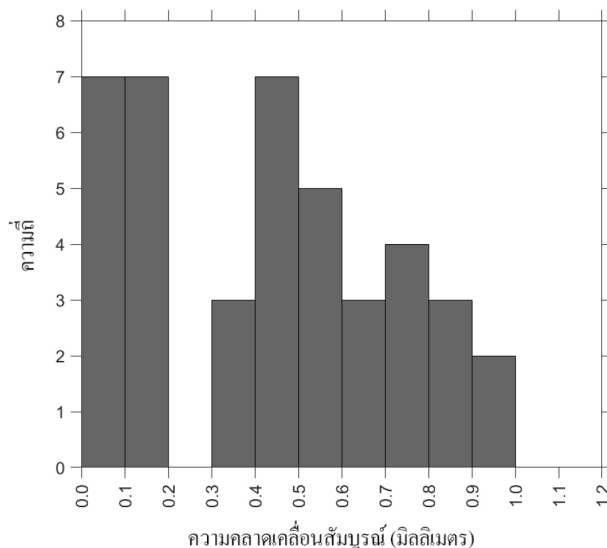
ภาพที่ 6 การวางแนวสร้างกราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Pixel value และระยะทาง เพื่อประเมินตำแหน่งกึ่งกลางต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 บนโปรแกรม ImageJ

ตารางที่ 1 ตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากแผนการรักษาทดสอบและจากระบบลำเลียงต้นกำเนิดรังสีอัตโนมัติแบบทางไกลที่วัดด้วยฟิล์มกาโครมิก

ตำแหน่ง	ตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี (Dwell position)			
	จากการกำหนดตำแหน่งในแผนการรักษาทดสอบ	ค่าเฉลี่ยจากการวัดครั้งที่ 1	ค่าเฉลี่ยจากการวัดครั้งที่ 2	ค่าเฉลี่ยจากการวัดครั้งที่ 3
1	288	287.79 ± 0.95	287.70 ± 0.35	288.46 ± 0.00
2	268	267.43 ± 0.24	267.43 ± 0.24	268.78 ± 0.24
3	248	247.41 ± 0.24	247.67 ± 0.36	248.51 ± 0.59
4	234	233.63 ± 0.48	233.46 ± 0.00	234.14 ± 0.00
5	220	219.69 ± 0.24	219.86 ± 0.24	220.45 ± 0.12
6	200	199.50 ± 0.24	200.01 ± 0.00	200.27 ± 0.12
7	180	179.23 ± 0.12	180.16 ± 0.00	180.33 ± 0.24

จากการศึกษาพบว่า ความคลาดเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีด้วย Remote after-loading system ที่ประเมินด้วยฟิล์มภาพโครมิกกับตำแหน่งที่กำหนดตามแผนการรักษาทดสอบ มีค่าอยู่ในช่วง -0.95 ถึง 0.89 ซึ่งอยู่ภายใน

เกณฑ์กำหนดที่ค่าความคลาดเคลื่อน ± 1 มิลลิเมตร^[22,23] ความถี่ของความคลาดเคลื่อนในการนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ตามตำแหน่งที่กำหนดในแผนการรักษาทดสอบ ประเมินโดยผู้วิจัย 2 คน ตำแหน่งละ 3 ครั้ง แสดงดังภาพที่ 7

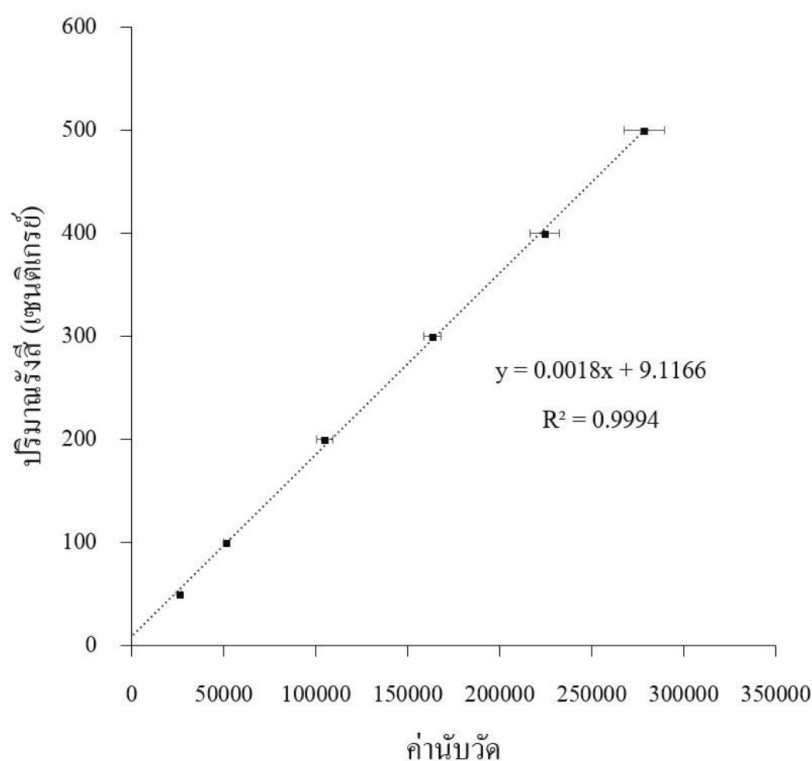


ภาพที่ 7 กราฟแจกแจงความถี่ความคลาดเคลื่อนจากการนำส่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ตามแผนการรักษาทดสอบ

จากการเปรียบเทียบแผ่น OSLD จำนวน 20 แผ่น ด้วยต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ที่ค่าความแรงรังสี 7.90 คูรี (Ci) ณ วันที่ทำการเปรียบเทียบ ในหุ่นจำลองที่ขึ้นภาพที่ระยะห่าง 2 เซนติเมตร จากจุดกึ่งกลางหุ่นจำลอง ด้วยปริมาณรังสีที่ทราบค่า ได้กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดเฉลี่ยจากแผ่น OSLD กับปริมาณรังสีจากต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 ในเชิงเส้นตรงที่มีค่าความผันแปรของตัวแปรตอบสนอง (R-square; R^2) เข้าใกล้ 1 ดังภาพที่ 8

เมื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่วัดด้วยแผ่น OSLD และที่คำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาจำนวน 20 ตำแหน่ง ทั้งในตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีต่อพื้นที่อย่างรวดเร็วจากการวางแผน OSLD

ที่ระยะห่าง 2 เซนติเมตร จากแนวแกนกลางหุ่นจำลอง และตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงค่าปริมาณรังสีต่อพื้นที่น้อยกว่าการวางแผน OSLD ที่ระยะห่าง 5 เซนติเมตร จากแนวแกนกลางหุ่นจำลอง พบค่าเฉลี่ยความแตกต่างระหว่างปริมาณรังสีสัมบูรณ์ (Absolute dose) จากการวัดและการคำนวณ มีค่าอยู่ในช่วง -6.63 ถึง 8.99 เปอร์เซ็นต์ โดยพบค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างสูงสุดที่ตำแหน่งห่างจากจุดกึ่งกลางหุ่นจำลองไปทางด้านซ้ายและอยู่เหนือขึ้นไป 5 เซนติเมตร ดังตารางที่ 2 นอกจากนั้น ผลการศึกษาแสดงให้เห็นว่าค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานจากการวัดด้วยแผ่น OSLD สัมพันธ์โดยตรงกับระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสีตามแนวแกน X



ภาพที่ 8 กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่านับวัดเฉลี่ยกับปริมาณรังสีจากต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192

ตารางที่ 2 ปริมาณรังสีสมบูรณ์และค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดด้วยแผ่น OSLD และที่คำนวณในแผนการรักษาทดสอบที่ตำแหน่งต่างๆ

ตำแหน่ง	แกน		ปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัด ±	ปริมาณรังสีจากการ	ความแตกต่าง (เปอร์เซ็นต์)
	X (เซนติเมตร)	Y (เซนติเมตร)	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนต์ิเกรย์)	คำนวณ (เซนต์ิเกรย์)	
1	2.0	0.0	380.68 ± 10.27	373.59	-1.90
2	-2.0	0.0	365.10 ± 17.59	373.86	2.34
3	2.0	2.0	390.50 ± 32.67	381.64	-2.32
4	-2.0	2.0	408.14 ± 14.14	382.75	-6.63
5	2.0	-2.0	400.28 ± 20.24	382.42	-4.67
6	-2.0	-2.0	366.82 ± 16.22	381.87	3.94
7	2.0	5.0	431.07 ± 2.16	431.07	0.00

ตำแหน่ง	แกน		ปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัด $\pm$	ปริมาณรังสีจากการ	ความแตกต่าง (เปอร์เซ็นต์)
	X (เซนติเมตร)	Y (เซนติเมตร)	ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน (เซนติเกรย์)	คำนวณ (เซนติเกรย์)	
8	-2.0	5.0	434.58 $\pm$ 14.52	427.43	-1.67
9	2.0	-5.0	462.92 $\pm$ 5.92	434.46	-6.55
10	-2.0	-5.0	438.17 $\pm$ 2.53	431.79	-1.48
11	5.0	0.0	117.12 $\pm$ 0.95	121.95	3.96
12	-5.0	0.0	124.76 $\pm$ 2.44	121.99	-2.27
13	5.0	2.0	113.23 $\pm$ 0.74	120.82	6.28
14	-5.0	2.0	112.93 $\pm$ 0.49	121.00	6.67
15	5.0	-2.0	112.44 $\pm$ 0.64	120.91	7.01
16	-5.0	-2.0	111.35 $\pm$ 0.69	120.83	7.85
17	5.0	5.0	97.32 $\pm$ 0.50	106.93	8.99
18	-5.0	5.0	103.24 $\pm$ 1.95	107.21	3.70
19	5.0	-5.0	103.58 $\pm$ 1.94	107.03	3.22
20	-5.0	-5.0	113.92 $\pm$ 1.07	106.84	-6.63

บทวิจารณ์

งานวิจัยนี้ทำการออกแบบและขึ้นรูปหุ่นจำลองต้นแบบเพื่อใช้เป็นอุปกรณ์ในการตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิตเรียม 192 พร้อมทั้งประเมินปริมาณรังสีจากเครื่องสอดใส่ต้นกำเนิดรังสี ยี่ห้อ Flexitron จากการศึกษพบว่า ปริมาณรังสีเฉลี่ยจากการวัดด้วยแผ่น OSLD และการคำนวณด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Oncentra มีค่าความแตกต่างเท่ากับ 4.40 ± 2.51 เปอร์เซ็นต์ สอดคล้องกับงานวิจัยของ Johansen JG และคณะ^[24] ที่ทำการติดตามการรักษา ประเมินตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีและปริมาณรังสีแบบทันทีในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก โดยพบค่าเฉลี่ยความแตกต่างของปริมาณรังสีที่วัดด้วยแผ่น OSLD และที่การคำนวณด้วยสมการ AAPM TG-43 เท่ากับ 4.60 ± 8.40 เปอร์เซ็นต์

(-17 เปอร์เซ็นต์ ถึง 12 เปอร์เซ็นต์) ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่พบอาจเนื่องมาจาก ชนิดของตัวกลางหัววัดรังสีและการจัดตำแหน่งหัววัดรังสี รวมถึงการสร้างภาพ (Image reconstruction) อุปกรณ์สอดใส่ต้นกำเนิดรังสีในเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา เป็นต้น

หุ่นจำลองที่ออกแบบขึ้นรูปจากวัสดุอะคริลิก มีความหนาแน่นเชิงมวลและเลขซีที่สูงกว่าตัวกลางน้ำ แต่ใกล้เคียงเนื้อเยื่อไขมัน (Adipose tissue)^[25] ส่งผลให้เกิดความแตกต่างของปริมาณรังสีจากการวัดและการคำนวณเนื่องจากการกระจายรังสีจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา คำนวณตามสมการ AAPM TG-43^[11] ซึ่งกำหนดให้ตัวกลางเป็นน้ำเสมอ จากงานวิจัยของ Ghorbani M และคณะ^[26] พบค่าความแตกต่างระหว่างการกระจายรังสี

ในตัวกลางน้ำและวัสดุเทียบเท่าน้ำถึง 5 เปอร์เซ็นต์ ที่ระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสี 20 เซนติเมตร โดยความแตกต่างจะเพิ่มขึ้นเมื่อระยะทางมากขึ้น

จากงานวิจัยของ Andersen CE และคณะ^[27] พบว่าแผ่น OSLD ที่ทำจากผลึก $Al_2O_3:C$ เมื่อนำมาใช้วัดปริมาณรังสีในงานรังสีรักษาระยะใกล้แบบอัตรารังสีสูง อาจให้ความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีที่วัดได้ถึง 8 เปอร์เซ็นต์ เนื่องมาจากความคงที่ของค่านับวัด การตอบสนองต่อพลังงานและทิศทางของรังสีที่ตกกระทบ และการปรับเทียบ (Calibration) ระบบวัดรังสี เป็นต้น ดังนั้นก่อนนำแผ่น OSLD มาใช้วัดปริมาณรังสีจำเป็นต้องทำการปรับเทียบกับแหล่งกำเนิดรังสีที่ต้องการศึกษา สอดคล้องกับผลการศึกษาของ Jursinic PA และคณะ^[17] ซึ่งพบว่าแผ่น OSLD ที่ผ่านการปรับเทียบด้วยต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 มีความไวในการตอบสนองต่อรังสีสูงกว่าการปรับเทียบด้วยรังสีเอกซ์ พลังงาน 6 เมกะโวลต์ ประมาณ 6 เปอร์เซ็นต์ และจากงานวิจัยของ Tien CJ และคณะ^[28] พบว่า การตอบสนองต่อรังสีของแผ่น OSLD ขึ้นกับมุมตกกระทบ โดยมุมตกกระทบที่มากกว่า 30 องศา ทำให้การตอบสนองต่อรังสีลดลงสูงสุด 20 เปอร์เซ็นต์ ดังตารางที่ 2 ซึ่งแสดงให้เห็นว่า ปริมาณรังสีที่วัดจากแผ่น OSLD บริเวณมุมบนของหุ่นจำลองมีค่าต่ำกว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณ เนื่องจากตำแหน่งดังกล่าวได้รับปริมาณรังสีส่วนหนึ่งจากต้นกำเนิดรังสีตำแหน่งใกล้เคียงที่มีมุมตกกระทบมากกว่า 30 องศา

การเปลี่ยนแปลงการกระจายรังสีต่อระยะทางอย่างรวดเร็ว โดยเฉพาะตำแหน่งที่ใกล้แหล่งกำเนิดรังสี ที่จะทำให้เห็นว่ามีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานจากการวัดสูง ทำให้ระยะทางที่ผิดไปเพียงเล็กน้อยมีผลให้เกิดการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีเป็นอย่างมาก จากงานวิจัยของ Tanderup K และคณะ^[29] พบว่าที่ระยะห่าง 4 มิลลิเมตร จากแหล่งกำเนิดรังสีมีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีเท่ากับ 50 เปอร์เซ็นต์ต่อมิลลิเมตร แต่ที่ระยะห่าง 20 และ 35 มิลลิเมตร จากแหล่งกำเนิดรังสีมีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีลดลงเท่ากับ 6 เปอร์เซ็นต์ต่อมิลลิเมตร และ

5 เปอร์เซ็นต์ต่อมิลลิเมตร ตามลำดับ สอดคล้องกับผลการศึกษาในตารางที่ 2 ซึ่งพบค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่านับวัดจากแผ่น OSLD ที่ตำแหน่งห่างจากจุดกึ่งกลางหุ่นจำลองตามแนวแกน X 2 เซนติเมตร มีค่าสูงกว่าที่ตำแหน่งห่างจากจุดกึ่งกลาง 5 เซนติเมตร

จากกราฟแจกแจงความถี่ความคลาดเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีในภาพที่ 7 พบว่า ค่ามัธยฐานความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 เมื่อเทียบกับแผนการรักษาทดสอบ เท่ากับ 0.42 มิลลิเมตร อาจเกิดเนื่องมาจากความผิดพลาดในการจัดวางตำแหน่งฟิล์มภาพโครมิกในหุ่นจำลอง และการสร้างภาพ Needle applicator ตามแนวยาวในเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา เป็นต้น ซึ่งส่งผลกระทบให้การกำหนดตำแหน่งต้นกำเนิดรังสี และมุมตกกระทบของรังสีต่อแผ่น OSLD เปลี่ยนไปได้

หุ่นจำลองที่ขึ้นรูปนี้ แม้ว่าจะสามารถนำมาใช้เป็นชุดอุปกรณ์ในการควบคุมคุณภาพการเคลื่อนที่ของต้นกำเนิดรังสีและประเมินการกระจายรังสีไปพร้อมกันได้ อย่างไรก็ตามยังคงมีข้อจำกัดในการตรวจสอบตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีได้เฉพาะต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสี ยี่ห้อ Elekta รุ่น Flexitron ผ่าน Needle applicator แบบหัวแหลมเท่านั้น ไม่สามารถใช้งานร่วมกับต้นกำเนิดรังสี เครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสี และ Applicator อื่นที่มีการใช้งานทางคลินิก นอกจากนั้นความหนาของหุ่นจำลองที่น้อยกว่าความหนาแนะนำตาม AAPM TG-43^[11] อาจส่งผลต่อปริมาณรังสีที่วัดจากแผ่น OSLD จึงควรประเมินผลกระทบจากปัจจัยดังกล่าวเพิ่มเติมก่อนนำไปใช้งานจริง

ข้อสรุป

หุ่นจำลองที่ออกแบบและขึ้นรูปจากแผ่นอะคริลิก ร่วมกับการใช้ฟิล์มภาพโครมิกและแผ่น OSLD สามารถนำมาใช้เป็นอุปกรณ์ทางเลือกในการควบคุมคุณภาพเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการเคลื่อนที่ต้นกำเนิดรังสีอิริเดียม 192 และประเมินการกระจายรังสี

จากเครื่องสอดใส่สารกัมมันตรังสีแบบ Remote after-loading system ผ่าน Needle applicator ตามแผนการรักษาทดสอบจากเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา โดยพบค่าความคลาดเคลื่อนตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีอยู่ภายในเกณฑ์ที่ยอมรับ และค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ระยะห่าง 2 และ 5 เซนติเมตร จากแนวกึ่งกลางต้นกำเนิดรังสี น้อยกว่า 10 เปอร์เซ็นต์

กิตติกรรมประกาศ

คณะผู้วิจัยขอขอบคุณ คุณกนกพร ม่วงคำพร สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย สำหรับความช่วยเหลือในการสแกนเก็บภาพถ่ายทางรังสีของหุ่นจำลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ รวมถึงเจ้าหน้าที่ทุกท่านที่อำนวยความสะดวกในการดำเนินงานวิจัย

เอกสารอ้างอิง

1. Mayadev J, Benedict SH, Kamrava M. Handbook of image-guided brachytherapy. Springer International Publishing. 2017.
2. Mobit PN, Nguyen A, Packianathan S, He R, Yang C. Dosimetric comparison of brachytherapy sources for high-dose-rate treatment of endometrial cancer: (192)Ir, (60)Co and an electronic brachytherapy source. Br J Radiol. 2016;89:20150449.
3. Strohmaier S, Zwierzchowski G. Comparison of ⁶⁰Co and ¹⁹²Ir sources in HDR brachytherapy. J Contemp Brachy. 2011; 3:199-208.
4. Skowronek J. Current status of brachytherapy in cancer treatment – short overview. J Contemp Brachy. 2017; 9:581-9.
5. Gabriel PF, Jacob GJ, Ryan LS, Luc B, Sam B, Gustavo K, et al. In vivo dosimetry in brachytherapy: Requirements and future directions for research, development, and clinical practice. Phys Imag Radiat Oncol. 2020;16:1-11.
6. Steenhuijsen J, Harbers M, Hoffmann A, de Leeuw A, Rijnders A, Unipan M. Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders Report 30. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. 2018.
7. Awunor OA. Assessment of a source position checking tool for the quality assurance of transfer tubes used in HDR 192Ir brachytherapy treatments. Brachy. 2018;17:628-33.
8. Aldelajjan S, Devic S, Bekerat H, Papaconstadopoulos P, Schneider J, Seuntjens J, et al. Positional and angular tracking of HDR ¹⁹²Ir source for brachytherapy quality assurance using radiochromic film dosimetry. Med Phys. 2020;47:6122-39.
9. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.43. American Association of Physicists in Medicine. Med Phys. 1995;22:209-34.

10. Rivard MJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, Mitch MG, et al. Update of AAPM Task Group No.43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys.* 2004;31: 633-74.
11. Rivard MJ, Bulter WM, Dewerd LA, Huq MS, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No.43 Report. *Med Phys.* 2007;34:2187-205.
12. Palmer AL, Nisbet A, Bradley D. Verification of high dose rate brachytherapy dose distributions with EBT3 Gafchromic film quality control techniques. *Phys Med Biol.* 2013;58:497-511.
13. Ayoobian N, Asl AS, Poorbaygi H, Javanshir MR. Gafchromic film dosimetry of a new HDR ¹⁹²Ir brachytherapy source. *J Appl Clin Med Phys.* 2016;17:194-205.
14. Dewerd LA, Liang Q, Reed JL, Culberson WS. The use of TLDs for brachytherapy dosimetry. *Rad Meas.* 2014;71:276-81.
15. Jaselske E, Adliene D, Rudzianskas V, Urbonavicius GB, Inciura A. In vivo dose verification method in catheter based high dose rate brachytherapy. *Phys Med.* 2017;44:1-10.
16. Espinoza A, Petasecca M, Fuduli I, Howie A, Bucci J, et al. The evaluation of a 2D diode array in “magic phantom” for use in high dose rate brachytherapy pretreatment quality assurance. *Med Phys.* 2015;42:663-73.
17. Jursinic PA. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs for clinical dosimetric measurements. *Med Phys.* 2007;34(4):4594-604.
18. Christopher JT, Robert EI, Jessica RH, Bruce C, Edward S. Optically stimulated luminescent dosimetry for high dose rate brachytherapy. *Front Oncol.* 2012;2:1-7.
19. GAFChromic™ EBT3 film specification, Available from: www.gafchromic.com
20. Elekta Flexitron afterloader, Available from: www.elekta.com
21. Microstar user guide version 5.0. Landauer; 2015.
22. Nath R, Anderson LL, Meli JA, Olch AJ, Stitt JA, Williamson JF. Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.56. *Med Phys.* 1997;24:1557-98.
23. Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders Report 30. Netherlands Commission of Radiation Dosimetry; 2018.
24. Johansen JG, Rylander S, Buus S, Bentzen L, Hokland SB, Sondergaard CK, et al. Time-resolved in vivo dosimetry for source tracking in brachytherapy. *Brachyther.* 2018;17:122-32.
25. Tissue Characterization Phantom Model 467 User's guide, Available from: www.gammex.com
26. Ghorbani M, Salahshour F, Haghparast A, Maghaddas TA, Knaup C. Effect of tissue composition on dose distribution in

- brachytherapy with various photon emitting sources. *J Contemp Brachyth.* 2014;6:54-67.
27. Anderson CE, Nielsen SK, Greilich S, Helt-Hansen J, Lindegaard JC, Tanderup K. Characterization of a fiber-coupled Al₂O₃:C luminescence dosimetry system for online in vivo dose verification during ¹⁹²Ir brachytherapy. *Med Phys.* 2009; 36:708-18.
28. Tien CJ, Ebeling R, Hiatt JR, Curran B, Sternick E. Optically stimulated luminescent dosimetry for high dose rate brachytherapy. *Front Oncol.* 2012;2:1-7.
29. Tanderup K, Beddar S, Andersen CE, Kertzscher G, Cygler JE. In vivo dosimetry in brachytherapy. *Med Phys.* 2013;40: 1-15.

Optimal Gating Window for Respiratory-Gated Pencil Beam
Scanning Proton Therapy for Lung Cancer: A pilot study
ขนาดของช่วงการฉายรังสีต่อรอบการหายใจที่เหมาะสมสำหรับการ
ฉายอนุภาคโปรตอนด้วยเทคนิคการสแกนลำรังสีขนาดเล็กตามจังหวะการหายใจ
เพื่อการรักษาโรคมะเร็งปอด: การศึกษานำร่อง

Nattakarn Kittiva¹, Thiansin Liamsuwan¹, Chirasak Khamfongkhrua², Sasikarn Chamchod^{1,2}
Sumana Paduka²

¹Faculty of Medicine and Public Health, HRH Princess Chulabhorn College of Medical Science,
Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

²Department of Radiation Oncology, Chulabhorn Hospital, Bangkok, Thailand

Corresponding author

Thiansin Liamsuwan

Faculty of Medicine and Public Health, HRH Princess Chulabhorn College of Medical Science,
Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

906 Kamphaeng Phet 6 Rd., Talat Bang Khen, Lak Si, Bangkok 10210, Thailand

Email: thiansin.lia@pccms.ac.th

ณัฐกานต์ กิจทิศา¹, เที่ยรสลิน เลี่ยมสุวรรณ¹, จีรศักดิ์ คำฟองเครือ¹, ศศิกาญจน์ จำจด^{1,2} สุมณา ปะดุกา²

¹คณะแพทยศาสตร์และการสาธารณสุข วิทยาลัยวิทยาศาสตร์การแพทย์เจ้าฟ้าจุฬาภรณ ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์

²งานรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาภรณ์

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

เที่ยรสลิน เลี่ยมสุวรรณ

คณะแพทยศาสตร์และการสาธารณสุข วิทยาลัยวิทยาศาสตร์การแพทย์เจ้าฟ้าจุฬาภรณ ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์

906 ถ.กำแพงเพชร 6 แขวงตลาดบางเขน เขตหลักสี่ กทม. 10210

อีเมล: thiansin.lia@pccms.ac.th

Submitted: May 28, 2021

Revised: July 24, 2021

Accepted: August 4, 2021

Abstract

Backgrounds: Pencil beam scanning (PBS) proton therapy has the capability of delivering conformal dose to the target with a relatively low dose to normal tissues. Several studies have shown the advantages of PBS for lung cancer treatment. However, respiratory motion causes the interplay effect between organ motion and dynamic beam delivery.

Objective: To investigate the efficiency of gated PBS proton therapy for a lung cancer patient with the target motion of larger than 10 mm for different gating windows (GWs) by considering dosimetric parameters of organs at risk (OARs) and treatment time.

Materials and Methods: The four-dimensional computed tomography (4DCT) dataset of a lung cancer patient with the target motion of 11.6 mm was used in this study. The internal target motion was defined by deformable image registration of the GTV in each respiratory phase to end-exhalation phase, while the external motion was defined by using the RPMTM (Real-time-Position-Management) data. The relationship between external and internal motion was investigated. The treatment plans for the different GWs with internal motion ranging from 2 mm to 11.6 mm were created using matRad, an open-source treatment planning system for generic treatment machines. The dosimetric parameters for OARs from each plan were compared using the ungated plan as the reference. The treatment time was evaluated based on published data of Varian's ProBeam.

Results: The treatment plans with the GWs of 10%-80%, 20%-70%, 30%-70% and 40%-60% resulted in the reduction of Dmean in the heart by 1.43-14.29% and the reduction of Dmean in the lung by 2.25-8.84%, while the treatment time ranged from 103.5-253.0 s, respectively. In this case, the GW of 30%-70% was found to be most optimized as dose in the heart and lung decreased by up to 4.6% compared to those of the 20%-70% GW and increased by up to 3.0% compared to those of the 40%-60% GW. However, the treatment time when using the 30%-70% GW was 24 s longer than using the 20%-70% GW but 95 s shorter than using 40%-60% GW.

Conclusion: Respiratory gating led to a reduction of the target volume and dose in surrounding normal tissues. A trade-off between the increased dose in the OARs and the shorter treatment time needed to be justified for determination of the optimal gating window.

Keywords: Proton therapy, respiratory gating, pencil beam scanning, gating window, treatment time

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การฉายอนุภาคโปรตอนด้วยเทคนิคการสแกนลำรังสีขนาดเล็กช่วยกระจายปริมาณรังสีให้เหมาะสมกับก้อนมะเร็ง โดยอวัยวะปกติได้รับปริมาณรังสีต่ำ ซึ่งส่งผลดีต่อการรักษามะเร็งปอด แต่ก้อนมะเร็ง

และอวัยวะในทรวงอกเคลื่อนไหวตามการหายใจ ทำให้ปริมาณรังสีคลาดเคลื่อนจากแผนการรักษา

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาประสิทธิภาพของการฉายอนุภาคโปรตอนด้วยเทคนิคการสแกนลำรังสีขนาดเล็กร่วมกับการฉายรังสีตามจังหวะการหายใจ สำหรับช่วงการฉายรังสีขนาดต่าง ๆ ในผู้ป่วยมะเร็งปอดที่มีการเคลื่อนไหวของก้อนมะเร็งมากกว่า 10 มิลลิเมตร โดยคำนึงถึงปริมาณรังสีในอวัยวะปกติและเวลาที่ใช้ในการรักษา

วัสดุและวิธีการ: ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ 4 มิติของผู้ป่วยมะเร็งปอดที่มีการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็ง 11.6 มิลลิเมตร ถูกนำมาใช้ในการศึกษานี้ ผู้วิจัยใช้เทคนิคการกำหนดตำแหน่งของภาพโดยการเปลี่ยนรูปเพื่อหาระยะทางที่ก้อนมะเร็งเคลื่อนที่ในแต่ละช่วงการหายใจเทียบกับช่วงหายใจออก รวมทั้งศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนที่ของก้อนมะเร็งกับสัญญาณ RPMTM (Real-time-Position-Management) ที่ติดตามนอกร่างกายผู้ป่วย จากนั้นคำนวณแผนการรักษาสำหรับช่วงการฉายรังสีขนาดต่าง ๆ โดยใช้ระบบวางแผนการรักษา matRad เปรียบเทียบตัวแปรเชิงรังสีคณิตในอวัยวะปกติและเวลาที่ใช้ในการรักษาคำนวณโดยใช้ข้อมูลของเครื่อง Varian's ProBeam ระหว่างแผนการรักษาที่มีการติดตามจังหวะการหายใจและไม่มีการติดตามจังหวะการหายใจ

ผลการศึกษา: การเปิดช่วงการฉายรังสีที่ 10%-80%, 20%-70%, 30%-70% และ 40%-60% สามารถลด Dmean ในหัวใจได้ 1.43-14.29% และ Dmean ในปอดได้ 2.25-8.84% โดยใช้เวลาในการรักษา 103.5-253.0 วินาทีตามลำดับ ในกรณีศึกษานี้พบว่า 30%-70% เป็นขนาดของช่วงการฉายรังสีที่เหมาะสม เนื่องจากปริมาณรังสีในหัวใจและปอดลดลงได้สูงสุด 4.6% เมื่อเทียบกับช่วงการฉายรังสี 20%-70% และเพิ่มขึ้นได้สูงสุด 3.0% เมื่อเทียบกับช่วงการฉายรังสี 40%-60% ในขณะเดียวกันเวลาที่ใช้การรักษาเพิ่มขึ้นเพียง 24 วินาที เมื่อเทียบกับช่วงการฉายรังสี 20%-70% แต่ลดลงถึง 95 วินาที เมื่อเทียบกับช่วงการฉายรังสี 40%-60%

ข้อสรุป: ช่วงการฉายรังสีที่มีขนาดลดลงทำให้ปริมาณเป้าหมายและปริมาณรังสีในอวัยวะปกติลดลง แต่เพิ่มเวลาที่ใช้ในการรักษา การประเมินขนาดของช่วงการฉายรังสีที่เหมาะสมจะต้องเปรียบเทียบระหว่างปริมาณรังสีในอวัยวะปกติและเวลาที่ใช้ในการรักษา

คำสำคัญ: การฉายอนุภาคโปรตอน, การฉายรังสีตามจังหวะการหายใจ, การสแกนลำรังสีขนาดเล็ก, ขนาดช่วงการฉายรังสีต่อรอบการหายใจ, เวลาที่ใช้ในการรักษา

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R60-R75

Introduction

Proton therapy (PT) has become of increasing interest because of the finite range of proton beams, resulting in decreased dose to surrounding normal tissues compared to photon therapy. The most advanced delivery technique in PT is the pencil beam scanning (PBS) technique, which has better capability of delivering conformal dose

to the target with a relatively low dose to normal tissues compared to the passive scattering technique^[1]. Several studies have shown the advantage of PBS for lung cancer treatment in term of sparing the nearby healthy organs such as the lung and heart^[2-5]. However, the main challenge of the treatment in the chest region is the moving target, especially the movement due

to the respiratory system. The misplacement of spots due to respiratory tumor motion during dynamic beam delivery with PBS, the so-called “interplay effect”^[2], can result in severe underdosing in the target and overdosing in surrounding normal tissues and, thus, reducing the effectiveness of the treatment^[6]. Many mitigation techniques have been proposed to reduce the interplay effect such as breath-hold, abdominal compression, rescanning and gating techniques. In general, rescanning and gating techniques allow the patient to breathe freely during the treatment with more patient comfort compared to breath-hold and abdominal compression techniques. In the past decade, several research groups have demonstrated that the rescanning technique can potentially reduce the interplay effect^[7] but it is still a challenge in the target with a large motion^[8-10]. To overcome this obstacle, the combination of rescanning and gating is a promising approach leading to a reduction of the target volume, namely, the internal target volume (ITV)^[11, 12]. However, the optimal gating window (GW) to be combined with the rescanning technique is still unclear due to the trade-off between normal tissue sparing and the treatment time.

The objective of this pilot work was to investigate the efficiency of choosing different GWs for treating a lung cancer patient with a target motion of larger than 10 mm using PBS proton therapy in terms of dosimetry for organs at risk (OARs) and treatment time. The GW was defined using the relationship between external and internal motion based on a four-

dimensional computed tomography (4DCT) dataset. The treatment plans were created with various GWs and then the dosimetric parameters and the treatment time were investigated for each scenario.

Materials and methods

A. Patient and image dataset

A lung cancer patient treated with photon beam at Department of Radiation Oncology, Chulabhorn Hospital was used in this retrospective study. Ethical approval for this study was obtained from Human Research Ethics Committee, Chulabhorn Research Institute (Project Code: 114/2563). The patient was diagnosed with stage III (T3N3M0) lung adenocarcinoma at the lower lobe of the left lung. The patient had the tumor motion with the magnitude of 11.6 mm. The patient information was acquired using the 16-slice Brilliance CT Big Bore 4DCT scanner (Philips Healthcare, Cleveland, OH) integrated with the Real-time Position Management (RPMTM) (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) with the scanning protocol described in **Table 1**. The patient’s respiratory pattern from the RPM is shown in **Figure 1**. After the data acquisition, image post-processing was performed to reconstruct the 4DCT images in 10 respiratory phases using the phase-based sorting.

