



Journal of Thai Association of Radiation Oncology

Volume 29 Issue 1 January - June 2023

Review Articles

- Life review process in elderly people with end stage cancer: role of nurses in promoting spiritual well-being.

Original Articles

- Analysis the causes of premature discontinuation of palliative radiotherapy: Experience at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society
- A retrospective review of the long-term outcomes of postoperative radiation therapy in adolescent and young adult patients with medulloblastoma
- Establishment of typical dose levels for computed tomography of the pelvis region in radiotherapy simulation procedures
- Optimal hyperparameters of CBCT-based synthetic CT using U-net deep learning to improve image quality for adaptive radiotherapy in the H&N region
- The comparative long term survival analysis of 2D conventional radiotherapy and 3D conformal radiotherapy with adjuvant chemotherapy for patients with rectal cancer in Siriraj Hospital
- Predicting patient body weight and volumes changes using machine learning for head and neck adaptive radiotherapy
- An evaluation of two-dimensional array ion chambers for patient-specific quality assurance of Tomotherapy HDATM
- Dose verification in brachytherapy by independent software
- Assessing image registration method for synthetic CT evaluation in MRI-only radiotherapy treatment planning

ISSN 2730-177X (Online)

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย



Thai Association of Radiation Oncology



รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2564-2566

คณะกรรมการบริหาร

รองศาสตราจารย์นายแพทย์ชลเกียรติ	ขอประเสริฐ	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	นายกสมาคม
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงมณฑนา	ชนะไชย	โรงพยาบาลรามาริบัติ	อุปนายก 1
ศาสตราจารย์แพทย์หญิงอัมใจ	ชิดาพนารักษ์	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏวชิรเวศน์	อุปนายก 2 และประธานฝ่ายวิเทศสัมพันธ์ และภาพลักษณ์องค์กร
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกาญจนา	โชติเลิศศักดิ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เลขาธิการ
รองศาสตราจารย์นายแพทย์จักรพงษ์	จักกาทบตร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพุดพิพรรณ	พัทวิพงศ์	โรงพยาบาลรามาริบัติ	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงนันทกานต์	อภิโรตมภ์	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงจันจิรา	เพชรสุศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 3
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกิตติวดี	ศักดิ์ศรีชัย	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	รองฝ่ายวิเทศสัมพันธ์ และภาพลักษณ์องค์กร และรองประธานฝ่ายสารสนเทศ
รองศาสตราจารย์นายแพทย์เอกสิทธิ์	ธราวิจิตรกุล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏวชิรเวศน์	ประธานฝ่ายวิจัย
ศาสตราจารย์นายแพทย์ชวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์เต็มศักดิ์	พิงรัมย์	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงปฐมพร	ศิริประภาศิริ	สถาบันมะเร็งแห่งชาติ	ประธานฝ่ายสนับสนุนการจัดระบบบริการ
แพทย์หญิงชลณีย์	คล้ายทอง	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏวชิรเวศน์	รองประธานฝ่ายสนับสนุนการจัดระบบบริการ
น.อ.แพทย์หญิงหม่อมหลวงอภิรดี	กฤดากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายกฎหมาย
นายแพทย์ธราธร	ดุงคะสมิต	โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี	รองฝ่ายกฎหมาย
ดร.แพทย์หญิงณปภัช	อมรวิเชษฐ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เหรัญญิก
ว่าที่ร้อยตรี นายแพทย์ปิยะ	ประทีปเสนา	โรงพยาบาลราชวิถี	นายทะเบียน
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงชมพร	สีตะธนี	โรงพยาบาลรามาริบัติ	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ศรีชัย	ครุสันธิ์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงธนาทิพย์	ตันติวัฒน์	โรงพยาบาลศิริราช	คณะกรรมการกลาง
พ.อ.แพทย์หญิงศิรินทิพย์	ทรงวุฒิวิชัย	โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า	คณะกรรมการกลาง
นายแพทย์จิรศักดิ์	สุชาบุรณ์	โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี	คณะกรรมการกลาง
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงศศิกาญจน์	จำจด	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์นายแพทย์พิทยา	ด่านกุลชัย	โรงพยาบาลศิริราช	คณะกรรมการกลาง

คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

รองศาสตราจารย์นายแพทย์จักรพงษ์	จักกาทบตร	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	โรงพยาบาลรามารามิบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
ดร.แพทย์หญิงอนุสรรา	ประยงค์รัตน์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
นายแพทย์เพทาย	รอตละมูล	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ

คณะกรรมการฝ่ายวิจัย

รองศาสตราจารย์นายแพทย์เอกสิทธิ์	ธราวิชิตกุล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ประธานฝ่ายวิจัย
รองศาสตราจารย์นายแพทย์กุลธร	เทพมงคล	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์หญิงจิราพร	เสตกรณกุล	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
นายแพทย์ชัยรัตน์	โล่วณชเกียรติกุล	โรงพยาบาลรามารามิบัติ	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	โรงพยาบาลรามารามิบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์หญิงพิมพ์ขวัญ	กำเนิดศุภผล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร

คณะกรรมการฝ่ายสารสนเทศ

รองศาสตราจารย์นายแพทย์เต็มศักดิ์	พิงศรีตรี	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
รองศาสตราจารย์นายแพทย์หญิงกิตติ์วดี	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 คงธนารัตน์
รองศาสตราจารย์พลตรีแพทย์หญิงพรศรี คัดชอบ
รองศาสตราจารย์พลตรีนายแพทย์ประมุข พรหมรัตน์พงศ์
ศาสตราจารย์นายแพทย์พิทยภูมิ ภัทรนุภาพร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ประเสริฐ เลิศสงวนสินชัย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงสมใจ แดงประเสริฐ

อาจารย์อาวุโส สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงสายสงวน อุณห์นนท์
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
นายแพทย์ศักดิ์พิศิษฐ์ นวสิริ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์นพพล อัสวเมธา
ศาสตราจารย์นายแพทย์ทองปลิว เปรมปรี

แพทย์หญิงสุนันทา ศรีสุบัติ-พลอยส่องแสง
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์วิรัตน์ ไพรัชเวทย์
รองศาสตราจารย์นายแพทย์วรชัย ตั้งวรพงศ์ชัย
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงมณฑียร เปส
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
นายแพทย์ศักดิ์พิศิษฐ์ นวสิริ

Content

มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 29 ฉบับที่ 1 มกราคม - มิถุนายน 2566

- O3 คณะกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2564 - 2566
- O5 ที่ปรึกษาสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2564 - 2566
- O8 บรรณาธิการแถลง
- O1 การทบทวนชีวิตในผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยมะเร็งระยะท้าย: บทบาทของพยาบาลในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณ
Life review process in elderly people with end stage cancer: role of nurses in promoting spiritual well-being.
อัจฉรา วงศ์ณิตย์
- R1 การวิเคราะห์สาเหตุเพื่อป้องกันการหยุดพักการรักษาหรือยุติการรักษาก่อนจะครบตามแผนการรักษาของผู้ป่วยที่ฉายรังสีเพื่อการ
ประคับประคองในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
Analysis the causes of premature discontinuation of palliative radiotherapy: Experience at King Chulalongkorn
Memorial Hospital, Thai Red Cross Society
นุสรา อาภาเศรษฐกุล, ฐิติรัตน์ เตียหงษากุล, อภิสร สมบูรณ์ฐานะ, สิริพร ว่อง
- R12 การศึกษาย้อนหลังของผลการรักษาระยะยาวจากการฉายรังสีภายหลังการผ่าตัดโรคเมดัลโลบลาสโตมาในผู้ป่วยวัยรุ่นและวัยหนุ่มสาว
A retrospective review of the long-term outcomes of postoperative radiation therapy in adolescent and young
adult patients with medulloblastoma
วิศรา รงค์ทอง, อีรณีย์ ตริชัยรัมย์, นันทน์ สุนทรพงศ์, กุลธร เทพมงคล
- R23 การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานสำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลอง
การฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกราน
Establishment of typical dose levels for computed tomography of the pelvis region in radiotherapy simulation
procedures
ทินกร ดอนมูล, ธัญรัตน์ ชูศิลป์
- R34 ไฮเปอร์พารามิเตอร์ที่เหมาะสมของการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สังเคราะห์จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ลำรังสีกรวยด้วย
การเรียนรู้เชิงลึกชนิดยูเน็ตเพื่อเพิ่มคุณภาพของภาพสำหรับการรักษาเทคนิครังสีแบบปรับแผนในบริเวณศีรษะและลำคอ
Optimal hyperparameters of CBCT-based synthetic CT using U-net deep learning to improve image quality for
adaptive radiotherapy in the H&N region
ทิพาพร ปรการพิลาศ, แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์, กิตติพล เดชะวรกุล, อภิสร ดีหะรัง, จีรศักดิ์ คำพองเครือ
- R52 การเปรียบเทียบอัตราการรอดชีวิตระยะยาวระหว่างการฉายรังสี 2 มิติ และ 3 มิติ ร่วมกับยาเคมีบำบัดในการรักษาผู้ป่วยมะเร็ง
มะเร็งลำไส้ตรง ในโรงพยาบาลศิริราช
The comparative long term survival analysis of 2D conventional radiotherapy and 3D conformal radiotherapy
with adjuvant chemotherapy for patients with rectal cancer in Siriraj Hospital
เพ็ญทิพา เสรีพิทักษ์กุล, วุฒิสิริ วีรสรา