B. Delineation of target volumes and OARs

In this study, the average intensity projection (AIP) images of the 4DCT image dataset were used for ungated and gated treatment plans. For a gated plan, the 4DCT images within a selected

Table 1 The scanning parameters used in the 4DCT image acquisition.

Parameters	Value
Slice thickness (mm)	3
Increment (mm)	-3
Voltage (kV)	120
Current (mAs/Slice)	400
Pitch	0.079
Rotation time (s)	0.5
Field of view (mm)	500
Reconstruction filter	Standard (B)

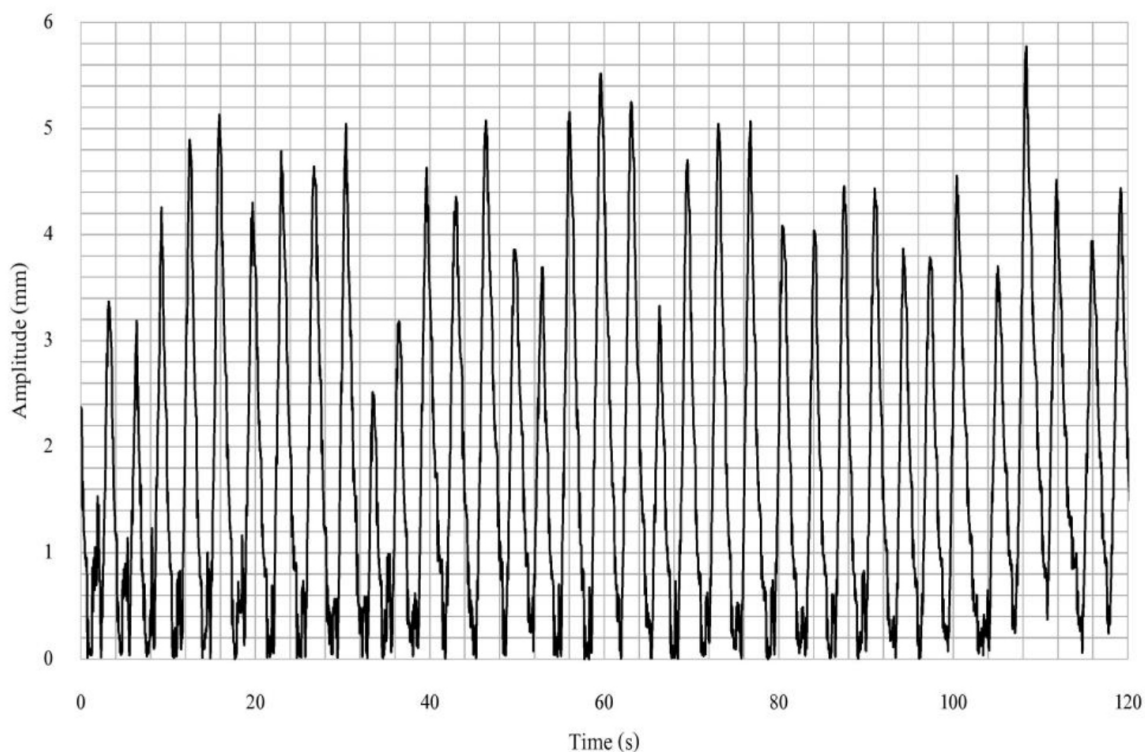


Figure 1 The patient's respiratory pattern with end exhalation as the reference.

GW were used to create the AIP images specific to that GW. For each GW, the target was delineated by a single expert radiation oncologist. The clinical target volume (CTV) was created by extending the gross target volume (GTV) with the margin of 8 mm^[13], while the internal clinical target volume (iCTV) was created to encompass the CTVs in selected phases and then the planning target volume (PTV) was obtained by

of the GTV that covered the selected respiratory phases. In this study, the internal motion of the GTV was related to the RPM signal, which was used to identify the respiratory phases. The external motion was defined as the amplitude of the RPM signal taken for all phases during the image acquisition from the surrogate box placed on the xiphoid position and moving in the anterior-posterior direction. The internal target

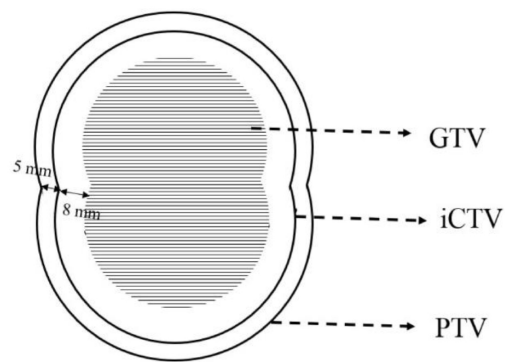


Figure 2 Illustration of iCTV and PTV generation for each gating window.

adding the geometrical margin of 5 mm to the iCTV. **Figure 2** illustrates of how iCTV and PTV were generated for each GW. The OARs from the initial photon plan, including esophagus, heart, lung and spinal cord, were transferred by using deformable registration and reviewed by the radiation oncologist. These OAR contours were used for all GWs.

C. Gating window selection

The GW corresponded to the internal motion

motion was obtained by deforming the GTV in each phase to the end-exhalation phase (50%) using the deformable image registration algorithm of RayStation version 8B (RaySearch, Stockholm, Sweden). The internal motion was defined as the distance in a three-dimensional space between the centroid of the deformed GTV at a specific phase to that of the non-deformed GTV at 50% phase. The relationship between the internal target motion and the external surface motion was calculated using the linear regression fit.

D. Treatment planning

The PBS proton therapy plans were created with matRad^[14], an open-source multi-modality radiation treatment planning system based on generic treatment machines. In the database of matRad, the therapeutic proton beam energies range from 31.7 MeV to 236.1 MeV. The isocenter of the treatment beam was automatically placed at the center of the GTV. The spot size available in the generic machine dataset of matRad was 5 mm. Two beams were applied with the gantry angles of 80° and 170°. In this study, the spot

criteria for normal tissue^[15, 16] as shown in **Table 2**.

The treatment plans from matRad provided the weight, or the number of protons, for each PBS spot. The energies of protons required for the treatment plan calculated in this study were from 52.2 to 135.1 MeV. Since matRad was developed for a generic machine, the conversion from spot weights to monitor units (MU) was assumedly taken from the machine-specific beam data of ProBeam (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA), which are available for 70-240 MeV

Table 2 The OAR dose constraints following the clinically used guideline at Chulabhorn Hospital modified from dosimetric compliance criteria for normal tissue^[15, 16].

Organs		Dose constraints	
Esophagus	$D_{\text{mean}} \leq 34 \text{ Gy}$	No hot spot	
Heart	$D_{\text{mean}} \leq 26 \text{ Gy}$	$D_{50\%} \leq 30 \text{ Gy}$	$D_{46\%} \leq 30 \text{ Gy}$
Each lung	$D_{\text{mean}} \leq 20 \text{ Gy}$	$V_{5\text{Gy}} \leq 65\%$	$V_{20\text{Gy}} \leq 30\%$
Spinal cord	$D_{2\%} \leq 45 \text{ Gy}$		

spacing was set to 4 mm. The PTV was prescribed with the relative biological effectiveness (RBE)-weighted dose of 60 Gy(RBE) in 20 fractions. The control condition was that $D_{98\%}$ of the PTV was equal to 95% of the prescribed dose, namely, 57 Gy(RBE). The treatment planning was based on the squared dose deviation objective for the target and the OAR dose constraints were set following the clinical guideline at Chulabhorn Hospital modified by dosimetric compliance

proton energies^[17]. For protons with energies lower than 70 MeV, the conversion factors were extrapolated with the spline function in MATLAB. According to Poulsen et al^[18], the minimum MU (MU_{min}) of ProBeam was 1.1. In this work, the spots with the MUs less than 1.1 were removed from the treatment plans. The numbers of spots before and after spot elimination for each plan are shown in **Table 3**.

Table 3 The number of scanning spots in the original plans and the new plan after eliminating spots with MU lower than 1.1.

Treatment plans (GWs)	Number of scanning spots					
	Original plans			New plans		
	80°	170°	Total	80°	170°	Total
Ungated	2657	2703	5360	1642	1695	3337
10% - 80%	2400	2419	4819	1545	1607	3152
20% - 70%	2184	2218	4402	1305	1423	2728
30% - 70%	2136	2168	4304	1378	1443	2821
40% - 60%	1950	1985	3935	1295	1340	2635

Therefore, to be able to compare the treatment plans for the different GWs, each plan was normalized so that $D_{98\%}$ of the PTV was equal to 57 Gy(RBE) ($D_{98\%} = 95\%$). **Figure 3** shows the dose distribution and beam orientation of each treatment plan on the AIP image of the 4DCT dataset

specific to each GW. The following dosimetric parameters were compared between the treatment plans with different GWs by using the ungated treatment plan as the reference: D_{mean} for esophagus, heart and lung; $D_{2\%}$ for spinal cord; and V_{5Gy} and V_{20Gy} for lung.

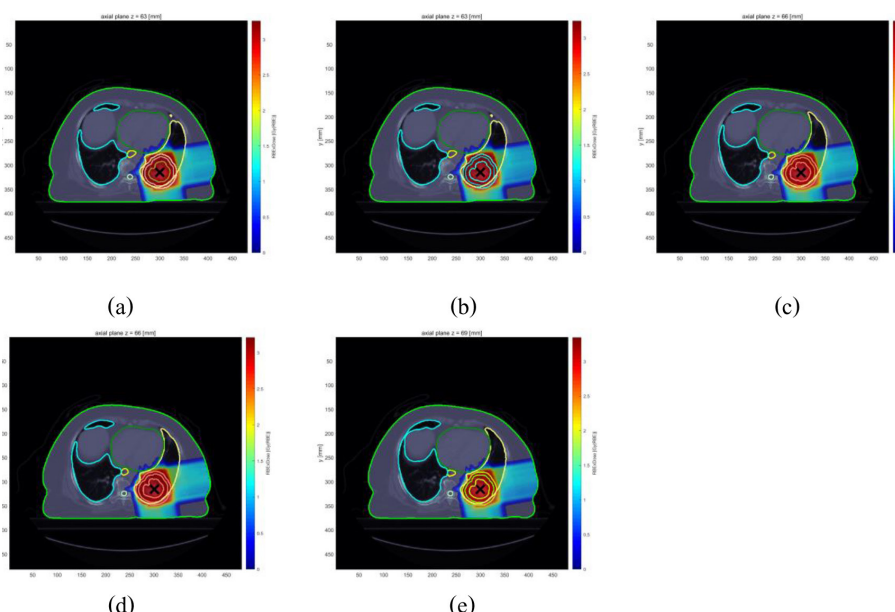


Figure 3 Dose distributions (Gy(RBE)) and beam orientation (80° and 170°) on the average intensity projection images of the 4DCT datasets of the ungated and gated plans: (a) ungated, (b) 10% - 80% GW, (c) 20% - 70% GW, (d) 30% - 70% GW, and (e) 40% - 60% GW.

E. Treatment time evaluation

To calculate the treatment time for the ungated treatment plan, published information related to the beam delivery time of a ProBeam machine was used. Following Poulsen et al^[18], three parameters consisting of energy switching time (t_{switch}), waiting time (t_{wait}) and beam-on time ($t_{\text{beam-on}}$) were required for the determination of the ungated treatment time as follows

$$t_{\text{ungated}} = t_{\text{switch}} + t_{\text{wait}} + t_{\text{beam-on}} \quad (1)$$

The detail of equation (1) is given in the Appendix.

For the gated treatment plans, the patient's breathing cycle period from the RPM signal with 34 cycles was averaged to 3.4 s/cycle. This patient's breathing cycle was divided equally into 10 respiratory phases with 0.34 s/phase. The breathing cycle period and the ungated treatment time were used to predict the number of breathing cycles required for completing the treatment and to calculate the total treatment time with the gating technique for the different GWs ($t_{\text{gated,GW}}$), as follows

$$t_{\text{gated,GW}} = \left(\left\lceil \frac{t_{\text{ungated}}}{t_{\text{GW}}} \right\rceil \times 3.4 \text{ s/cycle} \right) - \left[t_{\text{GW}} - \text{mod} \left(\frac{t_{\text{ungated}}}{t_{\text{GW}}} \right) \right] - t_{\text{surplus}} \quad (2)$$

where t_{GW} is the time duration of the GW calculated by

$$t_{\text{GW}} = N_{\text{GW}} \times 0.34 \text{ s/phase} \quad (3)$$

N_{GW} is the number of phases in the GW per breathing cycle. The function $\left\lceil \frac{t_{\text{ungated}}}{t_{\text{GW}}} \right\rceil$ in equation

(2) yields the ceiling of the division, obtained by rounding up the division to the nearest integer, with the value of this function corresponding to the number of required breathing cycles for the beam delivery. The function “mod” is the modulo function, giving the remainder of the division. t_{surplus} is the time difference between the end of the breathing cycle and the end of the GW. It is to note that for simplicity it was assumed that the beam delivery always started at the beginning of the GW.

Results

Figure 4 shows the linear relationship between the internal target motion and the external surface motion with the coefficient of determination (R^2) from the linear regression fit of 0.9731. This means that in this case the external motion could be used to identify the respiratory motion of the target.

Table 4 shows the relationship of internal motions, external motions and coverages of respiratory phases for the investigated case. In this study, five values of the tumor motions ranging from ≤ 1.4 to ≤ 11.6 mm were manually selected for the investigation, corresponding to the external motions ranging from ≤ 0.4 to ≤ 4.0 mm, and the GWs of 40% - 60%, 30% - 70%, 20% - 70%, 10% - 80% and 10%-90% (ungated), respectively.

Table 5 shows the PTV volumes for the selected GWs. The PTV volume increased as the GW was increased. The treatment plans for all investigated GWs passed the criteria of dose constraints as listed in Table 2. Table 6 gives the

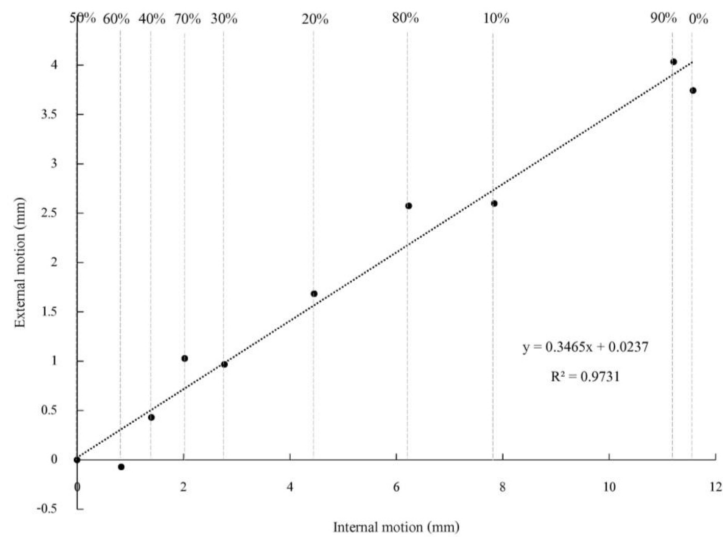


Figure 4 The relationship between external and internal motions used for gating window selection in the investigated case. The symbols are the measured data and the line is the fitted linear curve. The vertical dashed lines represent the respiratory phases of this patient.

resulting dosimetric parameters of the PTV and OARs for all treatment plans and **Figure 5** illustrates the percentage differences of the dosimetric parameters of the OARs for the different GWs relative to the ungated plan. From **Figure 5** it was found that the dosimetric parameters for these OARs were reduced with the narrower GW except for the esophagus, for

which D_{mean} for the 40%-60% GW was about 10% higher than that for the 30%-70% GW. The reduced GW resulted in dose reduction in the OARs by up to 14.3% for D_{mean} in the heart, 8.8% for D_{mean} in the left lung, 8.8% for D_{mean} in the total lung, 5.5% for V_{5Gy} in the left lung, 5.5% for V_{5Gy} in the total lung, 7.6% for V_{20Gy} in the left lung, and 7.7% for V_{20Gy} in the total lung.

Table 4 The relationship of internal motions, external motions and coverages of respiratory phases for the investigated case.

Internal motion (mm)	External motion (mm)	Gating window (Respiratory phase coverage)
≤1.4	≤0.4	40% - 60%
≤2.8	≤1.0	30% - 70%
≤4.5	≤1.7	20% - 70%
≤7.8	≤2.6	10% - 80%
≤11.6 (Ungated)	≤4.0 (Ungated)	0% - 90%

Table 5 PTV volume and treatment time for the different gating windows.

Gating window	PTV volume (cm ³)	Treatment time (s)
Ungated	216.1	89.5
10%-80%	200.4	103.5
20%-70%	186.8	133.8
30%-70%	181.8	158.2
40%-60%	170.0	253.0

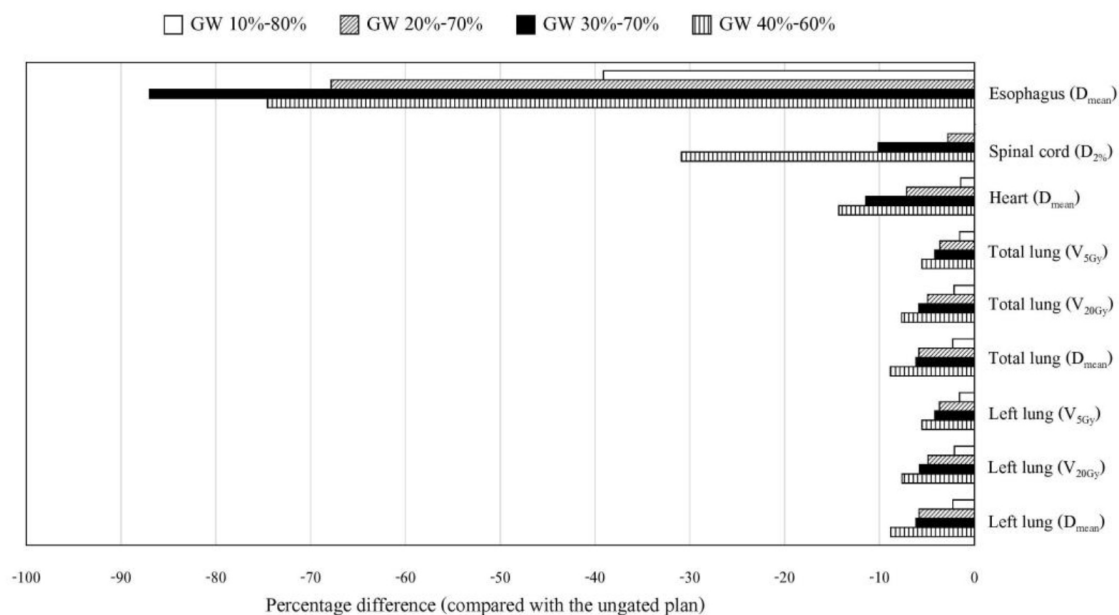


Figure 5 Percentage differences of D_{mean} , $D_{2\%}$ and D_{5Gy} for esophagus, spinal cord and heart. V_{5Gy} , V_{20Gy} and D_{mean} for the total lung and the left lung compared to the ungated treatment plan, respectively. The percentage differences were calculated from $(D_{plan} - D_{ungated\ plan}) / D_{ungated\ plan} \times 100$.

Table 5 shows the total treatment time for each GW. It was found that the treatment time increased as the GW was decreased. The percentage differences of the treatment

time using the ungated plan as the reference were 15.6%, 49.5%, 76.8%, and 182.7% for the 10%-80%, 20%-70%, 30%-70% and 40%-60% GWs, respectively.

Table 6 Dosimetric parameters of the PTV and OARs for each treatment plan. These values were rounded to 2 decimal places.

Dosimetric parameters (Gy(RBE) or % volume)		Gating window				
		Ungated	10% - 80%	20% - 70%	30% - 70%	40% - 60%
PTV ^a	D _{98%}	57	57	57	57	57
Esophagus	D _{mean}	4.66×10 ⁻⁷	2.84×10 ⁻⁷	1.50×10 ⁻⁷	6.07×10 ⁻⁸	1.19×10 ⁻⁷
Spinal cord	D _{2%}	0.79	0.79	0.77	0.71	0.55
Heart	D _{mean}	0.14	0.14	0.13	0.12	0.12
	D _{50%}	0	0	0	0	0
Total lung	D _{mean}	7.06	6.90	6.65	6.63	6.44
	V _{5Gy}	14.90%	14.67%	14.36%	14.28%	14.08%
	V _{20Gy}	13.19%	12.91%	12.54%	12.42%	12.18%
Left lung	D _{mean}	16.42	16.05	15.46	15.41	14.97
	V _{5Gy}	34.67%	34.13%	33.40%	33.23%	32.76%
	V _{20Gy}	30.67%	30.03%	29.17%	28.90%	28.33%

^aEach plan was normalized so that D_{98%} of the PTV was equal to 57 Gy(RBE) (D_{98%} = 95%).

Discussion

In general, the narrower GW yielded smaller treated volumes. Similarly, the study of Jang et al.^[19] showed that the ITV reduction and smaller D_{mean} in the normal lung could be achieved by gated photon therapy. In this work, some exceptions were observed in the investigated case. From **Figure 5**, it can be seen that esophagus received about 10% higher dose for the GW of 40%-60% compared to the 30%-70% GW. However, esophagus dose was very low, i.e.

the absolute dose was 6.1×10⁻⁸ Gy(RBE) for the 30%-70% GW and 1.2×10⁻⁷ Gy(RBE) for the 40%-60% GW, and, in this case, not clinically relevant. Therefore, the difference in esophagus doses made no contribution to the selection of the optimal GW.

In this study, the GW of 30%-70% was found to be most optimized for the following reasons. By using the 30%-70% GW, the dosimetric parameters in the heart and lung were reduced by up to 4.6% compared to those of the

20%-70% GW and increased by up to 3.0% compared to those of the 40%-60% GW. In addition, the treatment time when using the 30%-70% GW was 24 s longer than using the 20%-70% GW but 95 s shorter than using 40%-60% GW. In this case, a trade-off between the increased dose in the OARs and the shorter treatment time for the 30%-70% GW compared with the 40%-60% GW needed to be justified. Since all treatment plans actually passed the criteria of dose constraints for the OARs, but the longer treatment time would cause more patient movement. Therefore, the optimal GW in this case was chosen to be 30%-70%, which corresponded to ≤ 2.8 mm internal motion.

Some limitations of the present work should be noted. First, this study included only one patient due to the limited number of available cases that underwent 4DCT image acquisition and showed a large tumor motion (≥ 10 mm). The correlation of external and internal motion could be different in other cases. However, the strong linear relationship of external and internal motion shown in this study agreed with the result of Zhang et al.^[20] and Liu et al.^[21]. Second, since matRad was developed based on generic treatment machines, the evaluation of MUs and treatment time could only be done by employing available machine-specific data such as those obtained from the literature for the ProBeam machine^[18]. The actual treatment time with ProBeam for the same scenarios could be different from those reported here especially when using different optimizers. However, the trend of the treatment time with the GW

obtained in this work should comply with actual situations. It is to note that a combination of rescanning and gating has been proposed for treatment of moving targets. In that case, the treatment time could be increased by 2-3 times with layered rescanning and more than 8 times with volumetric rescanning compared to gating without rescanning^[20]. Lastly, it was not possible to set the minimum MU during the optimization process in matRad. Therefore, manual subtraction of spots with the MU less than a specified cut-off value (in this case, 1.1 MU) was carried out. If the treatment planning system could consider the minimum MU, the treatment plan could be different than those obtained here. Nevertheless, we have confirmed that after removing the low MU spots and normalizing $D_{98\%}$ of the PTV to 95% of the prescribed dose (57 Gy(RBE)), the target dose coverage and the dose constraints at OARs could still be achieved. Therefore, the removal of low MU spots as done in this study was acceptable.

In this study, the open-source treatment planning toolkit matRad was used for calculating the proton dose distribution. MatRad uses the pencil beam algorithm for dose calculation and has been validated against the clinically used Syngo RT Planning^[14]. The limitation of the pencil beam algorithm for heterogeneous lung tissues are well known and a Monte Carlo dose engine should be used for the clinical treatment planning of lung cancer^[22]. However, in this work we focused on the effect of the different gating windows on OAR doses and treatment time in a comparative manner. Therefore, the choice of

the dose calculation algorithm should not affect the overall validity of the conclusions.

Conclusion

This paper describes a pilot study to investigate the influence of the gating window on dosimetric parameters and treatment time in PBS proton therapy for lung cancer with a large target motion (≥ 10 mm). The gating technique reduced the target volume, meaning that normal tissues received smaller dose with the smaller gating window. Conversely, by reducing the gating window, the beam-on time in a breathing cycle was decreased and subsequently the treatment time was increased. The selection of the gating window should be optimized between sparing normal tissues and reasonable treatment time. In this case, the optimal gating window was found to be 30%-70%. The result of this work will be used in the study of the efficiency of the combined gating and rescanning technique in PBS proton therapy for lung cancer.

Acknowledgments

The authors declare that there is no conflict of interest.

Appendix

Following Poulsen et al.^[18], the ungated treatment time was calculated with equation (1), depending on energy switching time (t_{switch}), waiting time (t_{wait}) and beam-on time ($t_{beam-on}$). In this study, t_{switch} was set to 0.9 s^[23]. t_{wait} is the time duration used for changing the scanning

spot. If the distance between two consecutive spots was 10 mm or more than 10 mm ($d_{threshold}$), the beam was assumed to be turned off before going to the next spot^[18]. t_{wait} was defined as

$$t_{wait} = \begin{cases} 0, & \text{if } \Delta x < d_{threshold} \text{ and } \Delta y < d_{threshold} \\ \max \left(t_{0,x} + \frac{\Delta x}{v_x}, t_{0,y} + \frac{\Delta y}{v_y} \right), & \text{otherwise} \end{cases} \quad (A 1)$$

$t_{0,x}$ and $t_{0,y}$ are the values of delayed time in the x-axis and the y-axis, corresponding to 2.85 and 3.52 ms, respectively^[18]. The scanning speed in the x-axis (v_x) and the y-axis (v_y) were set to 6.92 and 32.1 mm/ms, respectively^[18]. “ Δx ” and “ Δy ” are the distances between spots in x-axis and y-axis, respectively. Originally, the spot spacing was set to 4 mm, requiring no waiting time. However, since the spots with the MUs lower than 1.1 were removed from the plans, the distances between some consecutive spots were larger than 10 mm.

$t_{beam-on}$ is the time duration for delivering the dose to each spot until achieving the MU required by the treatment plan, defined as

$$t_{beam-on} = MU \cdot \left(\frac{t_{min}}{MU_{min_layer}} \right) \quad (A 2)$$

$$t_{min} = \begin{cases} 1.94 \text{ ms, if } MU_{min_layer} > MU_{min} \\ 1.62 \text{ ms, if } MU_{min_layer} = MU_{min} \text{ and energy} > 149 \text{ MeV} \\ 2.13 \text{ ms, if } MU_{min_layer} = MU_{min} \text{ and energy} < 149 \text{ MeV} \end{cases} \quad (A 3)$$

where MU is the monitor unit of the scanning spot, MU_{min_layer} is the lowest MU in the same energy layer and t_{min} is the shortest beam-on time in the same energy layer given by equation (A 3).

References

1. Paganetti H, Bortfeld T. Proton Therapy. In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu A-L, editors. *New Technologies in Radiation Oncology*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2006. p. 345-63.
2. Han Y. Current status of proton therapy techniques for lung cancer. *Radiat Oncol J*. 2019;37:232-48.
3. Chang JY, Zhang X, Wang X, Kang Y, Riley B, Bilton S, et al. Significant reduction of normal tissue dose by proton radiotherapy compared with three-dimensional conformal or intensity-modulated radiation therapy in Stage I or Stage III non-small-cell lung cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;65:1087-96.
4. Nichols RC, Huh SN, Henderson RH, Mendenhall NP, Flampouri S, Li Z, et al. Proton radiation therapy offers reduced normal lung and bone marrow exposure for patients receiving dose-escalated radiation therapy for unresectable stage III non-small-cell lung cancer: a dosimetric study. *Clin Lung Cancer*. 2011;12:252-7.
5. Oh D. Proton therapy: the current status of the clinical evidences. *Precis Future Med*. 2019;3:91-102.
6. Bert C, Durante M. Motion in radiotherapy: particle therapy. *Phys Med Biol*. 2011;56:R113.
7. Phillips MH, Pedroni E, Blattmann H, Boehringer T, Coray A, Scheib S. Effects of respiratory motion on dose uniformity with a charged particle scanning method. *Phys Med Biol*. 1992;37:223.
8. Seco J, Robertson D, Trofimov A, Paganetti H. Breathing interplay effects during proton beam scanning: simulation and statistical analysis. *Phys Med Biol*. 2009;54:N283.
9. Zhang Y, Huth I, Wegner M, Weber DC, Lomax AJ. An evaluation of rescanning technique for liver tumour treatments using a commercial PBS proton therapy system. *Radiother Oncol*. 2016;121:281-7.
10. Engwall E, Glimelius L, Hynning E. Effectiveness of different rescanning techniques for scanned proton radiotherapy in lung cancer patients. *Phys Med Biol*. 2018;63:095006.
11. Underberg RW, Lagerwaard FJ, Slotman BJ, Cuijpers JP, Senan S. Benefit of respiration-gated stereotactic radiotherapy for stage I lung cancer: an analysis of 4DCT datasets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2005;62:554-60.
12. Giraud P, Morvan E, Claude L, Mornex F, Le Pechoux C, Bachaud J-M, et al. Respiratory gating techniques for optimization of lung cancer radiotherapy. *J Thorac Oncol*. 2011;6:2058-68.
13. Giraud P, Antoine M, Larrouy A, Milleron B, Callard P, De Rycke Y, et al. Evaluation of microscopic tumor extension in non-small-cell lung cancer for three-

dimensional conformal radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;48:1015-24.

14. Wieser HP, Cisternas E, Wahl N, Ulrich S, Stadler A, Mescher H, et al. Development of the open-source dose calculation and optimization toolkit matRad. *Med phys.* 2017;44:2556-68.
15. Giaddui T, Chen W, Yu J, Lin L, Simone CB, Yuan L, et al. Establishing the feasibility of the dosimetric compliance criteria of RTOG 1308: phase III randomized trial comparing overall survival after photon versus proton radiochemotherapy for inoperable stage II-IIIb NSCLC. *Radiat Oncol.* 2016;11:1-7.
16. Marks LB, Yorke ED, Jackson A, Ten Haken RK, Constone LS, Eisbruch A, et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76:S10-9.
17. Rahman M, Bruza P, Lin Y, Gladstone DJ, Pogue BW, Zhang R. Producing a Beam Model of the Varian ProBeam Proton Therapy System using TOPAS Monte Carlo Toolkit. *Med Phys.* 2020;47:6500-08.
18. Poulsen PR, Eley J, Langner U, Simone CB, Langner K. Efficient interplay effect mitigation for proton pencil beam scanning by spot-adapted layered repainting evenly spread out over the full breathing cycle. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2018;100:226-34.
19. Jang SS, Huh GJ, Park SY, Yang PS, Cho EY. The impact of respiratory gating on lung dosimetry in stereotactic body radiotherapy for lung cancer. *Phys Med.* 2014;30:682-9.
20. Zhang Y, Huth I, Wegner M, Weber DC, Lomax AJ. Surface as a motion surrogate for gated re-scanned pencil beam proton therapy. *Phys Med Biol.* 2017;62:4046.
21. Liu C, Alessio AM, Kinahan PE. Respiratory motion correction for quantitative PET/CT using all detected events with internal—external motion correlation. *Med Phys.* 2011;38:2715-23.
22. Winter J, Ellerbrock M, Jäkel O, Greilich S, Bangert M. Analytical modeling of depth-dose degradation in heterogeneous lung tissue for intensity-modulated proton therapy planning. *Phys and Im in Rad Onc.* 2020;14:32-8.
23. Langner UW, Eley JG, Dong L, Langner K. Comparison of multi-institutional Varian ProBeam pencil beam scanning proton beam commissioning data. *J Appl Clin Med Phys.* 2017;18:96-107.

ความเป็นไปได้ในการเพิ่มระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกและความสัมพันธ์ของ
แอมพลิจูด การหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกในการฉายรังสีมะเร็ง
เต้านมซ้าย โดยการใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง

Feasibility of increasing heart to chest wall distance and relationship
between respiratory amplitude and heart to chest wall distance in
left breast cancer radiotherapy using abdominal compression

สิรดา เขียนเมื่อน้อย¹, พิชญากรณ์ กลั่นกลิ่น², สมศักดิ์ วรณวิไลรัตน์²

¹หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

²หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

สิรดา เขียนเมื่อน้อย

สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์ คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ 110 ถนนอินทวโรต ตำบลศรีภูมิ อำเภอเมือง
จังหวัดเชียงใหม่ 50200

อีเมล: siradakhian@gmail.com

Sirada Khianmuangnoi¹, Pitchayaponne Klunklin², Somsak Wanwilairat²

¹Medical Physics Master Degree Program, Faculty of Medicine, Chiang Mai University

²Division of Therapeutic Radiology and Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine,
Chiang Mai University

Corresponding Author:

Sirada Khianmuangnoi

Medical Physics Program, Faculty of Medicine, Chiang Mai University 110 Inthawarorot Road,
Tambol Sripoom, Amphoe Mueang, Chiang Mai 50200

E-mail: siradakhian@gmail.com

Submitted: July 17, 2021

Revised: August 6, 2021

Accepted: September 13, 2021

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: ในการฉายรังสีมะเร็งเต้านมซ้าย ปริมาณรังสีที่หัวใจ และหลอดเลือดหัวใจซ้าย (left anterior descending artery, LAD) เป็นปัญหาที่สำคัญ จึงมีความพยายามที่จะพัฒนาวิธีการรังสีรักษาที่มีประสิทธิภาพและสามารถทำซ้ำได้ เพื่อลดปริมาณรังสีที่ไปยังอวัยวะดังกล่าว

วัตถุประสงค์: ศึกษาการใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง (Abdominal Compression: AC) ร่วมกับเทคนิคการหายใจเข้าลึกระดับปานกลาง (Moderate deep inspiration breath hold: mDIBH+AC) ในการฉายรังสีมะเร็งเต้านมซ้าย โดยมีวัตถุประสงค์หลักเพื่อประเมินการเพิ่มระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกเมื่อใช้ mDIBH+AC พร้อมหาความสัมพันธ์ของแอมพลิจูดการหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก และวัตถุประสงค์รองเพื่อประเมินปริมาณรังสีที่หัวใจ และ LAD ได้รับ รวมถึงระยะเวลาหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจค้าง

วัสดุและวิธีการ: ศึกษาในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมซ้าย 11 ราย โดยจำลองการฉายรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ และบันทึกสัญญาณการหายใจด้วย Anzai Belt สามชุดข้อมูลคือ หายใจอิสระ (Free Breath: FB), หายใจเข้าลึกสุดแล้วกลืนลมหายใจค้าง (Deep inspiration breath hold: DIBH) และหายใจเข้าลึกระดับปานกลางร่วมกับใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง (mDIBH+AC) จากนั้นวิเคราะห์ข้อมูลสัญญาณการหายใจด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานสฟอร์มแล้วทำการวิเคราะห์ข้อมูลเกี่ยวกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก, แอมพลิจูดการหายใจ และปริมาณรังสีที่หัวใจ และ LAD ได้รับ จากแผนการฉายรังสีรวมถึงเปรียบเทียบระยะเวลากลืนลมหายใจระหว่าง DIBH กับ mDIBH+AC

ผลการศึกษา: ค่าเฉลี่ยระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกมีค่า 0.46 ± 0.22 , 0.99 ± 0.57 และ 0.97 ± 0.54 ซม. สำหรับ FB, DIBH และ mDIBH+AC ตามลำดับ พบความสัมพันธ์ระหว่างแอมพลิจูดการหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกเป็นเชิงบวกระดับปานกลางอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ Pearson เท่ากับ 0.623 นอกจากนี้ mDIBH+AC เมื่อเทียบกับ FB สามารถลดค่า Dmean, Dmax, V20Gy และ V30Gy ที่หัวใจ ลง 5.40%, 5.39 %, 23.02% และ 28.14% ตามลำดับ และลดค่า Dmean, Dmax และ D2% ที่ LAD ลง 13.77% , 6.59% และ 7.16% ตามลำดับ และผู้ป่วยส่วนใหญ่มีระยะเวลากลืนลมหายใจค้างด้วยเทคนิค mDIBH+AC นานกว่าเทคนิค DIBH คือเพิ่มจาก 28.52 ± 6.54 วินาที เป็น 31.13 ± 8.35 วินาที ($p=0.122$)

ข้อสรุป: การใช้ AC มีประสิทธิภาพในการเพิ่มระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก รวมถึงลดปริมาณรังสีที่หัวใจและ LAD ได้รับ เมื่อเทียบกับ FB นอกจากนี้ AC ยังช่วยให้การทำ mDIBH มีระดับที่คงที่ยิ่งขึ้น

คำสำคัญ: การหายใจเข้าลึกระดับปานกลาง, ระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก, แอมพลิจูดการหายใจ, อุปกรณ์กดหน้าท้อง

Abstract

Backgrounds: In radiotherapy for left sided breast cancer, the radiation dose to the heart and left anterior descending artery (LAD) are major concerns. There have been attempts to develop an effective and reproducible radiotherapy technique in order to minimize dose to the organ at risk.

Objectives: To investigate the use of the Abdominal Compression (AC) with moderate deep inspiration breath hold technique (mDIBH+AC) in left side breast cancer radiotherapy.

The primary objective was to evaluate an increasing of the heart to chest wall distance by using mDIBH+AC along with the relationship between respiratory amplitude and the heart to chest wall distance. The secondary objective was to assess the radiation doses delivered to the heart and LAD and duration for breath hold technique.

Materials and methods: Eleven patients with left sided breast cancer were enrolled in our study. CT simulation was undergone and recorded respiratory signal with Anzai Belt system in 3 data sets: Free breath (FB), Deep inspiration breath hold (DIBH) and moderate deep inspiration breath hold with abdominal compression (mDIBH+AC). Respiratory signal was analyzed with Fourier Transform technique. Then, the heart to chest wall distance, the respiratory amplitude and radiation doses of the heart and LAD from the radiation treatment plans were evaluated. The time of breath hold was also compared between DIBH and mDIBH+AC.

Results: The average heart to chest wall distances were 0.46 ± 0.22 , 0.99 ± 0.57 and 0.97 ± 0.54 cm for FB, DIBH and mDIBH+AC, respectively. We found a moderate positive correlation between respiratory amplitude and the heart to chest wall distance with a statistically significant Pearson correlation coefficient of 0.623. Using mDIBH+AC reduced Dmean, Dmax, V20Gy and V30Gy of the heart by 5.40%, 5.39%, 23.02% and 28.14%, respectively, and Dmean, Dmax and D2% on LAD by 13.77%, 6.59% and 7.16%, respectively when compared with FB. Moreover, the duration of breath hold in mDIBH+AC was longer than DIBH in most patients, increased from 28.52 ± 6.54 sec to 31.13 ± 8.35 sec ($p=0.122$).

Conclusions: Using of AC is effective to increase the heart to chest wall distance including reducing radiation dose to the heart and LAD compared with FB. Moreover, AC showed improving stability of mDIBH.

Key words: Moderate deep inspiration breath hold, Heart to chest wall distance, Respiratory amplitude, Abdominal Compression

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R76-R90

บทนำ

รังสีรักษาสำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านมมีประโยชน์ในการเพิ่มการควบคุมโรคเฉพาะที่และอัตราการรอดชีวิตโดยรวม^[1,2] อย่างไรก็ตามรังสีปริมาณต่ำที่หัวใจได้รับทำให้เกิดผลกระทบข้อต่อระบบหัวใจระยะยาวหลังจากได้รับการฉายรังสี รายงานของ Darby^[3] พบว่าความเสี่ยงของอุบัติการณ์โรคหัวใจและหลอดเลือดหัวใจจะเพิ่มขึ้นประมาณ

7.4 % ต่อเกรย์ของปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับเนื่องจากโครงสร้างสำคัญด้านหน้าของหัวใจอยู่ใกล้ผนังทรวงอกและบ่อยครั้งมักจะเข้าไปอยู่ในบริเวณพื้นที่รังสีสูงโดยเฉพาะในผู้ป่วยฉายรังสีมะเร็งเต้านมซ้าย จึงมีความพยายามที่จะใช้เทคนิคต่างๆเพื่อช่วยลดปริมาณรังสีที่หัวใจและหลอดเลือดหัวใจได้รับ ซึ่งหนึ่งในเทคนิคที่ได้รับคามนิยมมากคือเทคนิคการหายใจเข้าลึกสุดแล้วกลั้น

ลมหายใจค้าง (Deep inspiration breath hold, DIBH) เทคนิคนี้เกี่ยวข้องกับการฝึกผู้ป่วยให้หายใจเข้ามากที่สุด แล้วกลั้นลมหายใจค้าง ทำให้เกิดการเพิ่มระยะห่างระหว่างหัวใจกับผนังทรวงอก รวมถึงเพิ่มปริมาตรของปอดระหว่างการฉายรังสี ส่งผลให้หัวใจและปอดได้รับปริมาณรังสีลดลง วิธีนี้จำเป็นต้องใช้ร่วมกับอุปกรณ์ติดตามสัญญาณการหายใจภายนอกได้แก่ Varian real-time position management, Active Breathing Control หรือ Anzai Belt เป็นต้น^[1,4] แต่การทำซ้ำของระดับการกลั้นหายใจ, ความแปรปรวนระหว่างการกลั้นลมหายใจภายในการฉายรังสีแต่ละครั้ง, ระยะเวลาที่ผู้ป่วยกลั้นหายใจ และการให้ความร่วมมือของผู้ป่วย เป็นข้อจำกัดของเทคนิคดังกล่าว จึงจำเป็นต้องมีระบบ Audio Visual Feedback ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่มีราคาสูง^[5] นอกจากนี้วิธีหายใจเข้าแล้วกลั้นลมหายใจค้างระดับปานกลาง (Moderate deep inhalation breath hold: mDIBH) ถูกนำเสนอให้ใช้แทนเทคนิค DIBH จากประสบการณ์ของ Keall^[6] แสดงให้เห็นว่าการหายใจเข้าลึกแล้วกลั้นลมหายใจค้างระดับปานกลาง (mDIBH) โดยตั้งระดับการหายใจไว้ที่ 75% ของความสามารถในการหายใจเข้าลึกที่สุด ผู้ป่วยสามารถทำได้ดี และอวัยวะภายในมีการเคลื่อนไหวยู่ในระดับเท่าเดิมในขณะที่ผู้ป่วยมีความสบายกว่าการทำ DIBH

Anzai Belt ประกอบด้วย อุปกรณ์วัดสัญญาณจากการวัดความดันที่ถูกบรรจุภายในเข็มขัดแบบยืดหยุ่นซึ่งพันรอบลำตัวผู้ป่วย ทำหน้าที่ตรวจจับการเคลื่อนไหวนิ่งทรวงอกแบบเรียลไทม์ โดยเปลี่ยนแรงกดทางกายภาพเป็นสัญญาณทางไฟฟ้า เมื่อผู้ป่วยหายใจเข้าเข็มขัดจะรัดแน่นส่งแรงกระทำต่ออุปกรณ์วัดสัญญาณ ทำให้ได้สัญญาณแอมพลิจูดสูงขึ้นและแอมพลิจูดลดลงเมื่อหายใจออก^[7] เทคนิคการจำกัดการหายใจให้ตื้น (Forced Shallow Breathing with Abdominal Compression) เป็นการใช้แผ่นกดหน้าท้องกดบริเวณผนังหน้าท้อง โดยใช้แรงกดมากที่สุดเท่าที่ผู้ป่วยทนได้ เพื่อบังคับให้ผู้ป่วยหายใจตื้น

ขึ้น^[4] Wunderink W^[8] รายงานประสิทธิภาพของอุปกรณ์กดหน้าท้อง (Abdominal Compression: AC) ในผู้ป่วยมะเร็งตับปฐมภูมิ สามารถช่วยลดการเคลื่อนไหวนิ่งของก้อนเนื้ออกในแนวนอน-ล่าง และแนวนอน-หลัง ในผู้ป่วยทุกราย และบางการศึกษาพบว่าอุปกรณ์กดหน้าท้องสามารถลดปริมาณรังสีบริเวณอวัยวะสำคัญข้างเคียง เช่น ตับและปอด ในการฉายรังสีศัลยกรรมบริเวณลำตัว (Stereotactic Body Radiation Therapy, SBRT)^[9]

เนื่องจากข้อจำกัดด้านทรัพยากรของหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มีเพียงอุปกรณ์กดหน้าท้องและอุปกรณ์สร้างสัญญาณการหายใจรุ่น Anzai Belt ผู้วิจัยจึงมีแนวคิดที่จะทำการวิจัยเพื่อหาประสิทธิภาพของการใช้อุปกรณ์กดหน้าท้องร่วมกับการหายใจค้างระดับปานกลาง (moderate DIBH+AC: mDIBH+AC) โดยอาศัย Anzai Belt เป็นอุปกรณ์วัดสัญญาณการหายใจ โดยมีวัตถุประสงค์หลักคือประเมินการเพิ่มระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกเมื่อใช้เทคนิค mDIBH+AC และหาความสัมพันธ์ของแอมพลิจูดการหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก และมีวัตถุประสงค์รองคือหาการเปลี่ยนแปลงปริมาณรังสีที่หัวใจและหลอดเลือดหัวใจซ้ายได้รับและการเปลี่ยนแปลงระยะเวลาของการหายใจเข้าแล้วกลั้นลมหายใจค้างเมื่อใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง

วัตถุประสงค์และวิธีการ

การศึกษานี้เป็นการศึกษาเชิงทดลองแบบไปข้างหน้า ได้รับการรับรองจริยธรรมจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยของคณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ (เอกสารรับรองโครงการวิจัยในมนุษย์ เลขที่ 192/2563) ใช้ข้อมูลภาพถ่ายรังสีตัดขวางแบบสามมิติ และสัญญาณการหายใจของผู้ป่วย ที่เข้ารับการรักษา ณ หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ ในช่วงเดือนพฤษภาคม ถึง เดือนธันวาคม พ.ศ. 2563

กลุ่มตัวอย่าง

ผู้ป่วยเพศหญิงอายุระหว่าง 18-70 ปี ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นมะเร็งเต้านมซ้ายระยะ I-III และผ่าตัดบริเวณเต้านมแบบ Modified radical mastectomy จำนวน 11 ราย โดยผู้ป่วยต้องสามารถทนต่อการใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง (AC) และกลั่นลมหายใจอย่างน้อย 15 วินาที ได้

ขั้นตอนดำเนินการ

จัดทำผู้ป่วยเตรียมพร้อมสำหรับจำลองการฉายรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ จากนั้นติดตั้งอุปกรณ์วัดสัญญาณการหายใจรุ่น Anzai belt (AZ-733VI, Anzai Medical Co., Japan) ที่เชื่อมต่อกับซอฟต์แวร์ AZ-733VI เวอร์ชัน 1.06 ภายในคอมพิวเตอร์โน้ตบุ๊ค โดยนำเข็มขัดอีลาสติคคาดบริเวณลำตัวผู้ป่วย ให้ตำแหน่งของช่องบรรจุอุปกรณ์รับสัญญาณอยู่บริเวณกระดูกชายโครงระดับลิ้นปี่เยื้องไปด้านขวาของผู้ป่วย บรรจุอุปกรณ์รับสัญญาณเข้าไปในช่องของเข็มขัดและปรับความแน่นของเข็มขัดให้เหมาะสม จากนั้นบันทึกสัญญาณการหายใจพร้อมกับถ่ายภาพรังสีตัดขวางแบบสามมิติในผู้ป่วยแต่ละรายดังนี้ ผู้ป่วยหายใจอิสระ (Free-breath: FB), ผู้ป่วยหายใจเข้าลึกสุดแล้วกลั่นลมหายใจค้าง และผู้ป่วยหายใจเข้าลึกระดับปานกลางร่วมกับการใช้อุปกรณ์กดหน้าท้องโดยนำอุปกรณ์กดหน้าท้องรุ่น Body Pro-Lok Systems with Abdominal Compression วางคร่อมลำตัวผู้ป่วย

ตำแหน่งของแผ่นกดกดบริเวณผนังหน้าท้องต่ำกว่ากระดูกสันหลังประมาณ 2-3 ซม. ปรับระดับแขนกดทั้งสองข้างลงต่ำจนแผ่นกดสัมผัสกับผนังหน้าท้อง แสดงดังภาพที่ 1 ให้ผู้ป่วยหายใจเข้าลึกสุดแล้วกลั่นลมหายใจค้าง จากนั้นค่อยๆ ปรับเพิ่มระดับแรงกดของ AC ให้มากที่สุดเท่าที่ผู้ป่วยทนได้ พร้อมประเมินแอมพลิจูดการหายใจจากกราฟสัญญาณการหายใจที่ได้จากอุปกรณ์ Anzai belt แล้วให้ผู้ป่วยหายใจปกติ เริ่มบันทึกสัญญาณการหายใจโดยมีคำสั่งเสียงให้ผู้ป่วยหายใจเข้าลึกสุดแล้วกลั่นใจค้างไว้อีกครั้ง โดยระดับการกลั่นลมหายใจจะถูกควบคุมด้วยระดับแรงกดของ AC จากนั้นเริ่มถ่ายภาพรังสีตัดขวางพร้อมบันทึกสัญญาณการหายใจ

1. ระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก

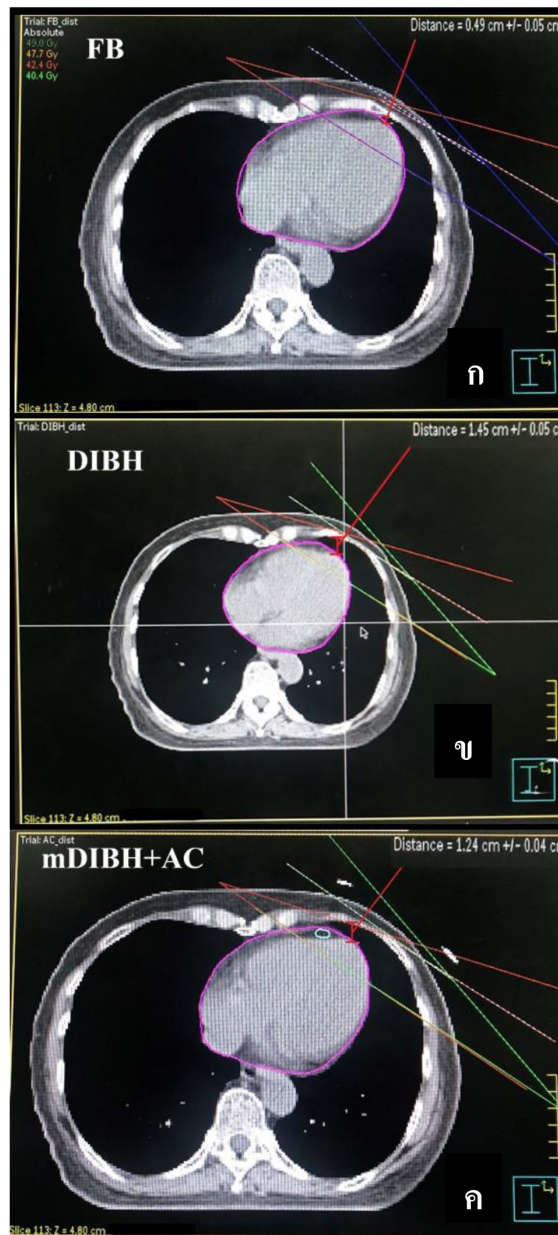
วัดระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกจากข้อมูลภาพถ่ายรังสีตัดขวางแบบสามมิติ โดยอ้างอิงวิธีการวัดจากงานวิจัยของ Register S^[10] โดยใช้ภาพผู้ป่วย FB เป็นข้อมูลเริ่มต้นสำหรับอ้างอิง คือ ภาพผู้ป่วย FB กำหนดลำรังสีเข้าในแนวสัมผัสลำตัวผู้ป่วยสองทิศทางตรงกันข้าม (two opposing tangential beams) โดยเอียงลำรังสีให้ผ่านเนื้อเยื่อปอดด้านรอยโรคน้อยที่สุด กำหนดขอบเขตลำรังสีให้ครอบคลุมตำแหน่งเป้าหมาย โดยไม่คำนวณปริมาณรังสี เลือกสไลด์ที่บริเวณหัวใจเข้าไปในพื้นที่รังสีมากที่สุด จากนั้นวัดระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกในแนวหน้า-หลัง บริเวณตำแหน่ง anterior cardiac



ภาพที่ 1 แสดงตำแหน่งของอุปกรณ์กดหน้าท้อง (AC)

contour ถึง ผนังทรวงอก สำหรับข้อมูลภาพเทคนิค DIBH และ mDIBH+AC กำหนดจุดศูนย์ร่วม ทิศทางลำรังสี และพื้นที่รังสีเหมือนกับภาพผู้ป่วย FB วัดระยะห่างของหัวใจ

กับผนังทรวงอก บริเวณตำแหน่งและสไลด์เดียวกันกับภาพผู้ป่วย FB แสดงดังภาพที่ 2



ภาพที่ 2 การวัดระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก: (ก) หายใจอิสระ, (ข) หายใจเข้าลึกที่สุดแล้ว กลั้นลมหายใจค้าง, (ค) หายใจเข้าลึกระดับปานกลางร่วมกับใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง

2. แอมพลิจูดการหายใจและระยะเวลาคลื่นลมหายใจ

หาค่าแอมพลิจูดสัญญาณการหายใจ และระยะเวลาคลื่นลมหายใจ จากไฟล์ข้อมูลที่ถูกเก็บในรูปแบบของ ASCII-file (.CSV) โดยนำข้อมูลมาวิเคราะห์ภายหลังเก็บข้อมูลภาพ ดังนี้

1) เทคนิค FB สัญญาณการหายใจมีลักษณะเป็นรูปคลื่นไซน์ แสดงดังภาพที่ 3ก จึงคำนวณด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานสฟอร์มจากโปรแกรม Microsoft Excel ที่ติดตั้งฟังก์ชันฟูเรียร์ทรานสฟอร์ม เพื่อหาค่าเฉลี่ยของแอมพลิจูดของเทคนิค FB (FB amplitude)

2) เทคนิค DIBH แสดงดังภาพที่ 3ข แยกแอมพลิจูดสัญญาณการหายใจ ออกเป็น 2 ส่วน คือ ความสูงของสัญญาณตอนหายใจเข้าลึกสุดแล้วคลื่นลมหายใจ (DIBH amplitude) วัด DIBH amplitude จากแนวแกน Y ของกราฟสัญญาณการหายใจ และความเสถียรของสัญญาณช่วงค้างลมหายใจ (DIBH stability amplitude) สัญญาณการหายใจมีลักษณะเป็นรูปคลื่นไซน์ขนาดเล็กๆ จึงคำนวณด้วยเทคนิคฟูเรียร์ทรานสฟอร์มและหาระยะเวลาคลื่นลมหายใจจากแนว แกน X ของกราฟสัญญาณการหายใจ

3) เทคนิค mDIBH+AC แสดงดังภาพที่ 3ค แยกแอมพลิจูดสัญญาณการหายใจและวิเคราะห์สัญญาณ ออกเป็น 2 ส่วน เช่นเดียวกับเทคนิค DIBH คือ ความสูงของสัญญาณตอนหายใจเข้าลึกที่สุดแล้วคลื่นลมหายใจร่วมกับใช้

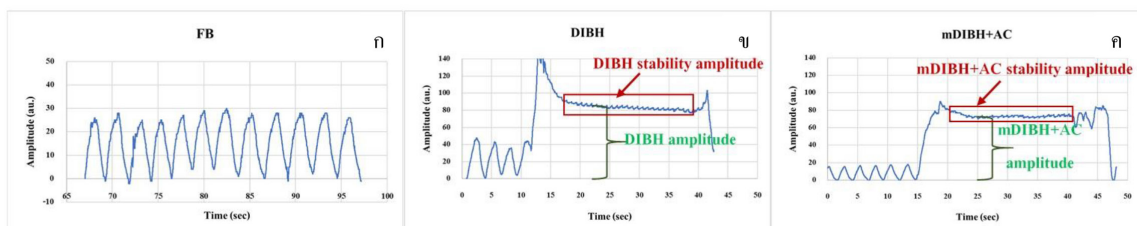
อุปกรณ์กีดหน้าท้อง (mDIBH+AC amplitude) และความเสถียรของสัญญาณช่วงค้างลมหายใจร่วมกับใช้อุปกรณ์กีดหน้าท้อง (mDIBH+AC stability amplitude) รวมถึงการหาระยะเวลาคลื่นลมหายใจ

3. ความสัมพันธ์ของแอมพลิจูดการหายใจกับระยะของหัวใจกับผนังทรวงอก

หาความสัมพันธ์ของแอมพลิจูดการหายใจจากทุกเทคนิค ประกอบด้วย FB amplitude, DIBH amplitude และ mDIBH+AC amplitude ที่ได้จากระบบวัดสัญญาณการหายใจรุ่น Anzai belt กับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกของทุกเทคนิคจากข้อมูลภาพถ่ายรังสีตัดขวางบริเวณเต้านมซ้าย รวมทั้งหมด 33 ชุดข้อมูล

4. ปริมาณรังสีที่หัวใจและหลอดเลือดหัวใจซ้าย

เปรียบเทียบผลการคำนวณปริมาณรังสีบริเวณหัวใจและหลอดเลือดหัวใจซ้ายระหว่างเทคนิค FB กับเทคนิค mDIBH+AC ในผู้ป่วยจำนวน 11 ราย ทั้งสองเทคนิคได้กำหนดปริมาณรังสีไปที่ผนังทรวงอก และต่อมน้ำเหลืองบริเวณรักแร้ด้านซ้าย 50 Gy (2 Gy/Fraction) โดยวางแผนเทคนิคการฉายรังสีรับความเข้มแบบตัดขวางแหล่งกำเนิดหมุนรอบตัวผู้ป่วย (Helical Tomotherapy) ในโปรแกรม Planning station TomoTherapy HiArt เวอร์ชัน 5.1.1.6 ใช้ Field width เท่ากับ 2.5 ซม., Pitch เท่ากับ 0.215 และ Modulation factor เท่ากับ 3.50 ในทุกแผนการรักษา



ภาพที่ 3 กราฟสัญญาณการหายใจของผู้ป่วย: (ก) หายใจอิสระ, (ข) หายใจเข้าลึกสุดแล้วคลื่นลมหายใจค้าง, (ค) หายใจเข้าลึกที่สุดแล้วคลื่นลมหายใจร่วมกับใช้อุปกรณ์กีดหน้าท้อง

การวิเคราะห์ทางสถิติ

คำนวณด้วยโปรแกรม IBM SPSS Statistics เวอร์ชัน 22 ข้อมูลระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก แอมพลิจูดการหายใจ ปริมาตรรังสีที่หัวใจและหลอดเลือดหัวใจซ้าย และระยะเวลาการกลืนลมหายใจ ใช้ Paired Samples T-Test พิจารณาความสัมพันธ์ที่ค่าความมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อ $p\text{-value} < 0.05$ และความสัมพันธ์ของแอมพลิจูดการหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก ใช้ Pearson Correlation พิจารณาความสัมพันธ์ที่ค่าความมีนัยสำคัญทางสถิติเมื่อ $p\text{-value} < 0.01$

ผลการศึกษา

1. ระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก

จากตารางที่ 1 แสดงการเปรียบเทียบค่าระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกของเทคนิค FB, DIBH และ mDIBH+AC พบว่ามีค่า 0.46 ± 0.22 ซม., 0.99 ± 0.57 ซม. และ 0.97 ± 0.54 ซม. ตามลำดับ โดยเทคนิค DIBH และ mDIBH+AC มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับเทคนิค FB แต่ระหว่างเทคนิค DIBH กับ mDIBH+AC ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

ตารางที่ 1 การเปรียบเทียบค่าระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกของเทคนิค FB, DIBH และ mDIBH+AC

ข้อมูล		เทคนิคการหายใจ			p-value		
		FB ($\pm$ SD)	DIBH ($\pm$ SD)	mDIBH+ AC ($\pm$ SD)	FB vs DIBH	FB vs mDIBH+AC	DIBH vs mDIBH+AC
ระยะห่างของหัวใจ กับผนังทรวงอก (ซม.)	Mean	0.46	0.99	0.97	0.009	0.003	0.840
		(± 0.22)	(± 0.57)	(± 0.54)			
	Min.	0.20	0.35	0.33			
	Max.	0.98	1.87	1.77			

2. แอมพลิจูดการหายใจ

อุปกรณ์กหนดหน้าท้องใช้ระดับแขนกดเฉลี่ย 7 และระดับแรงกดหรือแรงสกรูเฉลี่ย 31 ดังตารางที่ 2 ซึ่งผู้ป่วยแต่ละรายจะมีระดับของแขนกด และแรงกดไม่เท่ากันขึ้นกับขนาดความหนาลำตัว และความสามารถต่อการทนต่อแรงกดของผู้ป่วย โดยแอมพลิจูดการหายใจแยกเป็น 2 ส่วน คือ

1) ความสูงของสัญญาณตอนหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจ (Breath hold amplitude) เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยแอมพลิจูดการหายใจของเทคนิค FB amplitude, DIBH amplitude และ mDIBH+AC amplitude พบว่ามีค่า 21.03 ± 6.89 au., 63.27 ± 20.05 au. และ 55.68 ± 21.41 au. ตามลำดับ ซึ่งทั้งสามเทคนิคมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (FB vs DIBH

amplitude $p < 0.001$, FB vs mDIBH+AC amplitude $p < 0.001$ และ DIBH vs mDIBH+AC amplitude $p = 0.046$)

2) ความเสถียรของสัญญาณช่วงค้างลมหายใจ (Breath hold stability amplitude) เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยของ DIBH stability amplitude และ mDIBH+AC stability amplitude พบว่ามีค่า 3.78 ± 2.04 au. และ 3.24 ± 2.03 au. ตามลำดับ พบว่าเทคนิค mDIBH+AC มีระยะแอมพลิจูดช่วงค้างลมหายใจน้อยกว่าเทคนิค DIBH แต่ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = 0.383$) ซึ่งผู้ป่วย 63.64 % เมื่อใช้ AC มีแนวโน้มที่แอมพลิจูดช่วงค้างลมหายใจมีค่าน้อยกว่าซึ่งแสดงถึงสัญญาณค่อนข้างมีความเสถียรมากกว่า

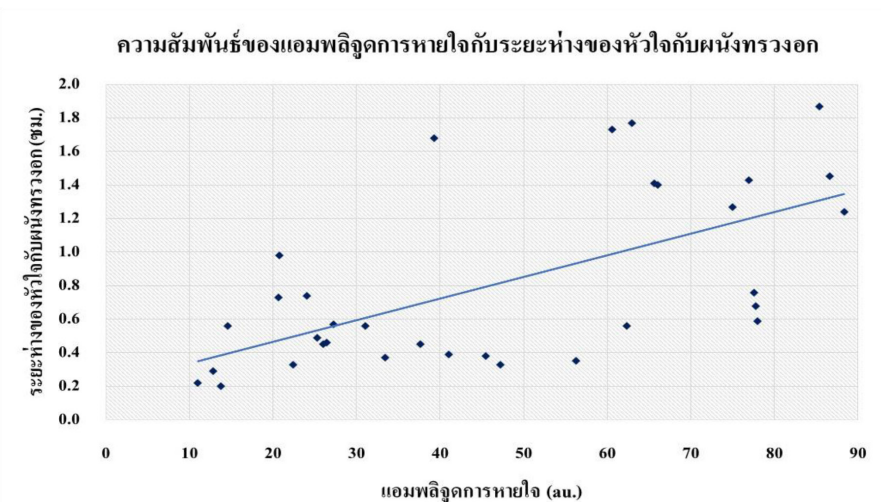
ตารางที่ 2 ข้อมูลของระดับของแผนกและแรงกดของอุปกรณ์กดหน้าท้องในผู้ป่วยแต่ละราย

ผู้ป่วย	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	เฉลี่ย
ระดับแผนก	12	6	8	6	7	6	6	12	5	3	6	7
ระดับแรงกด	30	40	35	38	30	30	30	33	35	20	20	31

3. ความสัมพันธ์ของแอมพลิจูดการหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก

แอมพลิจูดการหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกมีความสัมพันธ์กันเชิงบวกอยู่ในระดับปานกลาง

คือเมื่อระยะแอมพลิจูดการหายใจเพิ่มขึ้นจะส่งผลให้ระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกมีแนวโน้มที่เพิ่มขึ้นตาม โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของ Pearson เท่ากับ 0.623 อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p < 0.001$) แสดงดังภาพที่ 4



ภาพที่ 4 กราฟแสดงความสัมพันธ์ของแอมพลิจูดการหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก

4. ปริมาณรังสีที่หัวใจและหลอดเลือดหัวใจด้านซ้าย

เพื่อแสดงตัวอย่างผลของระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกที่เพิ่มขึ้นเมื่อใช้ AC ในการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งเต้านมซ้าย จึงเปรียบเทียบแผนการฉายรังสีระหว่างเทคนิค FB กับเทคนิค mDIBH+AC พบว่าการใช้ AC สามารถช่วยลดปริมาณรังสีบริเวณหัวใจและหลอดเลือด

หัวใจซ้ายได้เมื่อเทียบกับเทคนิค FB โดยพบว่าบริเวณหัวใจ การใช้ AC สามารถลด Dmean, Dmax, V20Gy และ V30Gy ได้ 5.40%, 5.39%, 32.02% และ 28.14% ตามลำดับ และบริเวณหลอดเลือดหัวใจซ้ายสามารถลด Dmean, Dmax, D2% ได้ 13.77%, 6.59% และ 7.16% ตามลำดับ แสดงตามตารางที่ 3

ตารางที่ 3 แสดงการเปรียบเทียบค่าตัวแปรรังสีคณิตพิจารณาที่หัวใจและหลอดเลือดหัวใจซ้ายของแผนรังสีรักษาตัดขวางแบบเกลียวหมุนระหว่างเทคนิค FB และ เทคนิค mDIBH+AC

อวัยวะ	ตัวแปร รังสีคณิต	เทคนิค		Δ (%)	p-value
		FB ($\pm$ SD)	mDIBH+AC ($\pm$ SD)		
หัวใจ	D _{mean} (Gy)	9.26 ($\pm$ 1.21)	8.75 ($\pm$ 1.31)	-5.40	0.015
	D _{max} (Gy)	44.78 ($\pm$ 5.74)	42.45 ($\pm$ 6.90)	-5.39	0.023
	V _{20Gy} (%)	7.97 ($\pm$ 3.15)	6.308 ($\pm$ 3.40)	-23.02	0.001
	V _{30Gy} (%)	2.31 ($\pm$ 2.34)	1.65 ($\pm$ 2.00)	-28.14	0.011
หลอดเลือด	D _{mean} (Gy)	21.52 ($\pm$ 5.38)	18.48 ($\pm$ 5.27)	-13.77	0.007
หัวใจซ้าย	D _{max} (Gy)	40.39 ($\pm$ 8.23)	37.61 ($\pm$ 8.95)	-6.59	0.100
	D _{2%} (Gy)	36.53 ($\pm$ 7.71)	33.82 ($\pm$ 8.88)	-7.16	0.096

5. ระยะเวลาการหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจค้าง

ระยะเวลาเฉลี่ยของการหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจค้างเมื่อไม่ใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง (DIBH time) มีค่า 28.52 ± 6.54 วินาที และเพิ่มขึ้นเป็น 31.13 ± 8.35 วินาทีเมื่อใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง (mDIBH+AC time) ซึ่งไม่มี ความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p=0.122$) แต่ผู้ป่วยส่วนใหญ่ 63.6% เมื่อใช้เทคนิค mDIBH+AC มีแนวโน้มที่ระยะเวลาการหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจค้าง นานกว่าไม่ใช้ AC

บทวิจารณ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อหาประสิทธิภาพของ การใช้อุปกรณ์กดหน้าท้องร่วมกับเทคนิคหายใจค้างระดับ ปานกลาง (mDIBH+AC) ซึ่งเป็นเรื่องค่อนข้างใหม่และ ยังไม่มีการศึกษามาก่อนหน้า โดยในการศึกษารั้งนี้พบว่า เทคนิค mDIBH+AC สามารถเพิ่มแอมพลิจูดการหายใจ เมื่อเทียบกับเทคนิค FB ได้เช่นเดียวกับเทคนิค DIBH และ จากผลของความสัมพันธ์เชิงบวกระดับปานกลางอย่างมี นัยสำคัญทางสถิติระหว่างแอมพลิจูดการหายใจกับระยะ ห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก ทำให้ระยะห่างของหัวใจ

กับผนังทรวงอกเพิ่มขึ้นได้เมื่อเทียบกับเทคนิค FB อย่างมี นัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งระยะห่างที่เพิ่มขึ้นเป็นผลจากการที่ เมื่อหายใจเข้าแล้วปอดจะมีปริมาตรเพิ่มขึ้น ทำให้ผนัง ทรวงอกขยายออกห่างจากหัวใจ เมื่อพิจารณาที่ค่าแอม พลิจูดการหายใจ พบว่าเทคนิค DIBH มีแอมพลิจูดการ หายใจมากกว่าทำให้ได้ระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก ที่ห่างมากกว่า แต่การทำซ้ำสำหรับการฉายรังสีในแต่ละ วันโดยกลืนลมหายใจให้ระดับเดิมทุกครั้งอาจทำได้ยาก การใช้ AC ร่วมด้วยอาจช่วยให้ระดับการหายใจของผู้ป่วย คงที่มากขึ้นและสามารถกลืนลมหายใจได้ใกล้เคียงกันในทุก วันที่มีการรับการฉายรังสี จากการศึกษาครั้งนี้พบว่าหาก ใช้เทคนิค mDIBH+AC เราจะสามารถกำหนดขนาดของ แอมพลิจูดการหายใจในแต่ละครั้งได้โดยการตั้งค่า พารามิเตอร์ของอุปกรณ์กดหน้าท้องตามตารางที่ 2 ซึ่งการใช้ AC ทำให้ mDIBH+AC amplitude แตกต่าง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับ DIBH amplitude เนื่องจาก กลไกการหายใจเข้าและออก คือ เมื่อหายใจเข้าจะส่งผล ให้กล้ามเนื้อกระบังลมหดตัวและเลื่อนลงต่ำ กระดูกซี่โครง เลื่อนสูงขึ้น ทำให้ปริมาตรของทรวงอกเพิ่มขึ้นและดึง อากาศเข้าไปภายในปอด เมื่อหายใจออกกล้ามเนื้อกระบัง

ลมคล้ายตัว กระดุกซี่โครงเลื่อนลงต่ำ ทำให้ปริมาตรในช่องอกลดลง^[11] ดังนั้น เมื่อ DIBH ผู้ป่วยจะสามารถสูดลมหายใจได้เต็มที่ ทำให้เข็มขัดรัดตัวผู้ป่วยแน่นขึ้น ส่งผลให้แอมพลิจูดสัญญาณสูงขึ้น แต่เมื่อใช้ AC ซึ่งเป็นการจำกัดการเคลื่อนไหวเนื่องจากการหายใจจะส่งผลให้ผู้ป่วยสูดลมหายใจเข้าลึกสุดได้ไม่เต็มที่คล้ายกับการหายใจเข้าระดับปานกลาง (mDIBH) ส่งผลให้แอมพลิจูดสัญญาณการหายใจที่ได้มีค่าน้อยกว่า DIBH เป็นสาเหตุหนึ่งที่ส่งผลให้ระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกของ mDIBH+AC มีค่าน้อยกว่า DIBH

เนื่องจากการใช้ AC สามารถช่วยเพิ่มระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกได้เมื่อเทียบกับเทคนิค FB จึงส่งผลทำให้ปริมาณรังสีโดยเฉลี่ยที่หัวใจและหลอดเลือดหัวใจลดลง จากรายงานของ Darby SC^[3] พบความเสี่ยงของอุบัติการณ์โรคหัวใจและหลอดเลือดหัวใจเพิ่มขึ้นประมาณ 7.4% ต่อเกรย์ของปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับ ซึ่งผลการศึกษารังสีนี้ได้อ้างอิงการฉายรังสีที่ผนังทรวงอกและต่อมน้ำเหลืองที่รักแร้ด้านซ้ายประมาณ 50 Gy ตาม **ตารางที่ 3** พบว่าค่าเฉลี่ยของปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับลดลงจาก $9.26 (\pm 1.21)$ Gy ของเทคนิค FB เป็น $8.75 (\pm 1.31)$ Gy เมื่อใช้ AC ดังนั้นการใช้อุปกรณ์กีดหน้าท้องจึงน่าจะสามารถช่วยลดความเสี่ยงของอุบัติการณ์โรคหัวใจและหลอดเลือดหัวใจได้เมื่อเทียบกับเทคนิค FB นอกจากนี้ในผู้ป่วยส่วนใหญ่ 63.6% การใช้ AC สามารถช่วยเพิ่มระยะเวลาของการกลืนลมหายใจค้างได้นานกว่าการใช้ AC จากการศึกษารังสีของ Sager O^[12] ที่ประเมินผลทางรังสีชนิดของการใช้ Active Breathing Control ด้วยเทคนิคหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจค้างระดับปานกลางในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมซ้าย พบว่าผู้ป่วยมีค่าเฉลี่ยของระยะเวลาการกลืนลมหายใจอยู่ที่ 28.16 ± 3.52 วินาที ซึ่งมีค่าใกล้เคียงกับ DIBH time แต่ยังมีค่าน้อยกว่า mDIBH+AC time ในการศึกษาของเรา อย่างไรก็ตาม แม้ว่า mDIBH+AC time จะมีแนวโน้มมากกว่า DIBH time แต่ไม่พบความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งอาจจะเป็นผลจากการที่ในการศึกษารังสีนี้ได้ตั้งค่าแรงกด

ของอุปกรณ์กีดหน้าท้องไว้สูงมาก อ้างอิงตามวิธีการใช้อุปกรณ์กีดหน้าท้อง [6] ซึ่งแรงกดที่สูงนั้น อาจสร้างความอึดอัดหรือไม่สบายตัวแก่ผู้ป่วยได้ และทำให้ระยะเวลาการกลืนลมหายใจของ mDIBH+AC ไม่ยาวนานพอจนมีความแตกต่างอย่างชัดเจนกับ DIBH

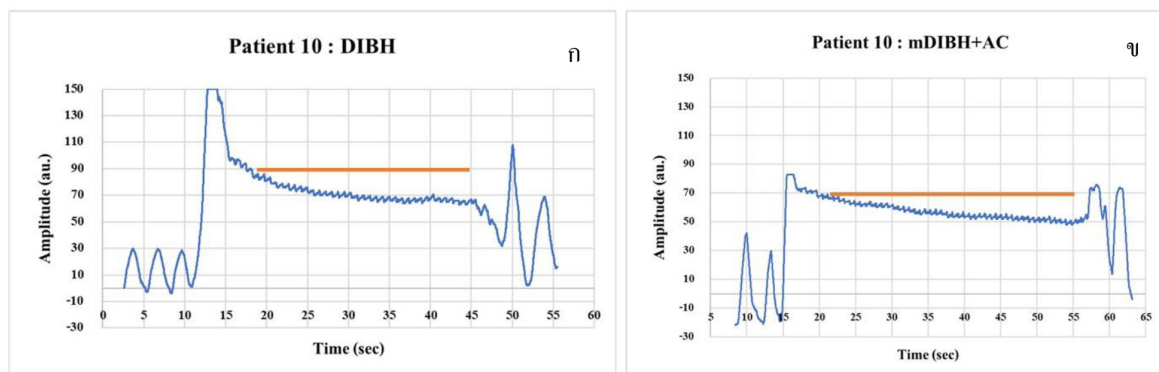
การศึกษารังสีนี้ยังพบประโยชน์ของการนำ AC มาใช้ร่วมกับการหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจ คือ ช่วยให้การรักษาระดับแอมพลิจูดขณะกลืนลมหายใจค้าง ให้มีระดับที่เปลี่ยนแปลงในทิศทางที่ค่อนข้างน้อยกว่า จากงานวิจัยของ Chu KY^[13] ศึกษาผลของการใช้ AC ต่อความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วยและการจับคู่ภาพทางรังสีระหว่างฉายรังสีบริเวณช่องท้องเปรียบเทียบระหว่างการไม่ใช้และใช้ AC พบว่า ความคลาดเคลื่อนเริ่มต้นของการจัดทำผู้ป่วยทั้งสองแบบมีค่าใกล้เคียงกัน แต่การใช้ AC ใช้เวลาถ่ายภาพด้วย Cone beam CT แล้วจับคู่ภาพถ่ายทางรังสีน้อยกว่าและจำนวนภาพถ่ายทางรังสีเฉลี่ยต่อแฟรมกั้นมีจำนวนน้อยกว่า ผลของการใช้เวลาจับคู่ภาพถ่ายที่น้อยลง ทำให้สามารถช่วยเพิ่มความถูกต้องของการฉายรังสีเนื่องจากช่วยลดโอกาสการเกิด Intrafraction motion นอกจากนี้ผู้ป่วยยังสามารถหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจค้างด้วยระดับการกลืนลมหายใจที่คงที่ ตัวอย่างกราฟสัญญาณการหายใจของผู้ป่วยรายที่ 10 แสดงดัง **ภาพที่ 5** เมื่อพิจารณาขนาดแอมพลิจูดช่วงขณะค้างลมหายใจ การใช้ AC ช่วงของแอมพลิจูดการค้างลมหายใจค่อนข้างเบี่ยงเบนจากเส้นสีส้มน้อยกว่า แสดงถึงความคงที่ดีกว่า เนื่องจากมีแรงกดของ AC เข้ามาช่วยกำหนดระดับของการค้างลมหายใจและยังช่วยลดการเคลื่อนไหวเนื่องจากการหายใจ จากผลการศึกษารังสีนี้เมื่อเปรียบเทียบขนาดแอมพลิจูดขณะค้างลมหายใจพบว่า การใช้ AC ขณะกลืนลมหายใจค้าง ขนาดแอมพลิจูดช่วงที่ค้างลมหายใจมีการเปลี่ยนแปลงน้อยกว่าเนื่องจากเทคนิคการใช้ AC และเทคนิค DIBH นั้น เป็นวิธีการจัดการเคลื่อนไหวของอวัยวะต่างๆจากการหายใจตามคำแนะนำของ AAPM task group 76^[4] โดยมีจุดประสงค์เพื่อลดการเคลื่อนไหวของก้อนเนื้ออกและขยาย

เนื้อเยื่อปกติให้ออกจากบริเวณรังสีปริมาณสูง (สำหรับ DIBH) มีการศึกษาเกี่ยวกับผลกระทบของการเคลื่อนไหวเนื่องจากการหายใจในรังสีรักษามะเร็งเต้านม โดยการศึกษาของ Qi XS^[14] และการศึกษาของ Wang W^[15] พบว่าการเคลื่อนไหวเนื่องจากการหายใจส่งผลให้ปริมาณรังสีที่อวัยวะเป้าหมายและอวัยวะปกติได้รับแตกต่างจากปริมาณรังสีที่วางแผนไว้ โดยเฉพาะปริมาณรังสีที่ internal mammary node มีการเปลี่ยนแปลง อย่างมีนัยสำคัญกับการขนาดแอมพลิจูดของการหายใจ

เนื่องจากการศึกษานี้ตั้งระดับแรงกดของ AC ไว้สูงมาก จึงอาจส่งผลให้ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของระยะห่างระหว่างหัวใจกับผนังทรวงอก รวมถึงระยะเวลาการกลืนลมหายใจเมื่อเทียบกับ DIBH อย่างไรก็ตามการศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าการใช้ AC ช่วยให้ระดับแอมพลิจูดขณะกลืนลมหายใจนิ่งขึ้น และหากลดแรงกด AC ลงอาจมีโอกาสดูเพิ่มระยะห่างระหว่างหัวใจกับผนังทรวงอกและระยะเวลาการกลืนลมหายใจให้ยาวขึ้นได้ โดยจากการศึกษาข้อมูลต่างๆผู้ทำวิจัยพบว่าระดับแรงกดของ AC ที่น่าจะเหมาะสมคือระดับแรงกดที่ทำให้แอมพลิจูดสัญญาณการหายใจอยู่ที่ระดับการหายใจ 75% ของระดับการหายใจเข้าลึกสุด โดยอ้างอิงจากประสบการณ์ของ Keall^[6] ที่แสดงให้เห็นว่าการหายใจเข้าลึกสุดแล้วกลืนหายใจระดับปานกลาง

(mDIBH) โดยตั้งค่าระดับการหายใจไว้ที่ 75% ของความสามารถของการหายใจเข้าลึกสุดของผู้ป่วยนั้น ผู้ป่วยจะยังคงได้รับความสบายโดยที่อวัยวะภายในมีการเคลื่อนไหวอยู่ในระดับเท่าเดิม สำหรับเทคนิค mDIBH+AC นั้น หลังจากการติดตั้งอุปกรณ์กดหน้าท้องแล้วควรมีการประเมินแอมพลิจูดการหายใจจากกราฟสัญญาณการหายใจของผู้ป่วยที่ได้จากอุปกรณ์ติดตามสัญญาณการหายใจภายนอก แล้วทำการปรับลดระดับแรงกดของ AC ลงจนกระทั่งทำให้แอมพลิจูดสัญญาณการหายใจลดระดับเหลือประมาณ 75% ของระดับแอมพลิจูดการหายใจเข้าลึกสุด น่าจะทำให้ได้ระยะห่างระหว่างหัวใจกับผนังทรวงอกที่มากขึ้น รวมถึงเพิ่มระยะเวลาการกลืนลมหายใจให้นานขึ้นได้ ทั้งนี้การหาระดับแรงกดของ AC ที่เหมาะสมอาจจำเป็นต้องมีการศึกษาต่อไปในอนาคต เพื่อให้การใช้ mDIBH+AC มีประโยชน์สูงสุด

เป้าหมายของการศึกษานี้ให้ความสำคัญกับค่าระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกที่เพิ่มขึ้นเมื่อใช้เทคนิค mDIBH+AC ซึ่งในทางปฏิบัติยังคงมีข้อจำกัดอยู่ เช่น ความสามารถในการทนต่อแรงกดของ AC, การให้ความร่วมมือของผู้ป่วย และลักษณะทางกายวิภาคของผู้ป่วยแต่ละรายที่ไม่เอื้อต่อการติดตั้ง AC ซึ่งอาจส่งผลทำให้การใช้ AC ไม่ช่วยให้ระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกเพิ่มขึ้นจากเทคนิค FB ในส่วนของการหาความสัมพันธ์ของ



ภาพที่ 5 กราฟสัญญาณการหายใจของผู้ป่วยรายที่ 10: (ก) ไม่ใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง (DIBH), (ข) ใช้อุปกรณ์กดหน้าท้อง (mDIBH+AC)

แอมพลิฟิเคชันการหายใจกับระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอก ผู้วิจัยคาดหวังว่าเพื่อนำมาใช้ในการประเมินผู้ป่วยสำหรับเลือกเทคนิคการฉายรังสีในอนาคตต่อไป แม้ในภาพรวมจะมีค่าความสัมพันธ์อยู่ระดับปานกลางอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่เมื่อพิจารณาในผู้ป่วยแต่ละรายกลับพบว่าบางรายที่มีค่าแอมพลิฟิเคชันการหายใจสูงแต่กลับมีระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกน้อยกว่ารายที่มีแอมพลิฟิเคชันการหายใจที่ต่ำกว่า แสดงดังภาพที่ 4 เนื่องจากการวางอุปกรณ์รับสัญญาณไม่ใช่บริเวณที่ต้องการหาความสัมพันธ์ เพราะในงานวิจัยนี้อุปกรณ์รับสัญญาณวางบริเวณกระดูกชายโครงระดับลิ้นปี่ เยื้องไปด้านขวาของผู้ป่วย เพื่อหลีกเลี่ยงสัญญาณรบกวนจากการเต้นของหัวใจ, ลักษณะทางกายวิภาคของผู้ป่วยที่แตกต่างกัน และจำนวนกลุ่มตัวอย่างอาจมีจำนวนไม่มากเพียงพอทั้งนี้จำเป็นต้องมีการศึกษาที่ละเอียดต่อไป นอกจากนี้ยังมีข้อจำกัดเรื่องการแปลงข้อมูลสัญญาณการหายใจด้วยฟังก์ชันฟูเรียร์ทรานสฟอร์มจากแอมพลิฟิเคชันกับเวลาไปเป็นแอมพลิฟิเคชันกับความถี่ ซึ่งแอมพลิฟิเคชันของ DIBH range กับ mDIBH+AC range มีข้อมูลช่วงไม่ค่อยเหมาะสมเมื่อแปลงข้อมูลสัญญาณแล้วได้ค่าเข้าใกล้ศูนย์บนแกนความถี่ อีกทั้งโปรแกรมที่ติดตั้งให้ข้อมูลที่ยังไม่ละเอียดนักส่งผลให้การวิเคราะห์ผลของความนิ่งของกลืนหายใจยังไม่ชัดเจน และการแสดงข้อมูลเฟสการหายใจบนภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์มาจากการเลือกภาพที่สแกนในช่วงการหายใจที่สัมพันธ์กับกราฟสัญญาณการหายใจภายในคอมพิวเตอร์นับบูคของชุดอุปกรณ์ Anzai belt อันเนื่องมาจากข้อจำกัดของการเชื่อมต่ออุปกรณ์ การ

เชื่อมสัญญาณจากคอมพิวเตอร์นับบูคของชุดอุปกรณ์ Anzai belt เข้ากับเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์โดยตรงอาจทำให้การเลือกภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ทำได้มีประสิทธิภาพมากขึ้น

ข้อสรุป

การใช้อุปกรณ์กดหน้าท้องร่วมกับการหายใจเข้าแล้วกลืนลมหายใจค้างระดับปานกลาง (mDIBH+AC) มีความเป็นไปได้ในการเพิ่มระยะห่างของหัวใจกับผนังทรวงอกเมื่อเทียบกับเทคนิค FB โดยระยะห่างระหว่างหัวใจกับผนังทรวงอกมีความสัมพันธ์กับแอมพลิฟิเคชันการหายใจ ผลของระยะห่างที่เพิ่มขึ้นทำให้ปริมาณรังสีที่หัวใจและหลอดเลือดหัวใจซ้ายลดลง และระยะเวลาการกลืนลมหายใจค้างมีแนวโน้มจะเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับเทคนิค DIBH นอกจากนี้ข้อดีของ AC ยังช่วยให้การทำ mDIBH มีระดับที่คงที่ยิ่งขึ้น

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณคณาจารย์สาขาฟิสิกส์การแพทย์ และเจ้าหน้าที่ประจำหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือ สนับสนุน และอำนวยความสะดวกในการทำวิจัยครั้งนี้ ขอขอบคุณ ผศ.พญ.พิชญารักษ์ กลั่นกลั่น และ ผศ.ดร.สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์ ซึ่งให้ความรู้ คำแนะนำ คำปรึกษา และตรวจแก้ไขข้อบกพร่องต่างๆ จนงานวิจัยครั้งนี้สำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

- Desai N, Currey A, Kelly T, Bergom C. Nationwide trends in heart-sparing techniques utilized in radiation therapy for breast cancer. *Adv Radiat Oncol*. 2019;4:246-252.
- Bergom C, Currey A, Desai N, Tai A, Strauss JB. Deep inspiration breath hold: techniques and advantages for cardiac sparing during breast cancer irradiation. *Front Oncol*. 2018;8:1-10.
- Darby SC, Ewertz M, McGale P, Bennet AM, Blom UB, Brønnum D, et al. Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *N Engl J Med*. 2013; 368:987-98.
- Giraud P, Houle A. Respiratory gating for radiotherapy: Main technical aspects and clinical benefits. *ISRN Pulmonology*. 2013;1-14.
- Ledsom D, Reilly AJ, Probst H. Assessment of deep inspiration breath hold (DIBH) amplitude and reduction in cardiac dose in left breast cancer patients. *Radiography (Lond)*. 2017;1-6.
- 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: 3874-3900.
- Patient Immobilization and Image Guidance. In: Metcalfe P, Kron T, Hoban P, editors. *The physics of radiotherapy x-rays and electrons*. [Internet]. [cited 2020 Mar 10]. Available from: <https://medical-physics.org/documents/MetcalfeCh12.pdf>
- Wunderink W, Romero AM, Kruijff WD, Boer HD, Levendag P, Heijmen B. Reduction of respiratory liver tumor motion by abdominal compression in stereotactic body frame analyzed by tracking fiducial markers implanted in liver. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;71:907-915.
- Snider JW, Molitoris J, Zhang B, Chuong MD. Abdominal Compression During Liver Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) by Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) Affords Significant Liver Sparing. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2015;93:S116-117.
- Register S, Takita C, Reis I, Zhao W, Amestory W, Wright J. Deep inspiration breath hold technique for left sided breast cancer: An analysis of predictor for organ at risk sparing. *Med Dosim*. 2015; 40:89-95.
- Singh AD. The implementation & evaluation of four-dimensional computed tomography in lung radiotherapy [Master's thesis]. Swansea: Swansea university; 2013.
- Sager O, Beyzadeoglu M, Dincoglan F, Oysul K, Kahya YE, Gamsiz H, et al. The role of active breathing control-moderate deep inspiration breath hold (ABC-mDIBH) usage in non-mastectomized left sided breast cancer radiotherapy: a dosimetric evaluation. *Int J Hematol*. 2012;22:147-155.

13. Chu KY, Cooke R, Heuvel FV, Mukherjee S, Hawkins MA. Impact of abdominal compression on setup error and image matching during radical abdominal radiotherapy. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol.* 2019;12:28-33.
14. Qi XS, White J, Rabinovitch R, Merrell K, Sood A, Bauer A, et al. Respiratory organ motion and dosimetric impact on breast and nodal irradiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;78:609-617.
15. Wang W, Li JB, Hu HG, Li FX, Xu M, Sun T, et al. Correlation between target motion and the dosimetric variance of breast and organ at risk during whole breast radiotherapy using 4DCT. *Radiat Oncol.* 2013;8:1-6.

การยุติการฉายรังสีของผู้ป่วยประคับประคองก่อนกำหนด
ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
(Premature discontinuation of palliative radiotherapy:
Experience at King Chulalongkorn Memorial Hospital,
Thai Red Cross Society)

ฐิติรัตน์ เตียงหงษากุล¹, ฐนิชา ชลประดิษฐ์¹, พันทิวา อุ่นหิรัญ², นุสรรา อภาเศรษฐกุล²

¹ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์การแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

²สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

นุสรรา อภาเศรษฐกุล

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

1873 ถนนพระรามสี่ เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

E-mail: Nussara3493@gmail.com

Thitirat Tienghongsakul¹, Thanicha Cholpradit¹, Puntiva Oonsiri², Nussara Arphasetthasakul²

¹*Department of Radiological Technology and Medical Physics, Faculty of Allied Health Sciences, Chulalongkorn University*

²*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital*

Corresponding author

Nussara Arphasetthasakul

Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital, 1873

Rama IV road, Prathumwan, Bangkok, 10330

E-mail : Nussara3493@gmail.com

Submitted: April 19, 2021

Revised: June 17, 2021

Accepted: June 18, 2021

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การวิเคราะห์สาเหตุสามารถช่วยป้องกันการยุติการฉายรังสีก่อนกำหนดในผู้ป่วยระดับประคับประคองได้อย่างเหมาะสม

วัตถุประสงค์: เพื่อวิเคราะห์ความถี่และสาเหตุของการหยุดพักการรักษาหรือการยุติการรักษาก่อนจะครบตามแผนการรักษาในผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่ใช้รังสีรักษาในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์สภากาชาดไทย

วัสดุและวิธีการ: เก็บและรวบรวมข้อมูลแบบย้อนหลังจากบันทึกผู้ป่วยในกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ตั้งแต่เดือนกันยายน 2563 จนถึงเดือนธันวาคม 2563

ผลการศึกษา: มีกลุ่มตัวอย่างทั้งหมด 297 คน โดยมีผู้ป่วยฉายรังสีครบตามแผนการรักษา 275 คน (92.6%) ซึ่งแบ่งเป็นฉายรังสีต่อเนื่อง 238 คน (80.1%), ไม่ต่อเนื่อง 37 คน (12.5%) สาเหตุหลักที่ฉายรังสีไม่ต่อเนื่อง คือ ผลข้างเคียงจากการรักษาและปัญหาส่วนบุคคล มีผู้ป่วยฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา 22 คน (7.4%) ซึ่งแบ่งเป็น 4 กลุ่มย่อยคือ ผู้ป่วยที่จำลองการรักษาแต่ไม่ได้เข้ารับการฉายรังสี 6 คน (2.0%), ฉายรังสีมากกว่าหรือเท่ากับ 80% 4 คน (1.3%), ฉายรังสี 50-80% 4 คน (1.3%) และฉายรังสีน้อยกว่า 50% 8 คน (2.7%) สาเหตุหลักที่ฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาคือเสียชีวิตในช่วงการรักษาและผู้ป่วยปฏิเสธการรักษา

ข้อสรุป: ผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีประคับประคองส่วนใหญ่สามารถฉายรังสีได้ครบตามแผนการรักษา มีส่วนน้อยที่ฉายรังสีไม่ต่อเนื่องหรือฉายรังสีไม่ครบ การวิเคราะห์สาเหตุอาจสามารถช่วยป้องกันการยุติการฉายรังสีก่อนกำหนดได้อย่างเหมาะสม

คำสำคัญ: โรคมะเร็ง, รังสีรักษา, แบบประคับประคอง, การหยุดก่อนเวลาอันควร

Abstract

Background: Causes of treatment break or incomplete radiation therapy should be analysed to prevent premature discontinuation of palliative radiotherapy.

Objective: This study aimed to analyze the frequency and causes of premature discontinuation of palliative radiotherapy at King Chulalongkorn Memorial Hospital.

Materials and Methods: This is a retrospective cohort study in patients underwent palliative radiation therapy between September 2020 and December 2020.

Result: A total of 297 patients underwent palliative radiation therapy was included. Two hundred and seventy-five patients (92.6%) completed radiation course, 238 of these patients (80.1%) had completed radiation without treatment break, while 37 patients (12.5%) had temporary treatment break. The most common causes of treatment break included acute side effects and personal reasons. Twenty-two patients (7.4%) did not finish their radiation courses: 2.0% did not start treatment after simulation, 1.3% had near completion, 1.3% had partial completion and 2.7% received less than half of their radiation course. The common reasons for not completed radiation course were death between radiation treatment period and patients' refusal.

Conclusion: Most patients completed their palliative radiation treatment courses. A fraction of patients could not complete their radiation courses or had temporary treatment break. The causes identified by this study may help preventing unnecessary discontinuation of palliative radiation therapy.

Keywords: Cancer, Radiotherapy, Palliative, Premature discontinuation

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R90-R101

บทนำ

การรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งด้วยรังสีแบ่งออกเป็นสองแบบ คือ ผู้ป่วยที่มีเป้าหมายเข้ารับการรักษแบบหายขาดและผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษแบบประคับประคอง การฉายรังสีในผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองถือเป็นบทบาทสำคัญในการดูแลผู้ป่วยโรคมะเร็งในระยะสุดท้ายและวิธีนี้มักจะถูกเสนอให้กับกลุ่มผู้ป่วยโรคมะเร็งที่รักษาไม่หายและรวมถึงผู้ป่วยที่ไม่สามารถเข้ารับการรักษแบบอื่นได้ โดยจะมีจำนวนครั้งในการให้รังสีแก่ผู้ป่วยตั้งแต่หนึ่งครั้งหรือให้ติดต่อกันหลายสัปดาห์ก็ได้แล้วแต่แผนการรักษาของผู้ป่วยคนนั้น ๆ ส่วนมากจะมีการให้รังสีในผู้ป่วยกลุ่มนี้ด้วยจำนวนครั้งไม่มาก เพื่อช่วยบรรเทาความเจ็บปวดให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นและมีผลข้างเคียงของการให้รังสีน้อยที่สุด ผู้ป่วยที่ใช้รังสีในการรักษาแบบประคับประคอง แต่ไม่สามารถรักษาได้สำเร็จตามแผนหรือการรักษาที่มีการหยุดพักการรักษาที่ยาวนานจะทำให้เกิดผลเสียต่อภาพรวมของผลลัพธ์ในการรักษา^[1-7] ยิ่งไปกว่านั้น การหยุดพักการรักษาจะทำให้เซลล์มีความตึงเครียดมากขึ้น^[8] จนอาจจะทำให้ผู้ป่วยคนนั้นต้องเริ่มทำการรักษาใหม่ซึ่งจะทำให้ต้องเสียค่าใช้จ่ายเพิ่มมากขึ้น ซึ่งประโยชน์จากการรักษาโดยใช้รังสีในกลุ่มผู้ป่วยแบบประคับประคองนั้นส่วนมากจะปรากฏหลังจากเสร็จสิ้นกระบวนการตามแผนการรักษาภายในหนึ่งสัปดาห์หรือหนึ่งเดือนขึ้นกับตัวผู้ป่วยและความร้ายแรงของโรค ซึ่งด้วยเหตุนี้ หากผู้ป่วยที่ได้รับ

การคาดการณ์ว่าจะมีอายุอยู่อีกไม่นานอาจทำให้ไม่ได้รับผลประโยชน์จากการรักษาได้มากเท่าที่ควร^[9-12]

แพทย์จะมีความสามารถในการพยากรณ์การรอดชีวิตในผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองได้อย่างจำกัด จากการศึกษาในหลาย ๆ งานวิจัยพบว่ามีโอกาสร้อยละ 25 ที่แพทย์สามารถพยากรณ์อายุขัยของผู้ป่วยได้ถูกต้อง^[13-16] และด้วยความสามารถของแพทย์ในการพยากรณ์อายุขัยและเลือกการรักษาที่ไม่เหมาะสมกับตัวผู้ป่วย อาจมีส่วนทำให้ผู้ป่วยประมาณครึ่งหนึ่งมีการยุติการรักษาก่อนที่จะรักษาครบตามแผนการรักษา^[9,10]

จากการสำรวจจำนวนผู้ป่วยโรคมะเร็งในประเทศไทย ปี พ.ศ. 2561 พบว่า มีจำนวนผู้ป่วยมะเร็งรายใหม่ 170,495 คน จำนวนผู้ป่วยที่เสียชีวิตจากโรคมะเร็ง 114,199 คน และจำนวนผู้ป่วยเก่า-ใหม่รวมกันจำนวนเท่ากับ 330,716 คนตามลำดับ^[17] เนื่องจากในประเทศไทยมีจำนวนผู้ป่วยมะเร็งจำนวนมากและมีแนวโน้มว่าจะมากขึ้นเรื่อย ๆ และการรักษาส่วนใหญ่ของผู้ป่วยในกลุ่มประคับประคองเป็นการใช้รังสีในการรักษา ดังนั้นทางผู้วิจัยมีวัตถุประสงค์เพื่อวิเคราะห์อัตราและสาเหตุของการหยุดพักการรักษาหรือการยุติการรักษาก่อนจะครบตามแผนในผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่ใช้รังสีรักษาในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยคาดว่าข้อมูลที่ได้จะช่วยประกอบการตัดสินใจแก่แพทย์ในการพิจารณาการฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วยในกลุ่มประคับประคองอาการ

วัสดุและวิธีการ

กลุ่มผู้ป่วยสำหรับงานวิจัยนี้ คือ ผู้ป่วยที่ได้รับการจำลองการรักษาและมีเป้าหมายฉายรังสีแบบประคับประคอง ณ สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ตั้งแต่เดือนกันยายน ถึงเดือน ธันวาคม พ.ศ. 2563 การเก็บข้อมูลเป็นแบบสังเกตย้อนหลัง (Observative Retrospective Cohort Study) โดยบันทึกข้อมูลทั่วไปผู้ป่วยได้แก่ อายุ เพศ สิทธิในการรักษา จำนวนครั้งของการฉายรังสี เทคนิคในการฉายรังสี จำนวนตำแหน่งของการฉายรังสีในครั้งนั้นๆ จำนวนวันตลอดการฉายรังสีทั้งหมด และการประเมินสถานะผู้ป่วยโดยใช้ Eastern Cooperative Oncology Group (ECOG) score สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาที่สำเร็จหรือไม่สำเร็จตามแผนการรักษาจำเป็นต้องบันทึกข้อมูลอื่น ๆ เพิ่มเติม ได้แก่ การเกิดผลข้างเคียงระหว่างฉายรังสี ปัญหาส่วนบุคคลของผู้ป่วยเอง การเดินทาง การเงิน หรือเปลี่ยนทิศทางการรักษา เป็นต้น โดยใช้สถิติ Chi-square analyses ในการวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ของสาเหตุหรือ ปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการหยุดพักการรักษาหรือการยุติการรักษาจะครบตามแผนในผู้ป่วยกลุ่มประคับประคอง โดยถ้าค่า P-Value น้อยกว่า 0.05 จะถือว่ามีความสำคัญทางสถิติ (ระดับค่าความเชื่อมั่น 95%) ซึ่งผ่านการพิจารณาของคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ (IRB No.701/63)

ประเภทผู้ป่วยที่รับการรักษาโดยใช้รังสีรักษาในกลุ่มประคับประคองในการศึกษานี้แบ่งออกเป็น 6 แบบ คือ

1. No treatment after simulation คือ ผู้ป่วยที่จำลองการรักษาแต่ไม่ได้เข้ามารับการรักษาหรือฉายรังสี
2. Completion without break คือ ผู้ป่วยที่เข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนดไว้ 100% อย่างต่อเนื่องโดยไม่มีการหยุดพัก
3. Temporary break คือ ผู้ป่วยที่ฉายครบตามตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนดไว้ 100% แต่ไม่ต่อเนื่อง
4. Near Completion คือ ผู้ป่วยที่เข้ารับการฉายรังสีมากกว่าหรือเท่ากับ 80%

5. Partial Completion คือ ผู้ป่วยที่เข้ารับการฉายรังสี 50-80% ของแผนการรักษา

6. Incompletion คือ ผู้ป่วยที่เข้ารับการฉายรังสีน้อยกว่า 50% หรือผู้ป่วยที่มีการหยุดการรักษาต่อเนื่องกันมากกว่าหรือเท่ากับ 5 วันทำการ

โดยการจำแนกนี้เพื่อที่จะทำให้สามารถแยกผู้ป่วยออกเป็นกลุ่มต่างๆตามอัตราการเข้ารับการฉายรังสี ซึ่งสามารถบ่งบอกถึงผลกระทบต่องานวิจัยนี้ได้เนื่องจากการรักษาไม่สำเร็จตามแผนหรือการรักษาที่มีการหยุดพักที่ยาวนาน จะส่งผลให้เกิดผลเสียต่อภาพรวมของผลลัพธ์ในการรักษาและการหยุดพักการรักษาจะทำให้เกิดผลเสียต่อภาพรวมของผลลัพธ์ในการรักษา และการหยุดพักการรักษาจะทำให้เซลล์มีความต้านทานรังสีมากขึ้น จนอาจทำให้ผู้ป่วยรายนั้นต้องเริ่มทำการรักษาใหม่ได้

ผลการศึกษา

ข้อมูลแบบย้อนหลังจากบันทึกผู้ป่วยในกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทยตั้งแต่ เดือนกันยายน ถึง เดือนธันวาคม พ.ศ. 2563 ทั้งหมดจำนวน 297 คน (คิดเป็น 20%) จากจำนวนผู้ฉายรังสีทั้งหมดตั้งแต่ เดือนกันยายน ถึงเดือนธันวาคม พ.ศ. 2563 จำนวน 1482 คน โดยมีอายุตั้งแต่ 3-95 ปี ความถี่ของผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบและไม่ครบตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนดไว้ แสดงดังตารางที่ 1

ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยต่าง ๆ ของผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสี แสดงดังตารางที่ 2 พบว่าปัจจัยที่มีความสัมพันธ์ต่อผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบและไม่ครบตามแผนการรักษาอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($P < 0.05$) ได้แก่ อายุ ($P = 0.038$), ECOG ($P = 0.003$) และ ที่พักระหว่างฉายรังสี ($P = 0.046$) โดยผู้ป่วยที่อายุมากกว่าหรือเท่ากับ 60 ปี, ECOG อยู่ในระยะแรก และที่พักระหว่างฉายรังสีอยู่ในกรุงเทพฯและปริมณฑล จะเป็นกลุ่มผู้ป่วยที่เข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษามากกว่า

ตารางที่ 1 ความถี่ของผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบและไม่ครบตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนด

Type	No. of patient (N=297)	Frequency (%)
Complete	(N=275)	
Completion without break	238	80.2%
Temporary break	37	12.5%
Not complete	(N=22)	
No treatment after simulation	6	2.0%
Near completion	4	1.3%
Partial completion	4	1.3%
Incompletion	8	2.7%

ตารางที่ 3 แสดงผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาจำนวนทั้งหมด 22 คน (7.4%) โดยมีหลายสาเหตุ คือ เสียชีวิตในช่วงการรักษา 11 คน (50%) ซึ่งเป็นสาเหตุหลัก, ผู้ป่วยปฏิเสธการรักษา 2 คน (9%), เกิดผลข้างเคียงจากการรักษา 1 คน (4.5%), ปัญหาส่วนบุคคล 1 คน (4.5%), แพทย์ตัดสินใจเปลี่ยนแผนการรักษา 1 คน (4.5%) และไม่ทราบสาเหตุ 6 คน (27.3%) โดยใน 6 คนนี้มี 4 คนเป็นผู้ป่วยแบบ No treatment after simulation ซึ่งทำให้ผู้ป่วยไม่สามารถติดต่อกับผู้ป่วยได้จึงทำให้ไม่ทราบสาเหตุที่แน่ชัด

สำหรับผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองเข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาเนื่องจากเสียชีวิตในช่วงการรักษาทั้งหมด 11 คน เป็นผู้ป่วยโรคมะเร็งปอด 4 คน (36.4%), มะเร็งกระเพาะปัสสาวะ 1 คน (9%), มะเร็งหลอดอาหาร 1 คน (9%), มะเร็งโพรงจมูก 1 คน (9%), มะเร็งรังไข่ 1 คน (9%), มะเร็งเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน 1 คน

(9%), มะเร็งต่อมน้ำเหลืองชนิดนอนฮอดจ์กิน 1 คน (9%) และมะเร็งเต้านม 1 คน (9%) ซึ่งในจำนวน 11 คนนี้ มีผู้ป่วยที่มีการแพร่กระจายของโรคไปอวัยวะอื่นจำนวน 6 คน โดยทุกคนมีจำนวนครั้งของการวางแผนการรักษาตามที่แพทย์กำหนดจำนวน 10 ครั้งเท่ากัน

ผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองเข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษาแต่ไม่ต่อเนื่อง แสดงได้ดัง**ตารางที่ 4** พบว่า สาเหตุที่ผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองเข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษาแต่ไม่ต่อเนื่องทั้งหมด 37 คน สาเหตุหลักคือ เกิดภาวะแทรกซ้อนจากการรักษาจำนวน 21 คน (56.8%), สาเหตุรอง คือความเจ็บปวด 5 คน (13.5%) และ สาเหตุอื่น ๆ จำนวน 5 คน (13.5%) ในจำนวน 5 คนนี้จากผลการเก็บข้อมูลพบว่าเป็นผู้ป่วยรอผลการตรวจ Covid-19 2 คน ไปส่องกล้อง 2 คน และหกล้มไม่สามารถมาเข้ารับการฉายรังสีได้ 1 คน สาเหตุถัดมา คือ ปัญหาส่วนบุคคล 4 คน (10.8%) และไม่ทราบสาเหตุ 2 คน (5.4%)

ตารางที่ 2 ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยต่าง ๆ ของผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบและไม่ครบตามแผนการรักษา

ปัจจัย จำนวนผู้ป่วยทั้งหมด	Complete N = 275 (100%)	Not complete N = 22 (100%)	P-value
เพศ			.909
ชาย	134 (48.7%)	11 (50.0%)	
หญิง	141 (51.3%)	11 (50.0%)	
อายุ			.038
< 60 ปี	101 (36.7%)	13 (59.1%)	
≥ 60 ปี	174 (63.3%)	9 (40.9%)	
ECOG			.003
0-1	152 (55.3%)	5 (22.7%)	
2+	123 (44.7%)	17 (77.3%)	
ที่พักระหว่างฉายรังสี			.046
Admit	73 (26.5%)	10 (45.5%)	
กทม. และปริมณฑล	184 (67.0%)	9 (40.9%)	
ต่างจังหวัด	18 (6.5%)	3 (13.6%)	
จำนวนครั้งของการฉายรังสีตามที่แพทย์กำหนด			.709
0-5	77 (28.0%)	5 (22.7%)	
6-10	177 (64.4%)	16 (72.7%)	
>10	21 (7.6%)	1 (4.6%)	
มีการฉายรังสีหลายตำแหน่งในเวลาเดียวกัน (Multiple isocenter)			1.000 ^a
None	216 (78.5%)	17 (77.3%)	
Yes	59 (21.5%)	5 (22.7%)	
สิทธิ์ในการรักษา			.190
จ่ายตรง	89 (32.4%)	6 (27.3%)	
เจ้าหน้าที่, บัตรทอง	108 (39.3%)	12 (54.5%)	
ประกันสังคม	22 (8.0%)	3 (13.6%)	
เงินสด	56 (20.3%)	1 (4.6%)	
ประสบการณ์แพทย์ที่รักษา			.135
< 10 ปี	142 (51.6%)	15 (68.2%)	
≥ 10 ปี	133 (48.4%)	7 (31.8%)	

ตารางที่ 3 สาเหตุที่ผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองเข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา

สาเหตุ	จำนวนของการฉายรังสีไม่ครบ (N=22)
เสียชีวิตในช่วงการรักษา	11 (50.2%)
ไม่ทราบสาเหตุ	6 (27.3%)
ปฏิเสธการรักษา	2 (9%)
เกิดภาวะแทรกซ้อนจากการรักษา	1 (4.5%)
ปัญหาส่วนบุคคล	1 (4.5%)
แพทย์ตัดสินใจเปลี่ยนแผนการรักษา	1 (4.5%)

ตารางที่ 4 แสดงสาเหตุที่ผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองเข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษาแต่ไม่ต่อเนื่อง

สาเหตุ	จำนวนผู้ป่วยที่หยุดฉายรังสีชั่วคราว (N=37)
เกิดภาวะแทรกซ้อนจากการรักษา	21 (56.8%)
ความเจ็บปวด	5 (13.5%)
สาเหตุอื่น ๆ	5 (13.5%)
ปัญหาส่วนบุคคล (งาน การเดินทาง เป็นต้น)	4 (10.8%)
ไม่ทราบสาเหตุ	2 (5.4%)

บทวิจารณ์

ปัจจัยที่มีความสัมพันธ์ต่อผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบและไม่ครบตามแผนการรักษา อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ได้แก่ อายุ, ECOG และที่อยู่ระหว่างฉาย โดยปัจจัย ECOG อยู่ในระยะแรกเป็นผู้ป่วยที่เข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษามากกว่า สอดคล้องกับงานวิจัยของ Lee และคณะ^[18] สำหรับปัจจัยที่อยู่ระหว่างฉายที่ผู้ป่วยอยู่ในกรุงเทพฯ และปริมณฑล เข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษามากกว่า เนื่องจากผู้ป่วยที่นอนรักษาตัวที่โรงพยาบาลเป็นผู้ป่วยอาการไม่ค่อยดีมากกว่า ทำให้เป็นไปได้ยากที่จะเข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษา

จากผลการวิจัยสาเหตุหลักที่ผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองเข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการ คือ เสียชีวิตในระหว่างการรักษา (50%) โดยสอดคล้องกับงานวิจัยของ Lee และคณะ^[18] ซึ่งกล่าวว่าสาเหตุหลักที่ทำให้ผู้ป่วยระดับประคองเข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาหรือเข้ารับการฉายรังสีไม่ต่อเนื่อง มาจากมะเร็งลุกลามไปอย่างรวดเร็วและเกิดการเสียชีวิต (30%) เช่นเดียวกับงานวิจัยของ Arenas และคณะ^[19] พบว่าสาเหตุหลัก คือ เสียชีวิตในระหว่างการรักษา ซึ่งอาจเกิดจากผู้ป่วยเข้ารับคำปรึกษากับแพทย์ซ้ำเกินไปทำให้การดำเนินของโรคมะเร็งลุกลามไปอวัยวะอื่นๆ ดังนั้นโอกาสหายจากมะเร็งหรือเพิ่มคุณภาพชีวิตของผู้ป่วยจึงน้อยลง

เพราะฉะนั้นการเข้ารับคำปรึกษาจากแพทย์โดยเร็วจึงเป็นวิธีแก้ไขที่สำคัญเพื่อที่จะลดโอกาสการฉายรังสีไม่ครบจากสาเหตุนี้ นอกจากนี้แพทย์ควรเริ่มต้นฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วยระดับประคองไวขึ้น หรือควรปรับเปลี่ยนแผนการรักษาเพื่อเพิ่มคุณภาพชีวิตให้แก่ผู้ป่วย เช่น ลดจำนวนครั้งของการฉายรังสีลงแต่เพิ่มปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยต่อครั้งมากขึ้นหรือเลือกที่จะไม่ฉายรังสี แต่ให้การรักษาตามอาการแทน เนื่องจากผู้ป่วยเป็นมะเร็งระยะสุดท้ายแล้ว เป็นต้น

สำหรับสาเหตุที่ผู้ป่วยปฏิเสธการรักษาหรือปัญหาส่วนบุคคลซึ่งในงานวิจัยฉบับนี้พบ 9.1% ควรแก้ไขด้วยการให้ความรู้ ความเข้าใจเกี่ยวกับโรคของผู้ป่วยและการใช้รังสีในการรักษาประคองอาการ นอกจากนั้นผู้ป่วยฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาเนื่องจากภาวะแทรกซ้อนจากการรักษาพบเพียง 4.5% จึงควรให้ความรู้และวิธีปฏิบัติตัวที่เหมาะสมแก่ผู้ป่วย หรืออาจจะพิจารณาให้ยาบรรเทาอาการปวดก่อนการฉายรังสี เพื่อให้การฉายรังสีบรรลุเป้าหมายเพิ่มขึ้น ส่วนสาเหตุที่แพทย์ตัดสินใจเปลี่ยนแผนการรักษาพบเพียง 4.5% อาจเกิดจากผู้ป่วยบางคนมีการเข้ารับคำปรึกษากับแพทย์ก่อนผลตรวจทางพยาธิสภาพล่าสุดหรือผลการตรวจสอบทางรังสีวิทยาจะสมบูรณ์ แพทย์จึงได้ตัดสินใจเปลี่ยนแผนการรักษาที่เหมาะสมมากกว่าให้แก่ผู้ป่วย

สำหรับสาเหตุอื่นที่อาจพบได้ในผู้ป่วยระดับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย เช่น ปัญหาทางการเงิน ในงานวิจัยนี้ไม่พบว่าเป็นสาเหตุให้หยุดการรักษา ทั้งนี้เนื่องจากผู้ป่วยส่วนใหญ่ในประเทศไทยสามารถเข้าถึงบริการของรัฐได้อย่างทั่วถึงผ่านสวัสดิการทางการแพทย์ของรัฐ หรือทีมสังคมสงเคราะห์ในโรงพยาบาล

สำหรับความเจ็บปวดจากการคุกคามของโรค งานวิจัยนี้ไม่พบว่าเป็นสาเหตุให้ผู้ป่วยฉายรังสีไม่ครบ แต่เป็นสาเหตุให้ผู้ป่วยหยุดพักระหว่างการฉายรังสี ทั้งนี้อาจเป็นเพราะ

ผู้ป่วยกลุ่มนี้ส่วนใหญ่จะได้รับพิจารณาให้นอนรักษาตัวที่โรงพยาบาลทำให้สามารถควบคุมอาการปวดได้ดีขึ้น

จากผลการวิจัยสาเหตุที่ผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองเข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษาแต่ไม่ต่อเนื่องสาเหตุหลัก คือ ผลข้างเคียงจากการรักษา (56.8%), ความเจ็บปวด (13.5%) และปัญหาส่วนบุคคล (10.8%) ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Chen^[20] แสดงให้เห็นว่าสาเหตุที่ผู้ป่วยมีการหยุดพักการรักษามาจากผู้ป่วยไม่สามารถทนต่อผลข้างเคียงแบบเฉียบพลันของการรักษาได้ ซึ่งงานวิจัยของ Chen มีค่าสูงถึง 43.5% และไม่เชื่อมั่นในการรักษาว่าจะรักษาได้สำเร็จเนื่องจากโรคมีความรุนแรงมากอีกประมาณ 20.7% ดังนั้นควรมีการป้องกันและจัดการผลกระทบที่มาจากการใช้รังสีได้แก่ ให้คำแนะนำเกี่ยวกับผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้นและวิธีปฏิบัติตัวที่เหมาะสมแก่ผู้ป่วย เช่น การดูแลตนเองเมื่อเกิดแผลพุพอง ผื่น แดง คัน ร่างกายอ่อนแอ ความไม่สบายใจ ความเครียดที่ต้องเข้ารับการฉายรังสีจำนวนหลายครั้ง รวมถึงบอกความสำคัญและประโยชน์ที่ผู้ป่วยจะได้รับจากการฉายรังสี สำหรับปัญหาส่วนบุคคลควรแก้ไขด้วยการให้ความรู้ ความเข้าใจ เกี่ยวกับโรคและรังสีเพื่อให้ผู้ป่วยตระหนักถึงความสำคัญและประโยชน์ที่ได้รับในการเข้ารับการฉายรังสี

จากผลการวิจัยครั้งนี้ผู้ป่วยระดับประคองฉายรังสีครบตามแผนการรักษา 92.6% ซึ่งดีกว่ารายงานของ Lararev และคณะ^[21] ที่มีอัตราการฉายรังสีครบตามแผนการรักษาเพียง 61% งานวิจัยครั้งนี้มีผู้ป่วยที่ได้รับการจำลองการฉายรังสีแต่ไม่ได้เริ่มฉายรังสีเพียง 2% ซึ่งเทียบเท่ากับอัตราที่ได้รับการรายงานในการวิจัยของ Arenas และคณะ^[19] แต่ผู้วิจัยไม่สามารถหาสาเหตุได้ว่าเพราะเหตุใดผู้ป่วยที่ได้รับการจำลองการฉายรังสีแล้วจึงไม่มาเริ่มฉายรังสี

Lindsay และคณะ^[22] รายงานปัจจัยที่เกี่ยวข้องกับการหยุดพักการรักษา ได้แก่ คะแนน Karnofsky (KPS) ต่ำ, จำนวนครั้งในการรักษาสูงและตำแหน่งที่ทำการรักษา

มากกว่าหนึ่งจุด ในขณะที่การศึกษานี้พบว่าปัจจัยที่ทำให้ผู้ป่วยฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา ได้แก่ อายุน้อยกว่า 60 ปี ECOG มากกว่า 2 และการที่ผู้ป่วยได้นอนโรงพยาบาล ทั้งนี้อาจจะเนื่องจากผู้ป่วยกลุ่มดังกล่าวมีอาการค่อนข้างรุนแรง ถึงแม้จะได้รับการรับตัวไว้พักรักษาที่โรงพยาบาลแล้ว แต่ก็ไม่สามารถฉายรังสีได้จนครบตามแผนการรักษา โดยจำนวนครั้งในการฉายรังสีที่แพทย์กำหนดไม่เป็นปัจจัยให้ฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา

สิ่งที่น่าสนใจในการทำวิจัยต่อจากงานวิจัยชิ้นนี้ คือ เนื่องจากจำนวนผู้ป่วยในกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ทั้งหมด ตั้งแต่เดือนกันยายน 2563 จนถึง เดือนธันวาคม 2563 มีจำนวนน้อยเกินไป ดังนั้นขณะนี้จึงได้อยู่ระหว่างการทำวิจัยต่อเนื่องจากงานวิจัยชิ้นนี้โดยขยายเวลาในการ

เก็บข้อมูลเพื่อให้ได้กลุ่มตัวอย่างมากขึ้นเป็นระยะเวลา 1 ปีเพื่อส่งผลให้ข้อมูลมีความน่าเชื่อถือมากขึ้น

ข้อสรุป

จากผลการศึกษา ผู้ป่วยประคับประคองที่ใช้รังสีรักษา ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ตั้งแต่เดือนกันยายน 2563 จนถึงเดือนธันวาคม 2563 มี 297 คน คิดเป็น 20% จากผู้ป่วยที่เข้ารับรังสีรักษาทั้งหมดในช่วงเวลาดังกล่าว พบว่า ความถี่ที่ผู้ป่วยฉายรังสีไม่ครบตามตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนดไว้ สาเหตุหลัก คือ เสียชีวิตในช่วงการรักษา ผู้ป่วยปฏิเสธการรักษา และเกิดผลข้างเคียงจากการรักษาแต่ผู้ป่วยเข้ารับการฉายรังสีครบตามตามแผนการรักษาแต่ไม่ต่อเนื่อง สาเหตุหลัก คือ เกิดผลข้างเคียงจากการรักษา ความเจ็บปวด และปัญหาส่วนบุคคล การวิเคราะห์สาเหตุอาจสามารถช่วยป้องกันการยุติการฉายรังสีก่อนกำหนดได้อย่างเหมาะสม

เอกสารอ้างอิง

1. Fu KK, Pajak TF, Trotti A, CU Jones, SA Spencer, TL Phillips, et al. A Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) phase III randomized study to compare hyperfractionation and two variants of accelerated fractionation to standard fractionation radiotherapy for head and neck squamous cell carcinomas: first report of RTOG 9003. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000; 48: 7–16.
2. Suwinski R, Sowa A, Rutkowski T, Wydmanski J, Tarnawski R, Maciejewski B, et al. Time factor in postoperative radiotherapy: a multivariate locoregional control analysis in 868 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56: 399–4
3. Groome PA, O'Sullivan B, Mackillop WJ, Jackson LD, Schulze K, Irish JC, et al. Compromised local control due to treatment interruptions and late treatment breaks in early glottic cancer: Population-based outcomes study supporting need for intensified treatment schedules. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 64: 1002– 12.
4. Machtay M, Hsu C, Komaki R, Sause WT, Swann RS, Langer CJ, et al. Effect of overall treatment time on outcomes after concurrent chemoradiation for locally advanced non-small-cell lung carcinoma: analysis of the Radiation Therapy Oncology Group (RTOG) experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005, 63: 667– 71.

5. Bese NS, Sut PA, Ober A. The effect of treatment interruptions in the postoperative irradiation of breast cancer. *Oncology* 2005;69:214–23.
6. WeberDC, KurtzJM, AllalAS. The impact of gap duration on local control in anal canal carcinoma treated by split course radiotherapy and concomitant chemotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 50: 675–80.
7. Perez CA, Michalski J, Mansur D, Lockett MA. Impact of elapsed treatment time on outcome of external-beam radiation therapy for localized carcinoma of the prostate. *Cancer J* 2004; 10: 349–56.
8. Harada H, Inoue M, Itasaka S, Hirota K, Morinibu A, Shinomiya K, et al. Cancer cells that survive radiation therapy acquire HIF-1activity and translocate towards tumour blood vessels. *Nat Commun* 2012; 3: 783.
9. Gripp S, Mjartan S, Boelke E, Willers R. Palliative radiotherapy tailored to life expectancy in end-stage cancer patients: Reality or myth? *Cancer* 2010; 116: 3251-325
10. Toole M, Lutz S, Johnstone PA. Radiation oncology quality: Aggressiveness of cancer care near the end of life. *J Am Coll Radiol* 2012; 9:199-202.
11. Tiwana MS, Barnes M, Kiraly A, Olson RA. Utilization of palliative radiotherapy for bone metastases near end of life in a population-based cohort. *BMC Palliat Care* 2016; 15:2.
12. Kress MA, Jensen RE, Tsai HT, Lobo T, Satinsky A, Potosky AL. Radiation therapy at the end of life: A population-based study examining palliative treatment intensity. *Radiat Oncol* 2015; 10:15
13. Glare P, Virik K, Jones M, Hudson M, Eychmuller S, Simes J, et al. A systematic review of physicians' survival predictions in terminally ill cancer patients. *BMJ* 2003; 327:195-198.
14. Christakis NA, Lamont EB. Extent and determinants of error in doctors' prognoses in terminally ill patients: Prospective cohort study. *BMJ* 2000; 320:469-472.
15. Glare P, Sinclair C, Downing M, Stone P, Maltoni M, Vigano A, et al. Predicting survival in patients with advanced disease. *Eur J Cancer* 2008; 44:1146-1156.
16. Chow E, Davis L, Panzarella T, Hayter C, Szumacher E, Loblaw A, et al. Accuracy of survival prediction by palliative radiation oncologists. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005; 61:870-873.
17. The Global Cancer Observatory. (2018). Thailand Source: Globocan 2018. Retrieved August 23, 2020, From <https://gco.iarc.fr/today/data/factsheets/populations/764-thailand-fact-sheets.pdf>
18. Lee JA, Lee NK, Yoon WS, Yang DS, Kim CY, Lee SR, et al. Treatment interruption during radiation therapy: Experience at a single institution in the Republic of Korea. *Asia Pac J Clin Oncol*. 2017;13: e481-e488

19. Arenas M, Sabater S, Gascón M, Henríquez I, Bueno MJ, Rius À, et al. Quality assurance in radiotherapy: analysis of the causes of not starting or early radiotherapy withdrawal. *Radiat Oncol.* 2014; 9:260.
20. Chen YP, Tsang NM, Tseng CK, Lin SY. Causes of interruption of radiotherapy in nasopharyngeal carcinoma patients in Taiwan. *Jpn J Clin Oncol.* 2000;30: 230-234
21. Lazarev S, Gupta V, Ghiassi-Nejad Z, Miles B, Scarborough B, Misiukiewicz KJ, et al. Premature discontinuation of curative radiotherapy: insights from head and neck irradiation. *Adv Radiat Oncol.* 2017;3: 62-69
22. Puckett LL, Luitweiler E, Potters L, Teckie S. Preventing Discontinuation of Radiation Therapy: Predictive Factors to Improve Patient Selection for Palliative Treatment. *J Oncol Pract.* 2017;13: e782-e791.

การเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของการจัดท่าผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังต่อมลูกหมากด้วย
อุปกรณ์ยึดตรึงสามชนิดในเทคนิคการฉายรังสีความเข้ม
Comparison of set-up error for prostate cancer patients among three
immobilization devices in Intensity modulated radiation therapy
technique

วิมลมาศ ทองงาม¹, สุมาลี ยับสันเทียะ²

¹หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลสกลนคร จังหวัดสกลนคร

²ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร จังหวัดพิษณุโลก

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

สุมาลี ยับสันเทียะ

ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก 65000

อีเมล: sumaleey@nu.ac.th

Wimonmart Tongngarm¹, Sumalee Yabsantia²

¹*Radiation therapy unit, Radiology Department, Sakon Nakhon Hospital, Sakon Nakhon*

²*Department of Radiological Technology, Faculty of Allied Health Sciences, Naresuan University, Phitsanulok*

Corresponding author

Sumalee Yabsantia

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

E-mail: sumaleey@nu.ac.th

Submitted: July 8, 2021

Revised: September 24, 2021

Accepted: October 6, 2021

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การใช้อุปกรณ์ยึดตรึงในการรักษามะเร็งต่อมลูกหมากด้วยเทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้ม (IMRT) มีความสำคัญต่อความถูกต้องแม่นยำในการฉายรังสี ซึ่งการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงอาจส่งผลต่อความถูกต้องในการจัดทำที่ต่างกัน

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึง 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1 (Pillow+Knee) กลุ่มที่ 2 (Pillow+Pelvis Mask+Foot) และ กลุ่มที่ 3 (Pillow+Vac Lock+Knee)

วัสดุและวิธีการ: ศึกษาในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก 25 ราย ที่รักษาด้วยเทคนิค IMRT โดยแบ่งเป็น 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1 กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 จำนวน 5, 10 และ 10 ราย ตามลำดับ เก็บข้อมูลย้อนหลังจากการตรวจสอบการรักษาใน 3 ครั้งแรกของการฉายและสัปดาห์ละ 1 ครั้ง โดยใช้ภาพ Electronic portal imaging device (EPID) เทียบกับภาพ Digitally reconstructed radiographs (DRRs) โดยศึกษาค่าความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-ปลายเท้า ซ้าย-ขวา และหน้า-หลัง เปรียบเทียบในอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม

ผลการศึกษา: ความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม ในแนวซ้าย-ขวา และแนวหน้า-หลัง มีค่ามัธยฐานไม่เกิน 0.10 เซนติเมตร และไม่มีมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ระหว่างอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม ($p\text{-value} > 0.05$) ในขณะที่แนวศีรษะ-ปลายเท้า มีความแตกต่างกันทางสถิติ ($p\text{-value} < 0.001$) โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนเท่ากับ -0.2 ± 0.3 , 0.1 ± 0.4 และ 0 ± 0.2 เซนติเมตร สำหรับกลุ่มที่ 1 กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 ตามลำดับ

ข้อสรุป: อุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม มีค่าความคลาดเคลื่อนแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติเฉพาะในแนวศีรษะ-ปลายเท้า โดยอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 3 มีความถูกต้องในการจัดทำผู้ป่วยมากที่สุด รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 1 ตามลำดับ

คำสำคัญ : อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วย, มะเร็งต่อมลูกหมาก, ความคลาดเคลื่อนการจัดท่า

Abstract

Background: Immobilization device is critical for providing the accuracy of prostate cancer treatment with intensity-modulated radiation therapy (IMRT) techniques. However, the positioning accuracy may depend on the type of immobilization devices.

Objective: The objective of this study was to compare the set-up error of prostate cancer patients among 3 immobilization devices consisting of group 1 (Pillow+Knee), group 2 (Pillow+Pelvis Mask+Foot) and group 3 (Pillow+Vac Lock+Knee).

Materials and methods: Twenty-five prostate cancer patients treated with the IMRT technique were enrolled in this study. The sample sizes were 5, 10, and 10 for immobilizations device group 1, group 2, and group 3, respectively. The treatment verifications were performed for each patient on the first three days followed by weekly by comparing electronic portal imaging device (EPID) and digitally reconstructed radiographs (DRRs) images, and data were retrospectively collected.

In addition, set-up errors in the three immobilization groups were compared in the superior-inferior, left-right, and anterior-posterior directions.

Results: The median set-up errors of 3 immobilization groups in left-right and anterior-posterior directions were less than 0.10 cm. There was no statistical difference among 3 groups of immobilization (p-value > 0.05). However, in the superior-inferior direction, a statistical difference (p-value < 0.001) was observed. The median set-up errors were -0.2 ± 0.3 , 0.1 ± 0.4 and 0 ± 0.2 cm for group 1, group 2 and group 3, respectively.

Conclusion: The difference of set-up error among three immobilization devices was found only in the superior-inferior direction. Moreover, group 3 is the most reproducible immobilization, followed by group 2 and group 1, respectively.

Keywords: Immobilization, Prostate cancer, Set-up error

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R102-115

บทนำ

โรคมะเร็ง คือ สาเหตุของการเสียชีวิตเป็นอันดับต้นๆ ของประชากรโลก และมีแนวโน้มที่เพิ่มมากขึ้น จากผลสำรวจขององค์การอนามัยโลกในปี พ.ศ. 2561 พบว่ามีผู้ป่วยมะเร็งรายใหม่จำนวน 18.1 ล้านคน และมีผู้เสียชีวิตด้วยโรคมะเร็งจำนวน 9.6 ล้านคน ซึ่งโรคมะเร็งที่พบได้มาก 5 อันดับแรก ได้แก่ มะเร็งปอด มะเร็งเต้านม มะเร็งลำไส้ใหญ่ มะเร็งต่อมลูกหมาก และมะเร็งกระเพาะอาหาร ตามลำดับ สำหรับผลการสำรวจของประเทศไทย พบว่ามะเร็งต่อมลูกหมากเป็นมะเร็งที่พบได้มากเป็นอันดับ 4 ในเพศชายและมีแนวโน้มที่จะพบเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง จากผลการสำรวจในปี พ.ศ.2557 พบผู้ป่วยรายใหม่ 4.38 ต่อประชากร 100,000 คน ในปี พ.ศ. 2559 เพิ่มขึ้นเป็น 6.36 ต่อประชากร 100,000 คน^[1] สำหรับวิธีการรักษามะเร็งต่อมลูกหมากมีด้วยกันหลายวิธี ได้แก่ การผ่าตัด การรักษาโดยการฉายรังสีระยะไกล การรักษาโดยการฝังแร่ การรักษาโดยยาฮอร์โมนเพศชาย และการรักษาด้วยเคมีบำบัด ซึ่งการฉายรังสีเป็นวิธีการรักษาที่มีประสิทธิภาพ โดยพบว่าการรักษาโดยการฉายรังสีเพื่อ

กำจัดเซลล์มะเร็งในระยะที่ยังไม่มีการแพร่กระจายของโรคนั้น มีประสิทธิภาพเทียบเท่ากับการผ่าตัด^[2]

การฉายรังสีระยะไกลสำหรับผู้ป่วยในระยะที่ไม่มี การแพร่กระจายนั้นในปัจจุบันมีเทคนิคที่ทันสมัยซึ่งช่วยให้การรักษามีประสิทธิภาพมากยิ่งขึ้น ได้แก่ เทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วย (Volumetric modulated arc therapy; VMAT) และเทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้ม (Intensity modulated radiation therapy; IMRT) ซึ่งข้อดีของทั้ง 2 เทคนิคนี้ คือ สามารถกำหนดให้การกระจายปริมาณรังสี (Isodose distribution) มีรูปร่างใกล้เคียงกับก้อนมะเร็ง และช่วยลดปริมาณรังสีแกว่งยวดยสำคัญให้ได้รับปริมาณรังสีลดลง ช่วยลดผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นจากการฉายรังสีได้ดีกว่าการฉายรังสี 3 มิติ^[3, 4]

ต่อมลูกหมากอยู่ใกล้อวัยวะสำคัญ เช่น กระเพาะปัสสาวะ ลำไส้ตรง ลำไส้ใหญ่ และกระดูกต้นขาส่วนต้น ซึ่งการฉายรังสีด้วยเทคนิค IMRT ต้องการความถูกต้องแม่นยำของตำแหน่งก้อนมะเร็ง เนื่องจากการรักษา โดยให้ปริมาณรังสีสูง และเพื่อลดผลแทรกซ้อนที่อาจจะ

เกิดกับอวัยวะสำคัญข้างเคียง สามารถทำได้โดยการลดความคลาดเคลื่อนจากการจัดท่าของผู้ป่วยในแต่ละครั้งของการฉายรังสีด้วยการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงที่เหมาะสมกับผู้ป่วยแต่ละรายร่วมกับการถ่ายภาพด้วยระบบภาพนำวิถีก่อนการฉายรังสี (Image guided radiation therapy; IGRT)^[5] ทั้งนี้จุดประสงค์หลักของการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วย คือ เพื่อให้ผู้ป่วยนอนในท่าที่สบาย และสามารถจัดท่าผู้ป่วยได้เหมือนเดิมในทุกครั้งของการฉายรังสี (Reproducibility) อีกทั้งสามารถจำกัดการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยระหว่างการฉายรังสีได้ จากงานวิจัยของ Nutting CM และคณะ^[6] ได้ทำการเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของการจัดท่าผู้ป่วย ระหว่างการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยซึ่งใช้หมอนรองศีรษะร่วมกับอุปกรณ์รองเข่า (Conventional treatment position; CTP) และอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยด้วยเบาะสูญญากาศ หรือ Vac Lock (Immobilisation system; IMS) โดยจัดทำให้ผู้ป่วยนอนบน Vac Lock ซึ่งจำกัดการเคลื่อนไหวบริเวณอุ้งเชิงกรานและกระดูกต้นขาส่วนบน ผลการทดลองพบว่าความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าผู้ป่วยจากอุปกรณ์ทั้ง 2 ระบบ ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ และพบว่าผู้ป่วยรู้สึกสบายกว่าเมื่อถูกจัดท่าด้วยอุปกรณ์ยึดตรึงในระบบ IMS แต่ในด้านกระบวนการการจัดท่าผู้ป่วยจากการประเมินโดยนักรังสีการแพทย์ พบว่า IMS ทำได้ยากกว่า CTP และงานวิจัยของ Fiorino C และคณะ^[7] ได้ทำเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของการจัดท่าผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากในท่านอนหงาย ระหว่างการใช้อุปกรณ์ยึดตรึง 2 กลุ่ม ได้แก่ ผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงตั้งแต่ช่วงศีรษะจนถึงสะโพก (Pelvis abdomen alpha-cradle) และผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงตั้งแต่ช่วงสะโพกจนถึงขา (Leg alpha-cradle) ผลการศึกษาพบว่าอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยชนิด Leg alpha-cradle สามารถช่วยในการจัดท่าในแต่ละวันให้ตรงตามแผนการรักษาได้ดีกว่าชนิด Pelvis abdomen alpha-cradle ซึ่งอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยที่หน่วยงานรังสีรักษาโรงพยาบาลสกกลนคร เลือกใช้สำหรับยึดตรึงผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากมี 3 กลุ่ม

ได้แก่ กลุ่มที่ 1 ใช้หมอนรองศีรษะและอุปกรณ์รองเข่า (Pillow+Knee) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ยึดตรึงที่ใช้ดั้งเดิมตั้งแต่ที่เปิดบริการช่วงแรก กลุ่มที่ 2 ใช้หมอนรองศีรษะ หน้ากากบริเวณอุ้งเชิงกรานร่วมกับอุปกรณ์รองเท้า (Pillow+Pelvis Mask+Foot) และ กลุ่มที่ 3 ใช้หมอนรองศีรษะเบาะสูญญากาศ ร่วมกับอุปกรณ์รองเข่า (Pillow+Vac Lock+Knee) จึงเป็นที่มาของงานวิจัยนี้ คือ เพื่อให้การรักษารังสีสามารถเลือกอุปกรณ์ยึดตรึงที่สามารถจำกัดการเคลื่อนไหวของผู้ป่วยระหว่างการฉายรังสี และช่วยให้การจัดท่าของผู้ป่วยทำได้แม่นยำเหมือนเดิมในทุกครั้ง ซึ่งจะเกิดผลดีต่อผู้ป่วยส่งผลให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีถูกต้องตามแผนการรักษาที่กำหนดไว้ อีกทั้งลดอาการแทรกซ้อนที่เกิดขึ้นกับอวัยวะข้างเคียงให้ได้มากที่สุด วัตถุประสงค์ ของการวิจัยในครั้งนี้ คือ เพื่อเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วย 3 กลุ่ม ได้แก่ กลุ่มที่ 1 (Pillow+Knee) กลุ่มที่ 2 (Pillow+Pelvis Mask+Foot) และ กลุ่มที่ 3 (Pillow+Vac Lock+Knee) ในโรงพยาบาลสกกลนคร

วัสดุและวิธีการ

1. การคัดเลือกผู้ป่วย

การศึกษานี้เป็นการเก็บข้อมูลแบบย้อนหลังในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากระหว่างวันที่ 1 ตุลาคม 2561 ถึง 30 เมษายน 2564 จากผู้ป่วยจำนวน 25 ราย อายุอยู่ในช่วง 51–83 ปี ทำการศึกษาในกลุ่มผู้ป่วยความเสี่ยงปานกลาง (Intermediate Risk) และผู้ป่วยความเสี่ยงสูงในการลุกลามของมะเร็ง (High Risk) ซึ่งมีผลตรวจ Prostate specific antigen (PSA) ระหว่าง 10-20 ng/mL หรือ ตั้งแต่ 10 ng/mL ขึ้นไป ผลตรวจชิ้นเนื้อมีค่า Gleason score (GS) ≥ 7 โดยผู้ป่วยได้รับการฉายรังสีจากภายนอกด้วยเทคนิคปรับความเข้ม (IMRT) ณ หน่วยรังสีรักษา กลุ่มงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลสกกลนคร รังสีแพทย์กำหนดปริมาณรังสีในช่วง 76-81 เกรย์ โดยแต่ละครั้งของการฉายให้ปริมาณรังสี 1.8-2.0

เกรย์ ฉายทั้งหมด 38-40 ครั้ง เก็บข้อมูลผู้ป่วยที่ได้รับ การรักษาด้วยเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Elekta รุ่น Synergy Platform (Elekta, Crawley, UK) การศึกษานี้เก็บข้อมูล โดยแบ่งผู้ป่วยออกเป็น 3 กลุ่ม ตามชนิดของอุปกรณ์ยึด ตรึง ได้แก่ กลุ่มที่ 1 จำนวน 5 ราย กลุ่มที่ 2 จำนวน 10 ราย และกลุ่มที่ 3 จำนวน 10 ราย ซึ่งผู้ป่วยทุกรายใช้ ระบบถ่ายภาพนำวิถี ด้วยอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ หรือ Electronic portal imaging device (EPID) รุ่น iviewGTTM MV imaging system (Elekta, Crawley, UK) เป็นการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี ใน 3 ครั้งแรกของฉายรังสี และอย่างน้อยสัปดาห์ละ 1 ครั้ง รวม ภาพที่ทำ EPID ทั้งหมด 400 ภาพ

งานวิจัยนี้ได้ผ่านการรับรองจากคณะกรรมการ พิจารณาจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ โรงพยาบาลสกลนคร หมายเลขจริยธรรมการวิจัยในมนุษย์ SKH REG011/2564

2. การจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography Simulation)

ก่อนที่จะทำการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์ คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา ผู้ป่วยทั้ง 3 กลุ่มได้รับการ แนะนำจากนักรังสีการแพทย์ให้ปัสสาวะออกให้หมด (Empty bladder) หลังจากนั้นให้ผู้ป่วยดื่มน้ำ 600 มิลลิลิตร และกลั้วปัสสาวะ 1 ชั่วโมง เพื่อให้ผู้ป่วยปวด ปัสสาวะ (Full bladder) ทั้งนี้เพื่อเป็นการกำหนด ปริมาตรของกระเพาะปัสสาวะของผู้ป่วยให้เท่ากันใน ทุกวันของการฉายรังสี และช่วยให้ตำแหน่งของลำไส้เล็ก ขยับห่างออกจากพื้นที่ลำรังสี อีกทั้งลดการเคลื่อนที่ของ ตำแหน่งต่อมลูกหมาก^[6] ผู้ป่วยได้รับการจำลองการรักษา (Simulation) ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการ รักษา ยี่ห้อ GE รุ่น Optima 580 (GE Healthcare, Milwaukee, WI, US) จำนวน 16 สไลซ์ ขนาดความกว้าง ของอิมเมจ 80 เซนติเมตร โดยใช้พารามิเตอร์ในการสร้าง ภาพ คือ ค่าความต่างศักย์หลอดสูงสุด 120 kVp ใช้กระแส หลอด (mAs) แบบอัตโนมัติ ความหนาของสไลซ์ 2.5 มิลลิเมตร โดยระยะที่ทำการสแกนตั้งแต่กระดูกสันหลัง ส่วนเอวที่ 3 (Third lumbar vertebra) จนถึงทวารหนัก

(Anus) หรือประมาณ 5 เซนติเมตร ได้กระดูก Ischial tuberosity สำหรับการจัดท่าและการใช้อุปกรณ์ยึดตรึง ผู้ป่วย จะมีขั้นตอนที่แตกต่างกันในกลุ่มของอุปกรณ์ ยึดตรึง ดังนี้

กลุ่มที่ 1 (Pillow+Knee)

ใช้ชุดหมอนรองศีรษะจากบริษัท Klarity รุ่น R605-H CF (Klarity medical product, Newark, OH, USA) หมอนรองศีรษะจากบริษัท Klarity รุ่น R504 (Klarity medical product, Newark, OH, USA) และอุปกรณ์ รองเข้าจากบริษัท Klarity รุ่น R634-L-3E (Klarity medical product, Newark, OH, USA) จัดให้ผู้ป่วย นอนหงายบนเตียง จัดหมอนรองศีรษะให้พอดีกับ ความโค้งของช่วงลำคอโดยชุดหมอนรองศีรษะจะถูก ยึดกับเตียง ให้ผู้ป่วยวางเข่าบนอุปกรณ์รองเข้าที่ถูกยึด กับเตียง สาเหตุที่ยึดอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 2 ชนิดกับเตียง เนื่องจากพยายามจำกัดการเคลื่อนที่ของผู้ป่วย จัดมือ ทั้ง 2 ข้างของผู้ป่วยวางบนหน้าอก การจัดชุดอุปกรณ์ แสดงดังภาพที่ 1 (ก) ทำการกำหนดเส้นอ้างอิงบนลำตัว ผู้ป่วย 3 จุด ได้แก่ บริเวณกึ่งกลางอุ้งเชิงกราน และบริเวณ ข้อสะโพกด้านซ้ายและขวาของผู้ป่วย และติด Fiducial marker โดยดูจาก External laser เพื่อใช้ในการจัดท่า และใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิง

กลุ่มที่ 2 (Pillow+Pelvis Mask+Foot)

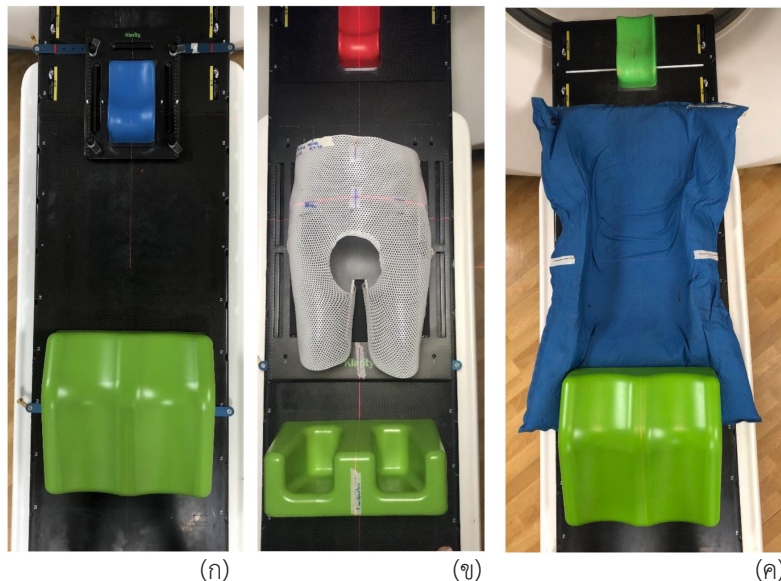
ใช้หมอนรองศีรษะจากบริษัท Klarity รุ่น R504 (Klarity medical product, Newark, OH, USA) หน้ากากอุ้งเชิงกรานจากบริษัท Klarity รุ่น O-Type 6 point pelvis mask R401L-3242 (Klarity medical product, Newark, OH, USA) ร่วมกับอุปกรณ์รองเท้า จากบริษัท Klarity รุ่น Feet Fix R634-L-3E (Klarity medical product, Newark, OH, USA) จัดให้ผู้ป่วย นอนหงายบนฐานรองหน้าขาชนิดคาร์บอนไฟเบอร์ ความยาว 85 เซนติเมตร ความกว้าง 50 เซนติเมตร จัด หมอนรองศีรษะให้พอดี นำมือทั้ง 2 ข้างของผู้ป่วยวางบน หน้าอก แยกขาทั้ง 2 ข้างของผู้ป่วยออกเล็กน้อย กำหนด เส้นอ้างอิง โดยดูจาก External laser บริเวณกึ่งกลางอุ้ง

เชิงกราน และกระดูกต้นขา ด้านซ้ายและขวาของผู้ป่วย หลังจากนั้นนำหน้ากากเทอร์โมพลาสติกไปต้มในหม้อต้มใช้น้ำร้อนที่อุณหภูมิ 75 องศาเซลเซียส ต้มหน้ากากประมาณ 3 นาที หรือรอจนพลาสติกเปลี่ยนสีจากสีขาวเป็นใส หลังจากนั้นนำมาขึ้นรูปกับตัวผู้ป่วย โดยให้ขอบบนของหน้ากากคลุมบริเวณขอบบนกระดูกเชิงกราน (Iliac crests) และขอบล่างคลุมบริเวณหัวเข่าในกรณีที่ผู้ป่วยมีช่วงลำตัวยาวให้พิจารณาเลือกให้หน้ากากคลุมส่วนใดส่วนหนึ่งดังที่กล่าวมา และใช้โฟมดันยึดขอบหน้ากากกับฐานรองหน้ากากทั้ง 6 จุด ดังแสดงใน **ภาพที่ 1 (ข)** และทำการกำหนดเส้นอ้างอิง บนหน้ากากอีกครั้งหนึ่งโดยสังเกตจากเส้นอ้างอิง บนลำตัวผู้ป่วยและติด Fiducial marker ที่หน้ากากอุ้งเชิงกราน

กลุ่มที่ 3 (Pillow+Vac Lock+Knee)

ใช้เบาะสุญญากาศจากบริษัท Klarity รุ่น Vacuum Bag R7504 (Klarity medical product, Newark, OH, USA) ร่วมกับอุปกรณ์รองเข่าจากบริษัท Klarity รุ่น Knee

Fix R634-L-1E (Klarity medical product, Newark, OH, USA) จัดให้ผู้ป่วยนอนหงายบนเบาะสุญญากาศ ที่ทำการลือคตำแหน่งกับเตียง โดยให้บริเวณอุ้งเชิงกราน อยู่กึ่งกลางเบาะสุญญากาศ จัดหมอนรองศีรษะจากบริษัท Klarity รุ่น R504 (Klarity medical product, Newark, OH, USA) ให้พอดีกับความโค้งของคอผู้ป่วย มือทั้ง 2 ข้าง วางบนหน้าอก นำอุปกรณ์รองเข่ามาวางบนเบาะสุญญากาศขนาด 100 เซนติเมตร x 70 เซนติเมตร ความจุ 30 ลิตร หลังจากนั้นทำการขึ้นรูปโดยดูดลมออกจากเบาะเพื่อให้ภายในเป็นระบบสุญญากาศ โดยเบาะจะมีรูปร่างพอดีกับผู้ป่วย ดังแสดงใน **ภาพที่ 1 (ค)** เมื่อจัดทำผู้ป่วยและจัดอุปกรณ์เสร็จจึงกรึงสักรแพทย์ทำการขีดเส้นบนลำตัวผู้ป่วยและเบาะสุญญากาศ ติด Fiducial marker โดยดูจาก External laser เพื่อใช้ในการจัดทำ และใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิง ในขั้นตอนการวางแผนการรักษาโดยนักฟิสิกส์การแพทย์



ภาพที่ 1 แสดงการจัดอุปกรณ์ยึดตรึงจากมุมมองด้านบน (ก) แสดงการจัดอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยกลุ่มที่ 1 (ข) แสดงการจัดอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยกลุ่มที่ 2 (ค) แสดงการจัดอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยกลุ่ม 3

3. การตรวจสอบการจัดทำผู้ป่วยก่อนการรักษา (Patient setup Verification)

ขั้นตอนแรกก่อนการเริ่มฉายรังสีจัดทำผู้ป่วยให้เหมือนกับขั้นตอนการจำลองการรักษา ซึ่งทำการจัดทำของผู้ป่วยทั้ง 3 กลุ่มโดยใช้เส้นอ้างอิงจากที่ขีดบนลำตัวผู้ป่วยทั้ง 3 จุด ให้ตรงกับเลเซอร์ในห้องฉายรังสี ผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 จัดให้ตรงกับเส้นที่ขีดบนลำตัวผู้ป่วย กลุ่มที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 2 จัดให้ตรงกับเส้นที่ขีดบนลำตัวและหน้ากกอึ่งเชิงกราน ส่วนในกรณีที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 3 จัดให้ตรงกับเส้นที่ตัวผู้ป่วยและเส้นที่ขีดไว้บนเบาะสุญญากาศ ทั้งนี้เพื่อที่จะย้ายจุดศูนย์กลางลำรังสี (Isocenter) ให้ตรงกับที่วางแผนการรักษาไว้ จากนั้นทำการเริ่มขั้นตอนการถ่ายภาพเอกซเรย์ด้วยเครื่องเร่งอนุภาค โดยมีระบบภาพนำวิถีแบบเห็นภาพทันที ชนิด EPID ในการถ่ายภาพ แล้วทำการเปรียบเทียบกับภาพ DRRs ที่สร้างจากโปรแกรมวางแผนการรักษา ซึ่งเป็นภาพ 2 มิติ ผ่านระบบ Mosaiq (Elekta, Crawley, UK) ทั้งนี้ ความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำ (Setup error) คือ ความแตกต่างของตำแหน่งของการฉายรังสี ที่เปรียบเทียบระหว่างภาพ DRRs และภาพที่ได้จากระบบ EPID โดยระบบ Mosaiq จะมีการคำนวณความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งที่มีการเปลี่ยนแปลงไป ใน 3 ทิศทาง ได้แก่ Longitudinal หรือแนว Superior - Inferior คือ ทิศทางของความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-เท้า Lateral หรือ Left-Right คือ ทิศทางของความคลาดเคลื่อนในแนวซ้าย-ขวา และ Vertical หรือแนว Anterior-Posterior คือ ทิศทางของความคลาดเคลื่อนในแนวหน้า-หลัง ของลำตัวผู้ป่วย

การเปรียบเทียบภาพ EPID กับภาพ DRRs ผ่านระบบ Mosaiq เวอร์ชัน 2.64 แบบออนไลน์ แสดงดังภาพที่ 2 ทำได้โดยการซ้อนทับภาพแบบ manual โดยนักรังสีการแพทย์ที่มีประสบการณ์การทำงานด้านรังสีรักษามากกว่า 2 ปี จำนวน 2 ท่าน ทำการสังเกตจากตำแหน่งของกระดูก (Bony landmark) ในการเปรียบเทียบ ประกอบด้วย ข้อต่อของกระดูกกระเบนเหน็บและกระดูกอึ่งเชิงกราน

(Sacro-iliac joints: SIJ) กระดูกสันหลังส่วนเอว (Lumbar vertebrae) ขอบบนกระดูกเชิงกราน (Iliac crests) ช่องด้านหน้ากระดูกอึ่งเชิงกราน (Obturator foramen) กระดูกหัวหน่าว (Pubic bone) ปุ่มกระดูกอิสเคียม (Ischial tuberosities)^[9] และรังสีแพทย์ทำการตรวจสอบภาพที่ซ้อนทับแล้วอีกครั้งโปรแกรมจะคำนวณค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นทั้ง 3 แนว ทำการบันทึกค่าความคลาดเคลื่อนที่แสดง และหากความคลาดเคลื่อนเกิน 3 มิลลิเมตร ให้ทำการเลื่อน Isocenter ไปยังตำแหน่งใหม่ โดยการปรับการเคลื่อนที่ของเตียง หลังจากนั้นนักรังสีการแพทย์ทำการบันทึกค่าเตียงที่ตำแหน่ง Isocenter ใหม่เพื่อใช้เป็นตำแหน่งอ้างอิงในการจัดทำผู้ป่วยครั้งถัดไป

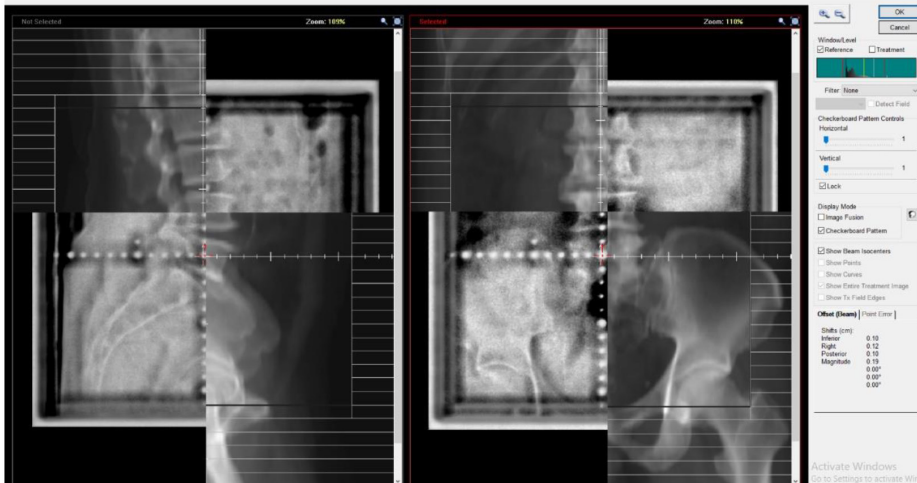
4. การวิเคราะห์ข้อมูล

ใช้โปรแกรม SPSS (Statistical Package for Social Sciences) เวอร์ชัน 9.0 และไมโครซอฟท์ เอกซ์เซล 2010 ในการวิเคราะห์ข้อมูลของความคลาดเคลื่อนจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยทั้ง 3 กลุ่ม ซึ่งข้อมูลของค่าความคลาดเคลื่อนของชุดข้อมูลทั้ง 3 กลุ่มมีการแจกแจงแบบไม่ปกติ ชุดข้อมูลเป็นอิสระต่อกัน และความแปรปรวนของชุดข้อมูลไม่เท่ากัน จึงใช้สถิตินอนพาราเมตริก (Nonparametric statistics) ด้วยค่ามัธยฐาน (Median) คู่กับพิสัยของควอไทล์ (Inter quartile range: IQR) โดยใช้การทดสอบแบบคลัสคัล-วอลลิส (Kruskal-Wallis test) ที่ระดับความเชื่อมั่น 95% (p-value < 0.05)

ผลการศึกษา

จากผลการศึกษาค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งการจัดทำผู้ป่วย จากการตรวจสอบการรักษาด้วย EPID ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากเปรียบเทียบในอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม ได้ผลการทดลองแสดงดังภาพที่ 3-5

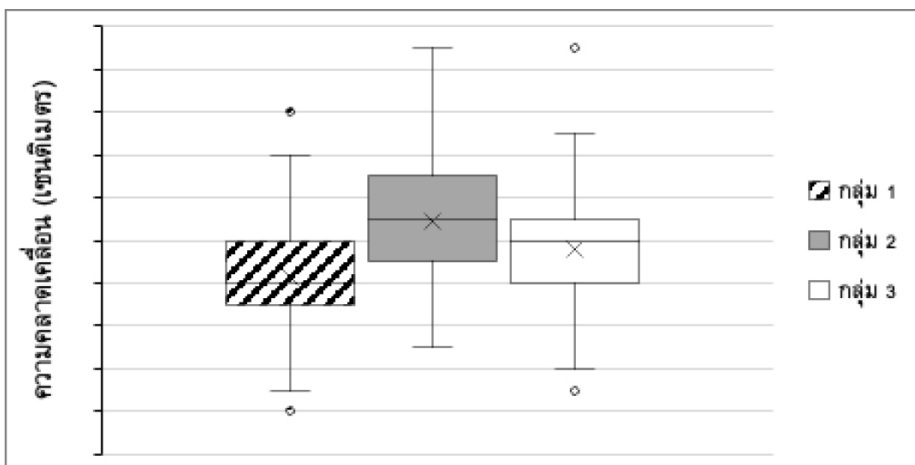
ความคลาดเคลื่อนของการจัดตำแหน่งผู้ป่วยในแนวศีรษะ-ปลายเท้า



ภาพที่ 2 แสดงการซ้อนทับภาพระหว่างภาพ DRRs และ ภาพ EPID ผ่านระบบ Mosaic

ภาพที่ 3 แสดงข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากจากตรวจสอบด้วย EPID ในแนวศีรษะ-ปลายเท้า ผลการวิจัย พบว่าความคลาดเคลื่อนจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 มีค่ามัธยฐานคู่กับพิสัยควอไทล์ เท่ากับ -0.2 ± 0.3 , 0.1 ± 0.4 และ 0 ± 0.2 เซนติเมตร ตามลำดับ โดยอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 3 ให้ค่าความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด เมื่อเปรียบเทียบทางสถิติ ผลวิจัยจากตารางที่ 1 พบว่า

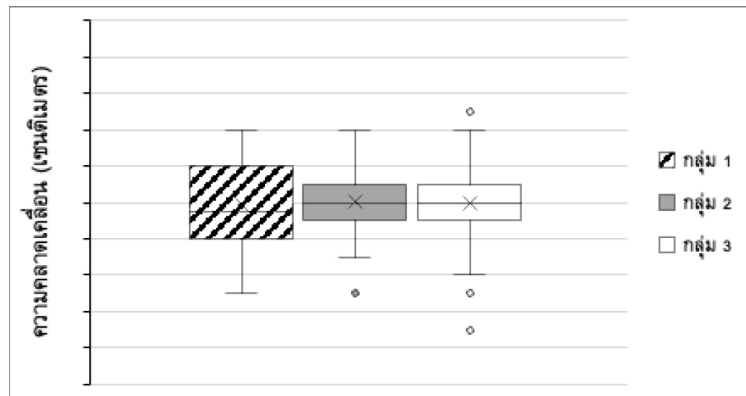
อุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ด้วยค่า p-value น้อยกว่า 0.001 เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบแต่ละคู่ของกลุ่มอุปกรณ์ยึดตรึงระหว่างกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ระหว่างกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 3 และระหว่างกลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 พบว่ามีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ด้วยค่า p-value เท่ากับ 0.001, 0.016 และ 0.010 ตามลำดับ



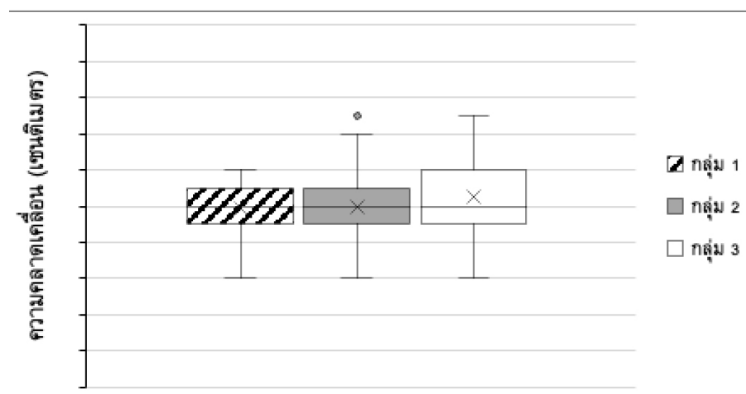
ภาพที่ 3 แสดงการกระจายตัวของข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากจากการทำ EPID ในแนวศีรษะ-ปลายเท้า (Longitudinal) ของอุปกรณ์ยึดตรึง 3 กลุ่ม

ความคลาดเคลื่อนของการจัดตำแหน่งผู้ป่วยในแนว
ซ้าย-ขวา

ภาพที่ 4 แสดงการกระจายของข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังต่อมลูกหมากจากตรวจ
สอบด้วย EPID ในแนวซ้าย-ขวา ผลการวิจัย พบว่า
ความคลาดเคลื่อนจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 กลุ่ม
ที่ 2 และกลุ่มที่ 3 มีค่ามัธยฐานคู่กับพิสัยควอไทล์ เท่ากับ
 -0.1 ± 0.4 , 0 ± 0.2 และ 0 ± 0.2 เซนติเมตร ตามลำดับ
ผลการเปรียบเทียบทางสถิติอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม
พบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ
(p-value = 0.901) ดังแสดงในตารางที่ 1



ภาพที่ 4 การกระจายตัวของข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังต่อมลูกหมากจากการทำ EPID ในแนว
ซ้าย-ขวา (Lateral) ของอุปกรณ์ยึดตรึง 3 ชนิด



ภาพที่ 5 การกระจายตัวของข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังต่อมลูกหมากจากการทำ EPID ในแนว
หน้า-หลัง (Vertical) ของอุปกรณ์ยึดตรึง 3 ชนิด

ตารางที่ 1 การเปรียบเทียบทางสถิติของความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วยจากการตรวจสอบด้วย EPID ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมต่อมลูกหมาก จากอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม

ทิศทาง	Kruskal-Wallis Test (p-value)	Pairwise comparison (p-value)		
		กลุ่มที่ 1 vs กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 1 vs กลุ่มที่ 3	กลุ่มที่ 2 vs กลุ่มที่ 3
Longitudinal	0.001*	0.001*	0.016*	0.010*
Lateral	0.901	-	-	-
Vertical	0.155	-	-	-

* มีความแตกต่างทางสถิติ (p-value < 0.05)

บทวิจารณ์

จากการศึกษาค่าความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วยจากการตรวจสอบการรักษาด้วยระบบภาพนำวิถีชนิด EPID ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมต่อมลูกหมาก จากอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่มโดยพิจารณาระหว่างชุดอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยแต่ละกลุ่มพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-ปลายเท้า มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (p-value < 0.001) ส่วนค่าความคลาดเคลื่อนในแนวซ้าย-ขวา และแนวหน้า-หลัง ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ หากพิจารณาจาก Boxplot ใน **ภาพที่ 3** จะสังเกตเห็นได้ว่าความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-ปลายเท้า จากทุกกลุ่มมีช่วงของข้อมูลที่กว้าง ทั้งนี้เป็นผลมาจากไม่สามารถจำกัดการบิดหมุนของข้อสะโพกได้ ซึ่งสาเหตุนี้คล้ายคลึงกับการงานวิจัยของ White P และคณะ^[9] อีกทั้งอุปกรณ์รองเท้าไม่สามารถยึดติดกับฐานเตียงได้เพราะความสูงของผู้ป่วยไม่พอดีกับอุปกรณ์

เมื่อพิจารณาผลการเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-ปลายเท้า ระหว่างอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ (p-value < 0.001) ทั้งนี้แตกต่างจากงานวิจัยก่อนหน้านี้ที่มีการศึกษาลักษณะคล้ายคลึงกันของ Nutting CM และคณะ^[6] ซึ่งทำการศึกษาเปรียบเทียบระหว่างการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยแบบหมอนรองศีรษะร่วมกับอุปกรณ์รองเท้า และอุปกรณ์

ยึดตรึงชนิดเบาะสูญญากาศโดยทำการยึดตรึงบริเวณสะโพกและกระดูกต้นขาส่วนต้น ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมต่อมลูกหมาก ซึ่งพบว่าอุปกรณ์ทั้งสองไม่มีความแตกต่างกันทั้งในแนวศีรษะ-ปลายเท้า แนวหน้า-หลัง และซ้าย-ขวา

ผลการเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-ปลายเท้า ระหว่างอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 และกลุ่มที่ 2 ในแนวซ้าย-ขวา และแนวหน้า-หลัง ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ทั้งนี้อาจเป็นผลมาจากการจัดทำผู้ป่วยของหน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลสกลนคร นักรังสีการแพทย์จะยึดใช้แค่เตียงในแนว Longitudinal Lateral และ Vertical ให้เหมือนเดิมในทุกวันหลังจากนั้น จะทำการจัดอุปกรณ์ยึดตรึงและเส้นอ้างอิง ที่อยู่บนตัวผู้ป่วย (Skin marker) ให้ตรงกับเส้นเลเซอร์ ซึ่งทำให้ความคลาดเคลื่อนในแนวซ้าย-ขวา แนวหน้า-หลัง ไม่แตกต่างกันมาก

ส่วนค่าความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-ปลายเท้า ที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 ซึ่งพบว่าที่มีค่าความคลาดเคลื่อนมากกว่ากลุ่มที่ 3 เนื่องจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 ใช้หมอนรองศีรษะร่วมกับอุปกรณ์รองเท้ามีเฉพาะเส้นอ้างอิง บนตัวผู้ป่วย ต่างจากอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 3 ซึ่งใช้เบาะสูญญากาศที่มีเส้นอ้างอิง ทั้งบนอุปกรณ์จัดทำและบนตัวผู้ป่วย

เมื่อเทียบระหว่างอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 2 และ 3 พบว่ามีความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-ปลายเท้าแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ โดยหน้ากากอู้งเชิงกรานมีความคลาดเคลื่อนมากกว่า Vac Lock ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ ทีมวิจัยของ White P และคณะ^[9] ที่เปรียบเทียบระหว่างอุปกรณ์ยึดตรึง 2 ชนิด ได้แก่ ชนิดหน้ากากอู้งเชิงกราน (Hipfix) และชนิดเบาะสุญญากาศซึ่งใช้จำกัดการเคลื่อนไหวตั้งแต่ศีรษะถึงปลายเท้า (Alpha cradle) ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก พบว่าชนิด Alpha cradle มีความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำในแนวศีรษะ-ปลายเท้าน้อยกว่าชนิด Hipfix แม้ว่า Alpha cradle จะเป็นอุปกรณ์ที่มีความแข็งแรงมากกว่า Vac Lock แต่งานวิจัยนี้มีการควบคุมให้ Vac Lock แข็งคงตัว เพื่อให้เหมาะสมกับการใช้งานตลอดจนครบคอร์สที่ผู้ป่วยฉายรังสี โดยการนำ Vac Lock ที่ใช้งานมาทำการดัดลอกออกเพื่อให้เป็นระบบสุญญากาศ ในทุกๆ วันศุกร์ นอกจากนี้ผลการเปรียบเทียบระหว่างอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 2 และ 3 ของงานวิจัยนี้ยังมีความสอดคล้องกับงานวิจัยของ Malone S และคณะ^[10] ซึ่งพบว่าความคลาดเคลื่อนในแนวศีรษะ-ปลายเท้าจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 2 มีความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำมากกว่ากลุ่มที่ 3 ทั้งนี้ผู้วิจัยคาดว่าเกิดจากขั้นตอนการจัดท่าของผู้ป่วยขณะที่นอนบนอุปกรณ์ฐานรองหน้ากากผู้ป่วยสามารถที่จะขยับตัวในแนวศีรษะ-ปลายเท้าได้มาก เพราะแผ่นฐานรองหน้ากากมีลักษณะแบนจึงไม่สามารถจำกัดการเคลื่อนที่ของผู้ป่วยได้ ดังนั้นวิธีที่จะช่วยให้นักรังสีการแพทย์จัดทำได้ง่ายขึ้นจึงต้องจัดให้เส้นที่ขีดบนลำตัวผู้ป่วยตรงกับเลเซอร์ เพื่อให้สวมหน้ากากอู้งเชิงกรานได้ง่ายขึ้น แต่หลังสวมหน้ากากพบว่ามีกรกดทับของหน้ากากบริเวณเนื้อเยื่ออู้งเชิงกรานทำให้เส้นที่ขีดไว้บนหน้ากากไม่ตรงกับเลเซอร์นักรังสีการแพทย์จึงต้องเปลี่ยนเตียงใหม่อีกครั้ง อีกทั้งอุปกรณ์รองเท้าไม่สามารถยึดกับฐานเตียงได้ เนื่องจากความยาวของตัวผู้ป่วยแต่ละรายไม่พอดีกับร่องที่ใช้ยึดกับฐานเตียงจึงไม่สามารถที่จะจำกัดการเคลื่อนไหวในแนวศีรษะ-

ปลายเท้า แต่อุปกรณ์รองเท้าสามารถช่วยให้ผู้ป่วยนอนในท่าสบายมากขึ้น

จากผลค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำในแนวศีรษะ-ปลายเท้า ที่มีค่าความคลาดเคลื่อนมากกว่า 0.5 เซนติเมตร พบในผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 2 ซึ่งเป็นผู้ป่วยอ้วนมีน้ำหนักมากกว่า 80 กิโลกรัม จึงทำให้การจัดท่าให้เหมือนเดิมนั้นทำได้ยาก เนื่องจากเส้นที่ขีดบนลำตัวผู้ป่วยนั้นอาจมีความไม่แน่นอนในแต่ละครั้งของการฉายรังสี งานวิจัยครั้งนี้ใช้การตรวจสอบภาพตำแหน่งของผู้ป่วย ด้วยการใช้ EPID การตรวจสอบค่าความคลาดเคลื่อน ซึ่งใช้การซ้อนทับภาพด้วยกระดูกเป็นหลัก (Bony landmark) จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่าการซ้อนทับภาพจากบริเวณกระดูกอย่างเดียวนั้นไม่สามารถบอกตำแหน่งของต่อมลูกหมากได้ถูกต้องนัก เพราะตำแหน่งต่อมลูกหมากอยู่ใกล้กับกระเพาะปัสสาวะและลำไส้ตรง ซึ่งทำให้ปริมาตรและตำแหน่งต่อมลูกหมากอาจคลาดเคลื่อนไปจากตำแหน่งเดิม^[11] เพื่อให้การฉายรังสีตรงตำแหน่งมากขึ้นควรใช้การตรวจสอบภาพด้วยระบบ Cone beam computed tomography (CBCT) ซึ่งสามารถที่จะเห็นขอบเขตของก้อนมะเร็ง (Planning target volume; PTV) ชัดเจนขึ้น^[12] หรือใช้เทคนิคการฝัง Fiducial marker ไปที่ตำแหน่งของต่อมลูกหมาก ซึ่งจะช่วยให้แสดงตำแหน่งของ PTV ได้ดียิ่งขึ้น^[13]

ค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้จากงานวิจัยนี้สามารถนำมาคำนวณหาค่า CTV to PTV margin สำหรับผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากที่รักษาด้วยเทคนิค IMRT ที่ใช้อุปกรณ์ในแต่ละกลุ่ม ณ หน่วยรังสีรักษา โรงพยาบาลสกลนคร ด้วยการหาค่า systematic error และ random error และนำค่าดังกล่าวไปหาคำนวณหาค่า CTV to PTV margin จากการใช้สมการของ van Herk M และคณะ^[14] ซึ่งขณะนี้เป็นการที่นิยมใช้ สูตรคำนวณ คือ $CTV\ to\ PTV\ margin = 2.5\Sigma + 0.7\sigma$ เมื่อ Σ คือ population systematic error และ σ คือ population random error จากงานวิจัยนี้ค่า CTV to PTV margin แสดงดังตารางที่ 2 ซึ่งปัจจุบันทางหน่วยงานได้กำหนดการ

ขอบเขตสำหรับ PTV-IR = CTV (Prostate+Seminal vesicle) + 1.0 เซนติเมตร (0.6 เซนติเมตร สำหรับ posterior margin) และ PTV-HR = CTV (Prostate) + 0.8 เซนติเมตร ในทุกทิศทาง (0.5 เซนติเมตร สำหรับ posterior margin) ซึ่งจากตารางที่ 2 พบว่าการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 กลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 3 ค่า CTV

to PTV margin ทั้ง 3 แนว ได้แก่ แนวศีรษะ-ปลายเท้า แนวซ้าย-ขวา และแนวหน้า-หลัง อยู่ภายในค่า margin ทั้ง 3 แนว ที่ใช้ในปัจจุบัน ซึ่งข้อมูลดังกล่าวจะนำไปใช้เป็นข้อมูลสนับสนุนในการกำหนด CTV to PTV margin ใหม่ให้กับหน่วยงานได้

ตารางที่ 2 ผลการหาค่า CTV to PTV margin ที่คำนวณจากสมการของ van Herk สำหรับการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 3 กลุ่ม

ทิศทาง	CTV to PTV margin (เซนติเมตร)		
	กลุ่ม 1	กลุ่ม 2	กลุ่ม 3
Longitudinal	0.45	0.62	0.41
Lateral	0.28	0.26	0.34
Vertical	0.26	0.17	0.23

และเมื่อพิจารณาผลการศึกษาค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยทั้ง 3 แนว ในแนวศีรษะ-ปลายเท้า ซ้าย-ขวา และหน้า-หลังในภาพรวม พบว่าอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 3 (Pillow+Vac Lock+Knee support) สามารถช่วยให้การจัดทำผู้ป่วยมีความคลาดเคลื่อนน้อยที่สุด รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 (Pillow+Pelvis Mask+Foot) และกลุ่มที่ 1 (Pillow+Knee) ตามลำดับ นอกจากนี้ทางโรงพยาบาลได้มีการเก็บสถิติ เรื่องเวลาในการจัดทำสำหรับการใช้อุปกรณ์แต่ละชนิด โดยระยะเวลาที่นักรังสีการแพทย์ใช้ในการจัดทำผู้ป่วยโดยใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 2 ในห้องฉายรังสีใช้เวลาเฉลี่ย 4 นาที ซึ่งใช้เวลามากกว่าการจัดทำผู้ป่วยโดยใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 3 ซึ่งใช้เวลาเฉลี่ย 1.3 นาที ส่วนระยะเวลาที่ใช้ในการจัดทำผู้ป่วยโดยใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 1 ใช้เวลาเฉลี่ย 2.3 นาที แต่ข้อมูลดังกล่าวไม่ได้วิเคราะห์ผลทางสถิติ ดังนั้นการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงอาจจะพิจารณาปัจจัยต่างอื่น ๆ เช่น ความสะดวกในการปฏิบัติงานของนักรังสีการแพทย์ ความพึงพอใจของผู้ป่วย

ดังนั้น ผู้วิจัยมีข้อเสนอแนะในการทำวิจัยครั้งต่อไป คือ ควรมีการเก็บข้อมูลแบบสอบถามด้านความพึงพอใจของผู้ป่วยต่อการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงชนิดต่างๆ และความพึงพอใจของนักรังสีการแพทย์ต่อการทำอุปกรณ์ยึดตรึงในการจัดทำของผู้ป่วยในแต่ละราย เพื่อเป็นข้อมูลในการตัดสินใจถึงความเหมาะสมของอุปกรณ์ยึดตรึงสำหรับการรักษามะเร็งต่อมลูกหมาก

ข้อสรุป

ค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยในแนวศีรษะ-ปลายเท้า ซ้าย-ขวา และ บน-ล่างในภาพรวมของการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก พบว่าอุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 3 สามารถลดค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำของผู้ป่วยได้มากที่สุด รองลงมาคือกลุ่มที่ 2 และกลุ่มที่ 1 ตามลำดับ ในกรณีที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงกลุ่มที่ 2 ควรระมัดระวังการจัดทำในแนวศีรษะ-ปลายเท้า

เอกสารอ้างอิง

1. กระทรวงสาธารณสุข กรมการแพทย์. แผนการป้องกันและควบคุมโรคมะเร็งแห่งชาติ National Cancer Control Programme (พ.ศ. 2561 - 2565). 2561. [สืบค้นเมื่อ 4 เมษายน 2564]. จาก https://med.mahidol.ac.th/cancer_center/sites/default/files/public/pdf/Booklet/Booklet-Prostate-Cancer.pdf
2. หน่วยมะเร็งวิทยา ภาควิชาอายุรศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล. มะเร็งต่อมลูกหมาก โรคร้ายสุขภาพเพศชาย [สืบค้นเมื่อ 24 เมษายน 2564]. จาก https://med.mahidol.ac.th/cancer_center/sites/default/files/public/pdf/Booklet/Booklet-Prostate-Cancer.pdf.
3. คิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม, พันทิวา อุณหศิริ. ฟิสิกส์ทางรังสีรักษา (Physics of Radiotherapy): สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชาวิทยารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย, โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย; 2563.
4. Hoskin P. External Beam Therapy. 3rd edition. Oxford United Kingdom : OUP; 2012.
5. วรญา เงินเถื่อน. การเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งปอดโดยใช้อุปกรณ์ยึดตรึงสองชนิด. J Med Assoc Thai. 2020;24:25-34.
6. Nutting CM, Khoo VS, Walker V, McNair H, Beardmore C, Norman A, et al. A randomized study of the use of a customized immobilization system in the treatment of prostate cancer with conformal radiotherapy. Radiother Oncol. 2000;54:1-9.
7. Fiorino C, Reni M, Bolognesi A, Bonini A, Cattaneo GM, Calandrino R. Set-up error in supine-positioned patients immobilized with two different modalities during conformal radiotherapy of prostate cancer. Radiother Oncol. 1998;49:133-41.
8. จ่านงค์ คัมเขี้ยว, นุสรา อาภาเศรษฐสกุล, ณปภัช อมรวิเชษฐ์, พันทิวา อุณหศิริ. การเปรียบเทียบปริมาณการเพาะปัสสาวะระหว่างวันจำลองการรักษาและวันฉายรังสี. J Thai Assoc Radiat Oncol. 2020; 26:13-24.
9. White P, Yee CK, Shan LC, Chung LW, Man NH, Cheung YS. A comparison of two systems of patient immobilization for prostate radiotherapy. Radiat Oncol. 2014;9:29.
10. Malone S, Szanto J, Perry G, Gerig L, Manion S, Dahrouge S, et al. A prospective comparison of three systems of patient immobilization for prostate radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2000;48: 657-65.
11. van Herk M, Bruce A, Kroes AP, Shouman T, Touw A, Lebesque JV. Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three dimensional image registration. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1995;33:1311-20.
12. Alasti H, Petric MP, Catton CN, Warde PR. Portal imaging for evaluation of daily on-line set-up errors and off-line organ motion during conformal irradiation of carcinoma of the prostate. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2001;49:869-84.

13. Timmerman RD, Xing L. Image-guided and adaptive radiation therapy. 1st edition; Lippincott William & Wilkins; 2012.

14. van Herk M, Remeijer P, Rasch C, Lebesque JV. The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000;47:1121-35.

การเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยโดยใช้อุปกรณ์ยึดตรึง
2 ชนิด สำหรับการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน
Comparison of setup uncertainties of two immobilization devices for
pelvic external beam radiotherapy

ชุตินา วังจนวณิชประภา, เพ็ญ ยอดใจ, พิมลพรรณ ช้างแก้ว, ชมพร สีตะธณี, ศุภลักษณ์ ขจรคำ
หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้สนับสนุนประสานงาน

ศุภลักษณ์ ขจรคำ

หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

270 ถนนพระราม 6 เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400

อีเมล: suphalak.kha@mahidol.ac.th

*Chutima Watjanawanitprapa, Padet Yodjai, Pimolpun Changkaew, Chomporn Sitathanee,
Suphalak Khachonkham*

*Division of Radiation Oncology, Department of Diagnostic and Therapeutic Radiology, Faculty of
Medicine Ramathibodi Hospital, Mahidol University*

Corresponding author

Suphalak Khachonkham

*Division of Radiation Oncology, Department of Diagnostic and Therapeutic Radiology, Ramathibodi
Hospital, Mahidol University*

270 Rama VI Road, Ratchathewi, Bangkok 10400, Thailand.

E-mail: suphalak.kha@mahidol.ac.th

Submitted: August 28, 2021

Revised: October 13, 2021

Accepted: October 15, 2021

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยมีบทบาทสำคัญเพื่อช่วยในการจัดทำผู้ป่วยให้อยู่ในตำแหน่งที่ต้องการตลอดการฉายรังสี การฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานในหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาโรงพยาบาลรามธิบดี ได้มีการนำอุปกรณ์ยึดตรึงมาใช้ 2 ชนิดได้แก่ Vacuum Bag Cushion (VBC) และ Feet Fix (FF) การเลือกใช้อุปกรณ์ที่ยึดตรึงให้เหมาะสมเป็นอีกหนึ่งปัจจัยสำคัญที่จะช่วยลดความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยได้

วัตถุประสงค์: เปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยฉายรังสีของการใช้อุปกรณ์ VBC และ FF และคำนวณหาขอบเขตของการวางแผนการรักษา (Planning Target Volume margin: PTV margin) ที่เหมาะสมในการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงแต่ละชนิด สำหรับการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน

วัสดุและวิธีการ: ในการศึกษาเก็บข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งที่ฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน ใช้อุปกรณ์ยึดตรึง VBC และ FF ทั้งหมด 53 คน ตรวจสอบความคลาดเคลื่อนของผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีโดยการประเมินจากการถ่ายภาพโนโมด kV-kV imaging และประเมินหาค่าความคลาดเคลื่อนใน 3 ด้าน คือ Vertical (VRT), Longitudinal (LONG), และ Lateral (LAT) วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ จากนั้นนำข้อมูลค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้ไปคำนวณหา systematic error, random error และขอบเขต PTV margin

ผลการศึกษา: ผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงแบบ VBC มีค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำโดยรวม (Total Vector Error: TVE) คือ 0.51 ซม. และของอุปกรณ์ FF คือ 0.57 ซม. เมื่อวิเคราะห์ผลเปรียบเทียบทางสถิติพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยโดยใช้อุปกรณ์ยึดตรึง 2 ชนิดนี้ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ค่า PTV margin ด้าน VRT, LONG และ LAT ของอุปกรณ์ยึดตรึงแบบ VBC มีค่า 0.53, 0.75 และ 0.97 ซม. อุปกรณ์ FF มีค่า 0.51, 0.69 และ 1.12 ซม. ตามลำดับ

ข้อสรุป: การจัดทำผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานด้วยการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วย 2 ชนิด คือ VBC และ FF นั้นพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ และเมื่อเปรียบเทียบกันทั้ง 3 ด้าน ด้าน LAT ของผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 2 อุปกรณ์ มีค่าขอบเขต PTV มากที่สุด

คำสำคัญ: ขอบเขตการวางแผนการรักษา, ความคลาดเคลื่อนในการจัดทำ, อุปกรณ์ยึดตรึง

Abstract

Background: In pelvic external beam radiotherapy, patient immobilization has an important role in maintaining patient's position during the course of treatment. This study compares positioning method of two immobilization devices between Vacuum Bag Cushion (VBC) and Feet Fix (FF) at Ramathibodi Hospital. The choice of an appropriate immobilization would lead to reduce setup uncertainties.

Objectives: The aim of this study was to quantify the setup uncertainties and to determine PTV margin in the pelvic radiation therapy of the two different immobilization devices: VBC and FF.

Materials and methods: Fifty-three patients were included and divided into two groups based on using immobilization devices (VBC vs FF). The setup uncertainties were determined using the kV-kV imaging by matching between acquired image and reference DRRs image. The displacement

in each direction: Vertical (VRT), Longitudinal (LONG), and Lateral (LAT) were recorded. The Total Vector Error (TVE), Systematic error, Random error and Planning Target Volume (PTV) margin were calculated and statistically analyzed for both devices.

Results: The TVE of the VBC group was 0.51 cm, and the FF was 0.57 cm. The differences were not statistically significant between the two devices. The PTV margins in VRT, LONG, and LAT were 0.53, 0.75, and 0.97 cm, respectively, for VBC device while those of FF device were 0.51, 0.69 and 1.12 cm, respectively.

Conclusion: The setup uncertainties evaluated from displacement in each direction for VBC and FF were in the same magnitude in pelvic external beam radiotherapy. The setup variation was found to be largest in the lateral direction. The PTV margin should be applied according to each immobilization system.

Keywords: PTV margin, Setup uncertainty, Immobilization device

J Thai Assoc Radiat Oncol 2021; 27(2): R116-130

บทนำ

ในการฉายรังสีมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน (Pelvic external beam radiotherapy) ปัจจุบันเทคนิคที่นิยมนำมาใช้ได้แก่ การฉายรังสี 3 มิติ (3D-Conformal Radiation Therapy: 3DCRT), การฉายรังสีด้วยเทคนิคขั้นสูงขึ้นไป เช่น การฉายรังสีปรับความเข้ม (Intensity Modulated Radiation Therapy: IMRT) และการฉายรังสีปรับความเข้มปริมาตรหมุนรอบตัว (Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT) ซึ่งเป็นการให้ปริมาณรังสีสูงแก่ก้อนมะเร็ง และลดปริมาณรังสีที่เนื้อเยื่อปกติได้รับ การฉายรังสีด้วยเทคนิคเหล่านี้ต้องการความแม่นยำสูงในการกำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็ง เพื่อให้รังสีครอบคลุมรอยโรคอย่างถูกต้อง^[1-3]

ในการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน ความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยเป็นปัจจัยหลักที่ส่งผลต่อความแม่นยำสำหรับการฉายรังสี เนื่องจากระหว่างการฉายรังสีในแต่ละวันนั้น ผู้ป่วยจำเป็นต้องอยู่ในท่าเดิมและนิ่งให้เหมือนกับการจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

(CT-simulator) ซึ่งการจัดท่าที่ไม่ตรงตามตำแหน่งที่ต้องการฉายรังสี หรือเกิดความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งของผู้ป่วย อาจส่งผลให้ปริมาณรังสีที่กำหนดไม่ครอบคลุมบริเวณที่ต้องการฉายรังสี และบริเวณเนื้อเยื่อปกติได้รับปริมาณรังสีโดยไม่จำเป็น ส่งผลต่อประสิทธิภาพการรักษา ดังนั้นการกำหนดขอบเขตการวางแผนการรักษา (Planning Target Volume: PTV) เพื่อให้ก้อนมะเร็งได้รับปริมาณรังสีครอบคลุมตามแผนการรักษาที่แพทย์ได้กำหนด[4] ควรคำนึงถึงความคลาดเคลื่อนที่เกิดจากการจัดทำผู้ป่วยร่วมด้วย ซึ่งขอบเขต PTV ขึ้นอยู่กับหลายปัจจัยได้แก่ ความถูกต้องแม่นยำของเครื่องมือต่างๆ อุปกรณ์ยึดตรึง (Immobilization device) ที่ใช้จัดทำผู้ป่วย รวมถึง protocol การถ่ายภาพด้วยระบบภาพนำวิถี (Image-Guided Radiation Therapy: IGRT) เพื่อตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี เช่น การถ่ายภาพเอกซเรย์ระนาบ 2 มิติ (kV-kV planar image) หรือภาพปริมาตร 3 มิติ (Cone Beam Computed Tomography: CBCT)

ฉะนั้นอุปกรณ์ยึดตรึง จึงมีความสำคัญอย่างมากที่จะนำมาช่วยในการจัดท่าผู้ป่วย เพื่อให้ได้ตำแหน่งการฉายรังสีที่ถูกต้องตามที่รังสีแพทย์ได้วางแผนไว้ ซึ่งคุณสมบัติของอุปกรณ์ยึดตรึงที่ใช้ต้องไม่ส่งผลกระทบต่อความถูกต้องในแง่ของเทคนิคการฉายรังสีและการให้ปริมาณรังสีแก่ผู้ป่วย^[5-7] จากการศึกษาพบว่ามีหลายงานวิจัยที่เปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าผู้ป่วยโดยการใช้และไม่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยในการจัดท่าก่อนการฉายรังสี^[8-10] พบว่าการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงทำให้ความคลาดเคลื่อนในการฉายรังสีลดลง แต่มีจำนวนงานวิจัยไม่มากนักที่ศึกษาเปรียบเทียบประสิทธิภาพของอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยแต่ละชนิดโดยเฉพาะในการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน^[11,12] นอกจากนี้ในปัจจุบันยังมีอุปกรณ์ยึดตรึงหลายประเภทที่ถูกนำมาใช้ ซึ่งในแต่ละสถาบันมีการเลือกใช้ต่างกันไปตามตำแหน่งของรอยโรค ดังนั้นการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงให้เหมาะสมจึงเป็นอีกหนึ่งปัจจัยที่ลดความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าผู้ป่วยได้ด้วยเหตุผลดังกล่าวจึงเป็นที่มาของการศึกษาวิจัย ในการศึกษาวิจัยครั้งนี้เป็นการศึกษาแบบเก็บข้อมูลย้อนหลัง (Retrospective) เพื่อเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าของอุปกรณ์ยึดตรึงที่ถูกนำมาใช้ในหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลรามาธิบดี ซึ่งอุปกรณ์ยึดตรึงที่ใช้มี 2 ชนิด คือ Vacuum Bag Cushion (VBC) เป็นอุปกรณ์ที่ช่วยยึดตรึงบริเวณต้นขาจนถึงข้อเท้าของผู้ป่วย และ Feet Fix (FF) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ช่วยยึดตรึงข้อเท้าผู้ป่วยและรักษาระดับการหมุนข้อเท้าให้เหมือนเดิมทุกครั้ง และเนื่องจากลักษณะการใช้งานที่เฉพาะบุคคลทำให้ในบางครั้งจำนวน VBC ไม่เพียงพอต่อการใช้งาน การศึกษาในครั้งนี้จึงทำขึ้นเพื่อเป็นแนวทางในการพิจารณาเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงให้เหมาะสมโดยการหาค่าความคลาดเคลื่อนในแต่ละอุปกรณ์ ทั้งนี้เพราะความถูกต้องของการกำหนดขอบเขตการฉายรังสีและเทคนิคในการจัดท่าผู้ป่วยนั้นส่งผลถึงความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติได้รับเช่นกัน

วัตถุประสงค์

เพื่อเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดท่าผู้ป่วยฉายรังสีโดยการใช้อุปกรณ์ VBC และ FF และคำนวณหาขนาดของ PTV ที่เหมาะสมในการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงแต่ละชนิด สำหรับการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานเพื่อใช้เป็นแนวทางในการเลือกอุปกรณ์ยึดตรึงและใช้ร่วมในการวางแผนการรักษาของรังสีแพทย์

วัสดุและวิธีการ

ในงานวิจัยนี้ได้ทำการศึกษาในกลุ่มผู้ป่วยที่ฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานจำนวน 53 ราย ด้วยเทคนิคการฉายรังสีแบบ 3 มิติ และเทคนิคการฉายรังสีปรับความเข้มปริมาณตรหมรอบตัว ระหว่างเดือนมิถุนายน พ.ศ. 2562 ถึง เดือนพฤศจิกายน พ.ศ. 2563 ที่โรงพยาบาลรามาธิบดี โดยขั้นตอนเริ่มจากการจำลองการฉายรังสีและการสร้างภาพด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ยี่ห้อ GE รุ่น OPTIMA CT580 W (GE Medical System, Milwaukee, WI) เพื่อใช้ในการวางแผนการรักษา และได้รับการฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาค ยี่ห้อ Varian รุ่น Clinac iX (Varian Medical System, Inc., Palo Alto, CA)

การจัดท่าผู้ป่วยทุกรายจะอยู่ในท่านอนหงาย (supine) เทียบขาตรง และหนุนหมอนรองบริเวณศีรษะโดยมือทั้ง 2 ข้างวางบนอก หรือยกแขนขึ้นเหนือศีรษะทั้ง 2 ข้าง อย่างใดอย่างหนึ่ง ขึ้นอยู่กับบริเวณรอยโรคที่รังสีแพทย์ต้องการฉายรังสีให้ผู้ป่วย และมีการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วย 2 ชนิดได้แก่ VBC ที่นิยมใช้กับผู้ป่วยฉายรังสีเทคนิค VMAT ขณะที่ FF ใช้กับผู้ป่วยที่ฉายรังสีเทคนิค 3DCRT โดยมีขั้นตอนในการจัดท่าผู้ป่วยดังนี้

1. การจัดท่าผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงชนิด Vacuum Bag Cushion (VBC)

การจัดท่าในกลุ่มผู้ป่วยที่ใช้ VBC (Vac-lokTM: Civco Medical System, Orange City, IA) ขนาด 75x100 ซม.² ให้ผู้ป่วยนอนหงายเทียบขาตรงบนเตียงฉายรังสีหนุนศีรษะผู้ป่วยด้วยหมอนโดยให้ตำแหน่งอยู่ในระดับที่ผู้ป่วยรู้สึกสบาย ผู้ป่วยวางมือไว้บนอกหรือยกแขน 2 ข้าง

เหนือศีรษะ จากนั้นวางอุปกรณ์ VBC บนเตียงและยึดกับเตียงด้วยตัว Lock bar จากนั้นให้ผู้ป่วยนอนราบลงบนอุปกรณ์ VBC โดยจัดท่าผู้ป่วยตั้งแต่ส่วนบริเวณต้นขาจนถึงข้อเท้าวางบนอุปกรณ์ จากนั้นนักรังสีการแพทย์ทำการจัดรูปร่างของ VBC โดยให้แนบเข้ากับช่วงขาจนถึงเท้าผู้ป่วย เพื่อให้เกิดการยึดตรึง ใช้ Vacuum pump ดูดลมออกจาก VBC ให้อุปกรณ์ VBC เกิดการคงสภาพ ในขั้นตอนนี้ต้องคำนึงถึงความสะดวกสบายในท่านอนของผู้ป่วยเป็นหลัก เนื่องจากหากผู้ป่วยรู้สึกเกร็งบริเวณลำตัวหรือนอนในท่าที่ไม่สบาย อาจทำให้ผู้ป่วยมีการขยับตัวในระหว่างการฉายรังสีและทำให้เกิดความคลาดเคลื่อนในตำแหน่งที่ฉายได้ (ภาพที่ 1A)

2. การจัดทำผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงชนิด Feet Fix (FF)

การจัดทำในกลุ่มผู้ป่วยที่ใช้ FF (Feet Fix: Civco Medical System, Orange City, IA) ให้ผู้ป่วยนอนหงายเหยียดขาตรงบนเตียงฉายรังสี หนุนศีรษะผู้ป่วยด้วยหมอน โดยให้ตำแหน่งอยู่ในระดับที่ผู้ป่วยรู้สึกสบาย ผู้ป่วยวางมือไว้บนอกหรือยกแขน 2 ข้างขึ้นเหนือศีรษะ เช่นเดียวกับการจัดทำด้วยอุปกรณ์ VBC โดยแขนต้องไม่เข้าไปในบริเวณของทิศทางลำรังสี จากนั้นนำอุปกรณ์ FF ยึดกับเตียงฉายรังสีด้วยตัว Lock Bar ซึ่งระดับของตำแหน่ง Lock Bar จะแตกต่างกันขึ้นกับระดับความสูงของผู้ป่วย ทำการวางสันเท้าของผู้ป่วยให้อยู่ในบริเวณร่องของอุปกรณ์ FF โดยอุปกรณ์นี้ออกแบบมาสำหรับการยึดตรึงบริเวณในส่วนเท้า ให้ขอบเท้าด้านนี้วก้อยและกับขอบร่องของอุปกรณ์ ทำให้ช่วยเพิ่มความสะดวกสบายในท่านอนของผู้ป่วยในระหว่างการฉายรังสี (ภาพที่ 1B)



ภาพที่ 1 อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยในการจัดทำเพื่อฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน (A)-VBC และ (B)- FF

3. การถ่ายภาพเอกซเรย์เพื่อเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อน

ภายหลังจากการจัดทำผู้ป่วยและทำการจำลองการฉายรังสีแล้ว ภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ถูกส่งไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (Treatment Planning System: TPS) โดยใช้โปรแกรม Eclipse version 13.6

(Varian Medical System. Inc., Palo Alto, CA) ในการวางแผนการรักษา ซึ่งรังสีแพทย์จะทำหน้าที่ในการวาดขอบเขตของรอยโรค (Gross Target Volume, Clinical Target Volume และ PTV) ตาม guideline ของแต่ละโรค^[13-15] และภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ถูกนำไปสร้างเป็นภาพ Digitally Reconstructed

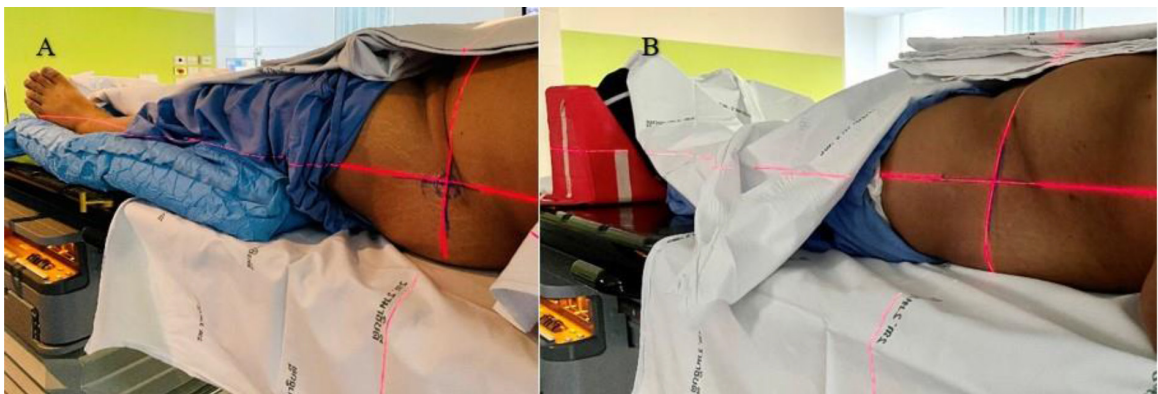
Radiographs (DRRs) ที่แสดงขอบเขตของ bone anatomy ซึ่งภาพ DRRs ถูกนำไปใช้เป็นภาพอ้างอิงในการเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยก่อนฉายรังสี และหลังจากที่รังสีแพทย์และนักฟิสิกส์การแพทย์ทำการวางแผนการรักษาเสร็จ ขั้นตอนต่อไปคือนำผู้ป่วยไปห้องจำลองการฉายรังสี (Conventional Simulator room) เพื่อขีดเส้นกำหนดจุดอ้างอิงบริเวณที่ฉายรังสีบนตัวผู้ป่วย โดยใช้เส้นเลเซอร์ร่วมในการจัดตำแหน่งทั้งในห้องจำลองการฉายรังสี และในห้องฉายรังสี ดังภาพที่ 2A และ 2B

ก่อนทำการเริ่มฉายรังสี ผู้ป่วยถูกจัดท่าและใช้อุปกรณ์ตามการจำลองการฉายรังสีข้างต้น และทำการถ่ายภาพเอกซเรย์เพื่อตรวจสอบตำแหน่งและการจัดทำบริเวณที่จะฉายรังสี ซึ่งการถ่ายภาพเอกซเรย์ตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี ใช้อุปกรณ์ถ่ายภาพ On-Board Imager (OBI) version 1.6 (Clinac iX: Varian Medical System. Inc., Palo Alto, CA) โดยภาพที่ได้เกิดจากการใช้แหล่งกำเนิดเอกซเรย์ (kV x-ray source: KVS) และมีตัวรับภาพเอกซเรย์ (kV x-ray detector: KVD) ซึ่งถ่ายภาพในแนวระนาบ 2 มิติ (kV-kV planar image) และใช้โปรแกรม ARIA RTM 13.6 – offline review (Varian

Medical System. Inc., Palo Alto, CA) ใน mode 2D/2D match ในการเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนระหว่างภาพเอกซเรย์ kV กับภาพอ้างอิง DRRs ของผู้ป่วย ซึ่งการถ่ายภาพเอกซเรย์เพื่อตรวจสอบตำแหน่ง 1 ครั้ง จะได้ภาพเอกซเรย์เพื่อเปรียบเทียบจำนวน 2 ภาพ คือ ภาพด้านหน้าหลัง (Anterior - Posterior: AP) และภาพด้านข้าง Lateral ดังแสดงในภาพที่ 3 และ 4 ตามลำดับ จากนั้นทำการเปรียบเทียบภาพเอกซเรย์ kV กับภาพอ้างอิง DRRs ที่ได้มาจากการทำเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการฉายรังสี โดยนักรังสีการแพทย์ผู้มีประสบการณ์อย่างน้อย 3 ปี จำนวนอย่างน้อย 2 คน ซึ่งทำการถ่ายภาพเปรียบเทียบก่อนฉายรังสีโดยถ่ายภาพ 1 ครั้งต่อสัปดาห์เป็นเวลา 5 สัปดาห์หรือจนครบระยะเวลาการฉายรังสี และมีภาพเอกซเรย์ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้ทั้งหมด 2,650 ภาพ จากผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน 53 ราย

4. การหาค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วย

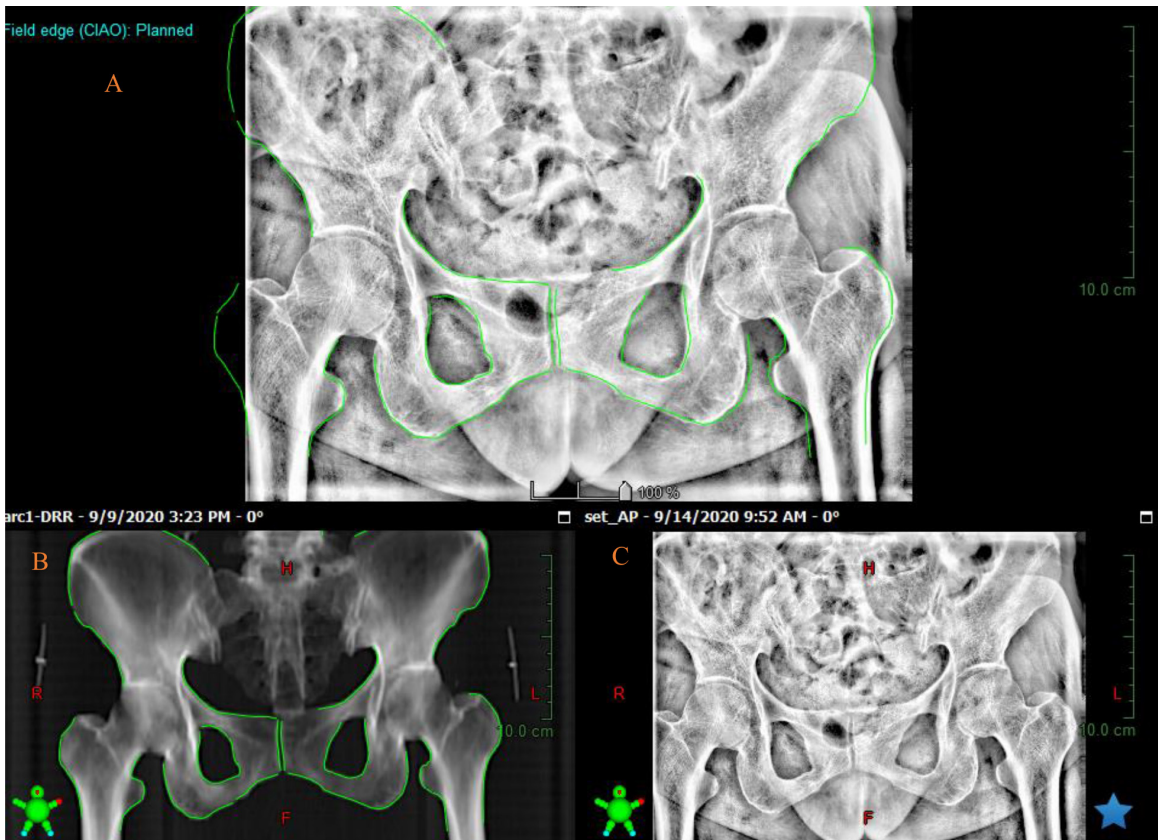
การกำหนดค่าความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วย มี 3 ด้านดังนี้ ด้านหน้า-หลัง เรียกว่า Vertical (VRT), ด้านศีรษะ-ปลายเท้า เรียกว่า Longitudinal (LONG) และด้านซ้าย-ขวา เรียกว่า Lateral (LAT) ในการเปรียบเทียบ



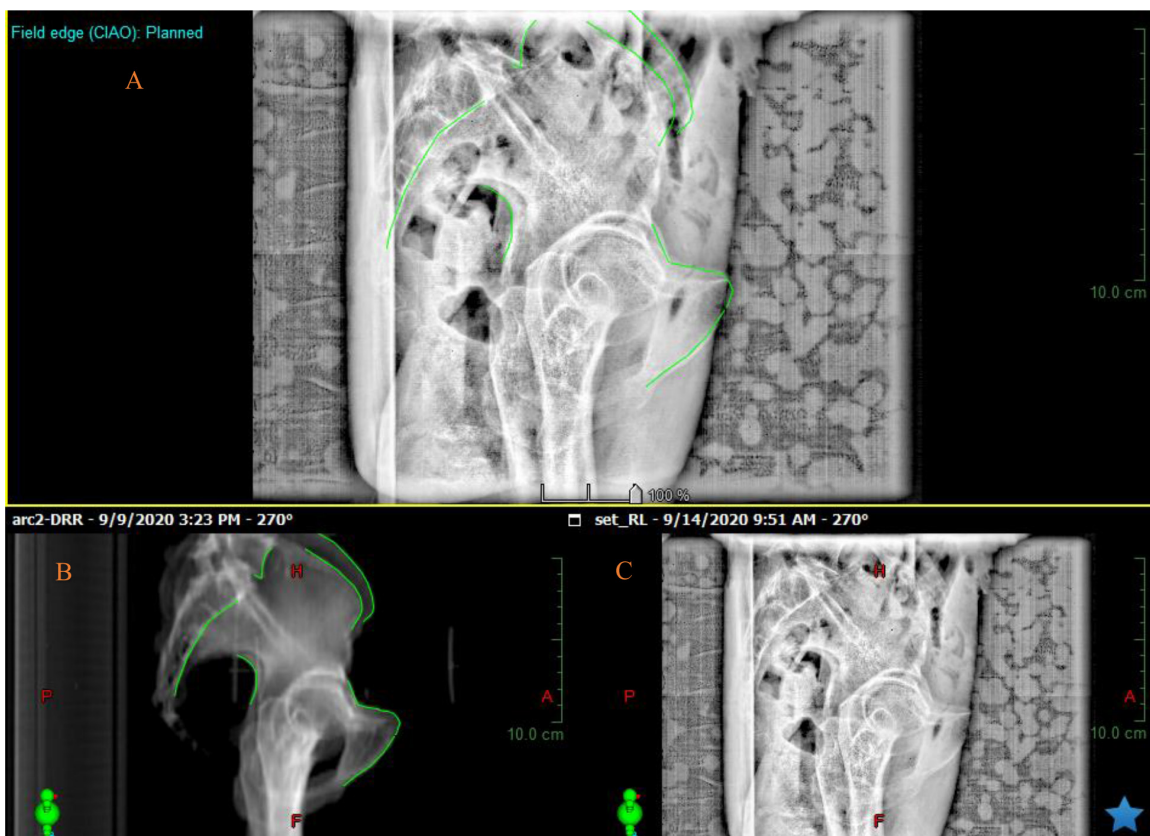
ภาพที่ 2 แสดงเลเซอร์ในห้องฉายรังสีช่วยในการจัดทำผู้ป่วย ของการใช้อุปกรณ์ (A)-VBC และ (B)-FF

ภาพเอกซเรย์เพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี จะทำการเปรียบเทียบทั้ง 2 ภาพ คือภาพด้าน AP และ ภาพด้าน Lateral โดยเทียบกับภาพอ้างอิง DRRs ซึ่งจะใช้ตำแหน่งของกระดูก (bony landmark) เป็นหลัก ภาพเอกซเรย์ด้าน AP จะให้ข้อมูลการเปรียบเทียบในด้าน LONG, LAT โดยใช้กระดูก bilateral pelvic brim, กระดูกสันหลังบริเวณเอวอันที่ 5 ถึงกระดูกกระเบนเหน็บ อันที่ 1 (L5-S1), กระดูกปีกสะโพก (ilium) และกระดูกก้น (ischial tuberosity) เป็นตำแหน่งอ้างอิง ส่วนภาพเอกซเรย์ด้าน Lateral นั้นจะให้ข้อมูลการเปรียบเทียบใน

ด้าน VRT, LONG โดยใช้กระดูกหัวหน้า (symphysis pubis) ที่อยู่ด้านหน้า และกระดูกกระเบนเหน็บ (posterior sacrum) ที่อยู่ด้านหลังเป็นตำแหน่งอ้างอิงในการเปรียบเทียบความถูกต้องของค่าความคลาดเคลื่อน นักรังสีการแพทย์ทำการวาดเส้น outline (เส้นสีเขียว) ที่แสดงถึงตำแหน่ง bony landmark ดังกล่าวลงในภาพอ้างอิง (DRRs) ซึ่งได้รับการตรวจสอบจากรังสีแพทย์ เพื่อช่วยเพิ่มความถูกต้องและความคงที่ในการเปรียบเทียบกับภาพเอกซเรย์ kV ดังแสดงในภาพที่ 3 และ 4



ภาพที่ 3 แสดงการเปรียบเทียบตำแหน่งกระดูก (bony landmark) ด้าน AP (A)-ภาพเปรียบเทียบระหว่าง DRR กับภาพ kV, (B)-ภาพ DRRs และ (C)-ภาพเอกซเรย์ kV ถ่ายเพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี



ภาพที่ 4 แสดงการเปรียบเทียบตำแหน่งกระดูก (bony landmark) ด้าน Lateral (A)-ภาพเปรียบเทียบระหว่างDRRs กับ ภาพ kV, (B)-ภาพ DRRs และ (C)-ภาพเอกซเรย์ kV ถ่ายเพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี

5. สถิติและการวิเคราะห์

การศึกษานี้ใช้ค่า Independent t-test ในการเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วยทั้ง 3 ด้าน คือ ด้าน VRT, ด้าน LONG และ ด้าน LAT รวมถึง คำนวณค่าความคลาดเคลื่อนโดยรวม (Total Vector Error: TVE) ของอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยทั้ง 2 ชนิดคือ VBC และ FF

ซึ่งค่าความคลาดเคลื่อนโดยรวมนั้นคำนวณโดยใช้ สมการดังนี้

$$\text{Total Vector Error (TVE)} = \sqrt{VRT^2 + LONG^2 + LAT^2}$$

หลังจากนั้นนำค่าความคลาดเคลื่อนที่ได้มาคำนวณ หาค่า Systematic error (Σ) ซึ่งหาได้จากการคำนวณ ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่าความคลาดเคลื่อนเฉลี่ยในการจัดทำของผู้ป่วยในแต่ละราย และ Random error (σ) หาได้จากค่าเฉลี่ยกำลังสองของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน เพื่อนำไปคำนวณหาขอบเขตของ PTV สำหรับอุปกรณ์ VBC และ อุปกรณ์ FF ที่ใช้ในการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน โดยคำนวณค่า PTV margin จากสมการของ Van Herk M^[4] ดังนี้

$$\text{PTV margin (cm)} = 2.5\Sigma + 0.7\sigma$$

ผลการวิจัย

ในงานวิจัยนี้ทำการศึกษาในผู้ป่วยที่ฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานทั้งหมด 53 ราย ที่ใช้อุปกรณ์ VBC ในการยึดตรึง 31 ราย และอีก 22 รายใช้อุปกรณ์ FF ซึ่งผู้ป่วยส่วนใหญ่ที่ทำการศึกษานี้ทั้งหมดเป็นผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูก

หมาก (CA prostate) รองลงมาคือมะเร็งลำไส้ใหญ่ (CA rectum) มะเร็งเยื่อโพรงมดลูก (CA endometrium) และมะเร็งปากมดลูก (CA cervix) ตามลำดับ โดยผู้ป่วยได้รับการฉายรังสีด้วยเทคนิค 3DCRT หรือ VMAT ดังแสดงในตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดงจำนวนผู้ป่วยและชนิดของโรคมะเร็งรวมทั้งเทคนิคการฉายรังสี

		VBC (n=31)	FF (n=22)
เพศ	ชาย	26	5
	หญิง	5	17
ประเภทของโรคมะเร็ง	endometrium	0	8
	cervix	1	6
	rectum	5	6
	prostate	21	1
	sigmoid colon	1	1
	anal canal	2	0
	bladder	1	0
เทคนิคการฉายรังสี	3DCRT	3	20
	VMAT	28	2

คำย่อ : VBC = Vacuum Bag Cushion, FF = Feet Fix

จากการศึกษาพบว่าค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนของการจัดท่าผู้ป่วยด้าน VRT, LONG, LAT และค่าความคลาดเคลื่อนโดยรวม (TVE) ของอุปกรณ์ VBC เป็นดังนี้ 0.01 ± 0.14 , -0.04 ± 0.22 , -0.01 ± 0.29 และ 0.51 ซม. ตามลำดับ และอุปกรณ์ FF คือ -0.06 ± 0.14 , -0.10 ± 0.19 , 0.05 ± 0.34 และ 0.57 ซม. ตามลำดับ ซึ่งการคำนวณค่าเฉลี่ยได้คิดเครื่องหมายที่แสดงทิศทางของความคลาดเคลื่อนรวมด้วย เมื่อใช้สถิติ Independent t-test เปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนระหว่าง 2 อุปกรณ์พบว่า p-value มีค่ามากกว่า 0.05 ซึ่งไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญ ดังแสดงในตารางที่ 2

สำหรับ Systematic error ของทั้ง 2 อุปกรณ์ในด้าน VRT, LONG และ LAT แสดงในตารางที่ 3 โดยอุปกรณ์ VBC คือ 0.13, 0.22 และ 0.29 ซม. ตามลำดับ ในขณะที่ FF มีค่าเท่ากับ 0.14, 0.19 และ 0.34 ซม. ตามลำดับ โดยตารางที่ 4 แสดงค่า Random error ในด้าน VRT, LONG และ LAT ของอุปกรณ์ VBC คือ 0.27, 0.27 และ 0.36 ซม. ตามลำดับ ของ FF คือ 0.22, 0.29 และ 0.39 ซม. ตามลำดับ และเมื่อนำค่า systematic error และ random error มาใช้ในการคำนวณหา PTV margin ทั้ง 3 ด้านดังแสดงในตารางที่ 5 โดยอุปกรณ์ VBC ด้าน VRT, LONG และ LAT มีค่าเท่ากับ 0.53, 0.75 และ

0.97 ซม. ตามลำดับ ในขณะที่ของ FF จะได้ค่า PTV margin ของทั้ง 3 ด้านคือ 0.51, 0.69 และ 1.12 ซม. ตามลำดับ จากผลการศึกษาเมื่อเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนทั้ง 3 ด้านพบว่า การจัดทำผู้ป่วยด้าน LAT มีความคลาดเคลื่อนมากที่สุด ส่งผลให้ขอบเขตของ PTV margin มีค่ามากที่สุดเมื่อเทียบกับด้านอื่นๆ ซึ่งให้ผลในลักษณะเดียวกันทั้ง 2 อุปกรณ์ดังแสดงในภาพที่ 5 และในภาพที่ 6 แสดงเปอร์เซ็นต์ปริมาณความถี่ของ

ค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วย ซึ่งแสดงให้เห็นว่าอุปกรณ์ VBC และ FF นั้นมีปริมาณค่าความถี่ของความคลาดเคลื่อน ด้าน VRT, LONG และ LAT มากที่สุดอยู่ในช่วง -0.49 ถึง 0 ซม. ให้ผลเช่นเดียวกันในทั้ง 2 อุปกรณ์ ในขณะที่เมื่อเปรียบเทียบกันทั้ง 3 ด้าน จะพบว่าด้าน LAT มีเปอร์เซ็นต์ปริมาณค่าความถี่ของความคลาดเคลื่อนมากที่สุด ซึ่งมีค่ามากกว่า 0.5 ซม. ทั้งสองทิศทาง

ตารางที่ 2 แสดงการเปรียบเทียบค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนในการจัดทำก่อนฉายรังสีของอุปกรณ์ Vacuum Bag Cushion (VBC) และ Feet Fix (FF) โดยแสดงค่าความคลาดเคลื่อนโดยรวม (TVE) และค่าสถิติ p-value

Mean difference (cm)				
Immobilization	VRT (SD)	LONG (SD)	LAT (SD)	TVE
VBC	0.01 (0.14)	-0.04 (0.22)	-0.01 (0.29)	0.51
FF	-0.06 (0.14)	-0.10 (0.19)	0.05 (0.34)	0.57
p-value	0.10	0.27	0.52	0.37

ตารางที่ 3 แสดงค่า systematic error ของอุปกรณ์ Vacuum Bag Cushion (VBC) และ Feet Fix (FF)

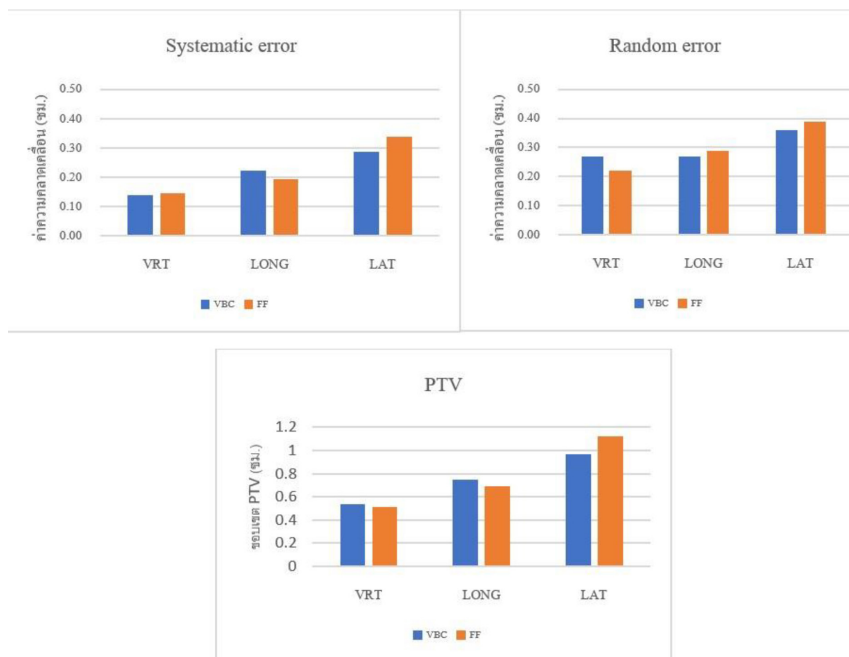
Systematic error (SE)	VRT (cm)	LONG (cm)	LAT (cm)
VBC	0.13	0.22	0.29
FF	0.14	0.19	0.34

ตารางที่ 4 แสดงค่า random error ของอุปกรณ์ Vacuum Bag Cushion (VBC) และ Feet Fix (FF)

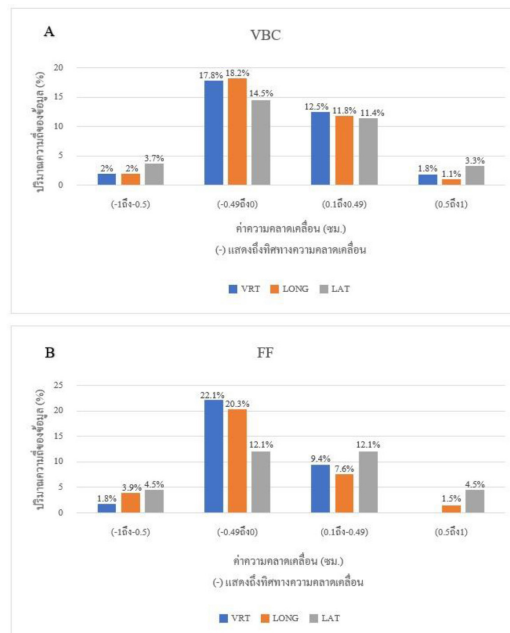
Random error (RE)	VRT (cm)	LONG (cm)	LAT (cm)
VBC	0.27	0.27	0.36
FF	0.22	0.29	0.39

ตารางที่ 5 แสดงค่าขอบเขต PTV สำหรับการใช้อุปกรณ์ Vacuum Bag Cushion (VBC) และ Feet Fix (FF)

Immobilize	VRT (cm)	LONG (cm)	LAT (cm)
VBC	0.53	0.75	0.97
FF	0.51	0.69	1.12



ภาพที่ 5 แสดงการเปรียบเทียบ Systemic error (A), Random error (B) และ ค่า PTV margin (C) ของอุปกรณ์ VBC และ FF



ภาพที่ 6 แผนภูมิแสดงเปอร์เซ็นต์ปริมาณความถี่ของค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วย ที่ใช้อุปกรณ์ (A)-VBC, (B)-FF : ทิศทางความคลาดเคลื่อน ด้าน VRT (+) เคลื่อนที่ไปด้านหลัง (-) เคลื่อนที่ไปด้านหน้า, LONG (+) เคลื่อนที่ไปด้านศีรษะ (-) เคลื่อนที่ไปด้านปลายเท้า, Lat (+) เคลื่อนที่ไปด้านซ้าย (-) เคลื่อนที่ไปด้านขวา

บทวิจารณ์

การจัดทำผู้ป่วยเป็นหนึ่งในกระบวนการสำคัญที่ส่งผลต่อประสิทธิภาพและความถูกต้องในการฉายรังสี เนื่องจากเป็นที่ทราบกันดีอยู่แล้วว่าไม่สามารถกำจัดค่าความคลาดเคลื่อนให้หมดไปได้ อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยจึงถูกนำมาใช้ในการลดปัญหาความคลาดเคลื่อนที่เกิดขึ้นในการจัดทำให้ได้มากที่สุด และยังช่วยทำให้ตำแหน่งของผู้ป่วยในการฉายรังสีเหมือนเดิมทุกครั้งในระหว่างการฉายรังสี ซึ่งอุปกรณ์ยึดตรึงที่นำมาใช้จำเป็น ต้องมีการศึกษาเพื่อประเมินหาประสิทธิภาพในการนำไปใช้งานให้เหมาะสมในแต่ละบริเวณที่ฉายรังสี ประกอบด้วย การประเมินหาค่าความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วย ค่า systematic error, random error รวมถึงการประเมินหาค่าขอบเขตของการวางแผนการรักษา (PTV margin) ซึ่งค่าขอบเขต PTV จำเป็นต้องคำนึงถึงค่าความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำร่วมด้วย เนื่องจากการฉายรังสีบริเวณอวัยวะเชิงกรานนั้นครอบคลุมตั้งแต่ตำแหน่งต้นขา ท้องและอวัยวะเชิงกราน ดังนั้นในการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงจึงมีความหลากหลายและมีประสิทธิภาพที่แตกต่างกันไป และจากการศึกษาของ Kim DG และคณะ^[16] ที่ได้ทำการเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนโดยประเมินจากการถ่ายภาพ MVCT ของการใช้อุปกรณ์ที่ยึดตรึงบริเวณข้อเท้า Feet Fix เปรียบเทียบกับบริเวณขา Leg Fit ที่เป็นอุปกรณ์ที่ยึดตรึงตั้งแต่บริเวณต้นขาจนถึงข้อเท้า ซึ่งมีลักษณะการใช้งานคล้าย VBC พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำโดยใช้ Feet Fix มีค่ามากกว่า Leg Fit ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาครั้งนี้ แต่อย่างไรก็ตามค่าความคลาดเคลื่อนดังกล่าว อาจจะแตกต่างกันขึ้นกับกระบวนการในการจัดทำ รวมทั้ง protocol ในการถ่ายภาพเอกซเรย์ก่อนการฉายรังสี โดยค่าความคลาดเคลื่อนนี้จะถูกนำมาใช้เพื่อคำนวณหาขอบเขต PTV^[4] จึงเป็นค่าจำเพาะของแต่ละอุปกรณ์สำหรับการฉายรังสีในบริเวณนั้นๆ ของแต่ละสถาบัน^[17-19]

ปัจจุบันหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาโรงพยาบาลรามธิบดี ได้นำอุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง VBC และ FF มาใช้ใน

การยึดตรึงผู้ป่วยสำหรับการฉายรังสีบริเวณอวัยวะเชิงกราน VBC ส่วนใหญ่นำมาใช้กับผู้ป่วยที่ฉายรังสีด้วยเทคนิค VMAT ขณะที่ FF นิยมใช้กับผู้ป่วยที่ฉายรังสีด้วยเทคนิค 3DCRT ซึ่งทั้งสองอุปกรณ์มีความสะดวกต่อการนำมาใช้งาน ดูแลรักษาได้ง่าย โดยการศึกษาครั้งนี้ทำการเปรียบเทียบค่าความคลาดเคลื่อนจากการถ่ายภาพ kv-kv image ทำการตรวจสอบตำแหน่ง 1 ครั้งต่อสัปดาห์ แต่ไม่ได้ครอบคลุมไปถึงการถ่ายภาพโดยใช้เทคนิค CBCT ซึ่งอาจจะให้ผลในลักษณะที่เหมือนหรือแตกต่างกันไป และจากผลการศึกษาการจัดทำผู้ป่วยด้วยอุปกรณ์ทั้ง 2 ชนิดนี้ มีค่าความคลาดเคลื่อนไม่แตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ และให้ผลไปในทิศทางเดียวกัน โดยพบว่าด้าน LAT มีค่าความคลาดเคลื่อนมากที่สุดเมื่อเทียบกับทั้ง 3 ด้าน อาจเนื่องมาจากอุปกรณ์ยึดตรึง VBC และ FF จะยึดตรึงผู้ป่วยเฉพาะบริเวณขาจนถึงข้อเท้าเท่านั้น ดังนั้นในการจัดทำผู้ป่วยอาจเกิดการบิดบริเวณตำแหน่งข้อสะโพกซึ่งไม่ได้ถูกยึดตรึง อีกทั้งในกระบวนการจัดทำผู้ป่วยก่อนการฉายรังสี นักรังสีการแพทย์ใช้เส้นที่ขีดลงบริเวณหน้าท้องของผู้ป่วยเป็นตำแหน่งอ้างอิง ซึ่งอาจส่งผลโดยตรงต่อความคลาดเคลื่อนในแนว LAT เนื่องจากตำแหน่งบริเวณหน้าท้องมีความเปลี่ยนแปลงได้ง่ายในแต่ละวัน โดยเฉพาะผู้ป่วยที่มีหน้าท้องยื่นออกมามาก อย่างไรก็ตามผลของค่าความคลาดเคลื่อนในการศึกษาเปรียบเทียบอุปกรณ์ VBC และ FF ทั้งในแนว VRT, LONG และ LAT ได้ถูกรวมไว้ในค่าขอบเขต PTV ซึ่งจะเป็นแนวทางให้รังสีแพทย์นำไปรวมใช้ในการวางแผนการรักษาเพื่อสามารถกำหนดปริมาณรังสีให้ครอบคลุมขอบเขตของก้อนมะเร็งได้อย่างถูกต้อง โดยขอบเขต PTV ของอุปกรณ์ VBC และ FF นั้นมีค่าใกล้เคียงกัน ซึ่งจากงานวิจัยนี้อาจกล่าวได้ว่าอุปกรณ์ยึดตรึงชนิด VBC และ FF สามารถใช้ทดแทนกันได้ เพื่อช่วยลดปัญหาในกรณีจำนวน VBC ไม่เพียงพอต่อการใช้งาน

การเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงนอกจากจะพิจารณาถึงประสิทธิภาพในด้านความคลาดเคลื่อนของการจัดทำผู้ป่วยแล้ว อาจต้องคำนึงถึงลักษณะการนำมาใช้งานให้

เหมาะสมกับสรีระ อายุ เพศ และน้ำหนักตัวของผู้ป่วย รวมถึงความยากง่าย ความสะดวก และระยะเวลาที่ใช้ในการจัดทำผู้ป่วยด้วย นอกจากการใช้อุปกรณ์ VBC และ FF แล้ว ยังมีคณะผู้ทําวิจัยได้ศึกษาเพิ่มเติมในอุปกรณ์ยึดตรึงชนิดอื่นที่นำมาใช้สำหรับการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน เช่น อุปกรณ์ Hipfix ที่ยึดตรึงครอบคลุมบริเวณสะโพก จะช่วยลดความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยได้ดี โดยมีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่าเมื่อเทียบกับอุปกรณ์ยึดตรึงชนิดที่ยึดตรึงเพียงเฉพาะบริเวณขาเท่านั้น^[20] และยังมีอุปกรณ์ alpha cradle เป็นอุปกรณ์ที่สามารถจัดรูปทรงได้เข้ากับรูปร่างของผู้ป่วยในแต่ละคน โดยครอบคลุมตั้งแต่บริเวณอุ้งเชิงกรานจนถึงขา อีกทั้งยังมีความแข็งแรงและเกิดการเปลี่ยนแปลงรูปร่างได้น้อยในระหว่างการใช้งาน ซึ่งช่วยเพิ่มประสิทธิภาพการยึดตรึงได้ดียิ่งขึ้น^[21] นอกจากนี้การเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงแต่ละชนิด อาจต้องพิจารณารวมถึง protocol ที่เหมาะสมที่ใช้ในการถ่ายภาพเพื่อตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี เช่น ชนิดของการถ่ายภาพ KV และ/หรือ CBCT การเพิ่มความถี่ในการถ่ายภาพต่อสัปดาห์ จะช่วยลดค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยที่เกิดขึ้นได้ และนำไปสู่การลดขนาดของขอบเขต PTV^[22,23] โดยปัจจัยเหล่านี้จำเป็นต้องทำการเก็บข้อมูลเพิ่มเติมเพื่อใช้ในการศึกษาลำดับต่อไป

ข้อสรุป

การฉายรังสีผู้ป่วยโรคมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน (Pelvic external beam radiotherapy) ด้วยการใช้อุปกรณ์ยึดตรึง 2 ชนิด ได้แก่ VBC และ FF นั้น พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในการจัดทำผู้ป่วยก่อนการฉายรังสีไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญตามสถิติ และด้าน LAT ของผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงทั้ง 2 อุปกรณ์มีค่าขอบเขต PTV มากที่สุดเมื่อเทียบกันทั้ง 3 ด้าน ซึ่งผลการศึกษานี้จึงช่วยเป็นแนวทางที่ทำให้ทราบค่าความคลาดเคลื่อนที่อาจเกิดขึ้นจากการจัดทำผู้ป่วยและการเลือกใช้อุปกรณ์ยึดตรึงที่เหมาะสม เพื่อกำหนดขอบเขตของการวางแผนการรักษาได้ถูกต้อง ส่งผลต่อประสิทธิภาพของการรักษาที่ดียิ่งขึ้นไป

กิตติกรรมประกาศ

งานวิจัยนี้เสร็จสมบูรณ์ได้ด้วยความรู้ความกรุณา และการสนับสนุนอย่างดียิ่งจาก รังสีแพทย์ นักฟิสิกส์การแพทย์ นักรังสีการแพทย์ และเจ้าหน้าที่ทุกท่านในหน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา โรงพยาบาลรามธิบดี ที่ให้ความช่วยเหลือและสนับสนุนในการดำเนินการศึกษารังสีให้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

1. Dearnaley DP, Khoo VS, Norman AR, Meyer L, Nahum A, Tait D, et al. Comparison of radiation side-effects of conformal and conventional radiotherapy in prostate cancer: a randomised trial. *The Lancet*. 1999;353:267-72.
2. Michalski JM, Winter K, Purdy JA, Parliament M, Wong H, Perez CA, et al. Toxicity after three-dimensional radio-

- therapy for prostate cancer on RTOG 9406 dose Level V. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2004;58:735-42.
3. Knapp P, Eva B, Reseigh G, Gibbs A, Sim L, Daly T, et al. The role of volumetric modulated arc therapy (VMAT) in gynaecological radiation therapy: A dosimetric comparison of intensity modulated radiation therapy versus VMAT. *J Med Radiat Sci*. 2019;66:44-53.

4. Van Herk M. Errors and margins in radiotherapy. *Semin Radiat Oncol.* 2004;14: 52-64.
5. Leibel SA, Fuks Z, Zelefsky MJ, Hunt M, Burman CM, Mageras GS, et al. Technological advances in external-beam radiation therapy for the treatment of localized prostate cancer. *Semin Oncol.* 2003;30: 596-615.
6. Mackie TR, Kapatoes J, Ruchala K, Lu W, Wu C, Olivera G, et al. Image guidance for precise conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2003;56:89-105.
7. Saw CB, Yakoob R, Enke CA, Lau TP, Ayyangar KM. Immobilization devices for intensity-modulated radiation therapy (IMRT). *Med Dosim.* 2001;26:71-7.
8. Rosenthal SA, Roach III M, Goldsmith BJ, Doggett EC, Pickett B, Yuo H-S, et al. Immobilization improves the reproducibility of patient positioning during six-field conformal radiation therapy for prostate carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1993;27:921-6.
9. Soffen EM, Hanks GE, Hwang CC, Chu JC. Conformal static field therapy for low volume low grade prostate cancer with rigid immobilization. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1991;20:141-6.
10. Catton C, Lebar L, Warde P, Hao Y, Catton P, Gospodarowicz M, et al. Improvement in total positioning error for lateral prostatic fields using a soft immobilization device. *Radiat Oncol.* 1997;44:265-70.
11. Garcia R, Oozeer R, Le Thanh H, Chauvet B, Toy B, Reboul F. Conformational radiotherapy in cancers of the prostate: contribution of pelvic immobilization and new fiducial markers. *Cancer Radiother.* 1997;1:307-13.
12. Song PY, Washington M, Vaida F, Hamilton R, Spelbring D, Wyman B, et al. A comparison of four patient immobilization devices in the treatment of prostate cancer patients with three dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1996;34:213-9.
13. Hall WA, Paulson E, Davis BJ, Feng F, Sandler HM, Lawton CA, et al. NRG oncology updated international consensus atlas on pelvic lymph node volumes for Intact and postoperative prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2021;109: 174-85.
14. Myerson RJ, Garofalo MC, Naqa IE, Abrams RA, Apte A, Bosch WR, et al. Elective clinical target volumes for conformal therapy in anorectal Cancer: An RTOG consensus panel contouring atlas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2009;74:824-30.
15. Small W Jr., Bosch WR, Harkenrider MM, Yashar CM, Winter KA, Gaffney DK, et al. NRG oncology/RTOG consensus guidelines for delineation of clinical target volume for intensity modulated pelvic radiation therapy in postoperative treatment of endometrial and cervical cancer: An update. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2021;109:413-24.
16. Kim DG, Jung JJ, Cho KH, Ryu MR, Moon SK, Bae SH, et al. Comparison of two different immobilization devices for pelvic region

radiotherapy in tomotherapy. Med Phys. 2016;27:250-7.

17. นิรุชช ทวีบุญ, คชา ตินทุการนนท์, สุธิ์ เดชะวงศ์ สุวรรณ. การศึกษาเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของ ตำแหน่ง isocenter ระหว่างแนว เหนือ และ ใต้ ต่ nipple สำหรับการฉายรังสีมะเร็งบริเวณทรวงอก และ ช่องท้อง โดยใช้ภาพ KV Orthogonal หรือ Cone-beam computed tomography (CBCT) ของโรงพยาบาลศิริราช. J Thai Assos Radiat Oncol. 2018;24:25-34.
18. วรญา เงินเถื่อน. การเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนจากการจัดทำผู้ป่วยฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งปอด โดยใช้ อุปกรณ์ยึดตรึงสองชนิด. J Thai Assos Radiat Oncol. 2018;24:29-37.
19. Udayashankar AH, Noorjahan S, Srikantia N, Babu KR, Muzumder S. Immobilization versus no immobilization for pelvic external beam radiotherapy. Rep Pract Oncol Radiother. 2018;23:233-41
20. Malone S, Szanto J, Perry G, Gerig L, Manion S, Dahrouge S, et al. A prospective comparison of three systems of patient immobilization for prostate radiotherapy. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2000;48: 657-65.
21. White P, Yee CK, Shan LC, Chung LW, Man NH, Cheung YS. A comparison of two systems of patient immobilization for prostate radiotherapy. Radiat Oncol. 2014;9:1-12.
22. Ariyaratne H, Chesham H, Pattingell J, Alonzi R. Image-guided radiotherapy for prostate cancer with cone beam CT: dosimetric effects of imaging frequency and PTV margin. Radiat Oncol. 2016; 121:103-8.
23. Kupelian PA, Lee C, Langen KM, Zeidan OA, Manon RR, Willoughby TR, et al. Evaluation of image-guidance strategies in the treatment of localized prostate cancer. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2008;70:1151-7.



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

<https://www.thastro.org>