- R67 การทำนายการเปลี่ยนแปลงน้ำหนักตัวและปริมาตรของผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอระหว่างการรักษาด้วยการฉายรังสีชนิดปรับแต่งได้
Predicting patient body weight and volumes changes using machine learning for head and neck adaptive radiotherapy
ภาวดี สุปรียาพร, จีระศักดิ์ คำฟองเครือ, ศศิภาณจน์ จำจด, ทิตติวรรณ ประชานุกุล, สวนีย์ สันติวงศ์, ทศพร เพ็องรอด
- R89 การประเมินการทำงานหัววัดรังสีสองมิติชนิดไอออน สำหรับสอบทวนการวางแผนการรักษาผู้ป่วยด้วยเครื่องฉายรังสีโทโมเธอราปีรุ่น HDATM
An evaluation of two-dimensional array ion chambers for patient-specific quality assurance of Tomotherapy HDATM
สุนัดดา คำมาก, ศุภลักษณ์ ขจรคำ, พิมพ์พรรณ ช่างแก้ว, นวลจันทร์ สหพันธ์
- R108 การตรวจสอบปริมาณรังสีในการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้โดยใช้ซอฟต์แวร์อิสระ
Dose verification in brachytherapy by independent software
พศวีร์ พงศ์ปิยะประเสริฐ, อัญมณี พรหมธีระวงศ์, สรจรัส อุณหศิริ, นิชกานต์ ชาติชำนาญ
- R121 การประเมินวิธีการซ้อนทับภาพสำหรับการตรวจสอบภาพซีทีสังเคราะห์ในการวางแผนการรักษาด้วยรังสีโดยใช้เอ็มอาร์ไอเท่านั้น
Assessing image registration method for synthetic CT evaluation in MRI-only radiotherapy treatment planning
ปาริณา เอี่ยมวงษ์, สิทธิพงษ์ สุภาพงษ์, ลดาวัลย์ วรพฤษจากร, นภัสสร ธรรมรงค์กิจ, ชุติพร เจียรพินิจนันท์, ชานน พุทธนวรรณ์, เสาวนีย์ อัครมาติบุญ, ศุภลักษณ์ ขจรคำ



บรรณาธิการกลอง

เจ้าของ

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วัตถุประสงค์

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

นโยบายการพิจารณาบทความ

บทความทุกบทความจะต้องผ่านการพิจารณาโดยผู้ทรงคุณวุฒิในสาขาที่เกี่ยวข้องอย่างน้อย 2 ท่าน แบบผู้ทรงคุณวุฒิและผู้ที่ไม่ทราบชื่อท่านและกัน (double-blind review)

กำหนดออก

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

สำนักงานกองบรรณาธิการ

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

ที่ปรึกษา

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

บรรณาธิการ

ศ.นพ.ชาลิต เลิศบุญานุกุล

รองบรรณาธิการ

ผศ.(พิเศษ) พญ.ชนมวีภา นันทวิทยา
อ.พญ.ฐิติพร จารุเธียร
ผศ.ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม
อ.ดร.ทงเทพี ตั้งบุญดวงจิตต์
รศ.พญ.พิมพ์ขวัญ กำเนิดศุภผล

กองบรรณาธิการ

รศ.นพ.เอกสิทธิ์ อรวิจิตรกุล ผศ.ดร.สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์
ผศ.นพ.ธนพันธ์ พิรวงศ์ รศ.พญ.พณิพรรณ ทวีพิทักษ์
อ.นิภา ชุมสุวรรณ ผศ.พญ.จิราพร เสถียรณกุล
รศ.ลลิตา ตันติภูมิอมร อ.อ.ง ไซติพิพัฒน์
อ.แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์

ผู้ประสานงานกองบรรณาธิการ

ชั้นยศร์ม ติวรรณวงศ์

ฝ่ายศิลปกรรม

วรัญญา อาศัยศาสน์

ยินดีต้อนรับผู้วารสารสมาคมรังสีรักษามะเร็งแห่งประเทศไทย ฉบับล่าสุด ในขณะที่เราสำรวจภูมิทัศน์ของรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ที่พัฒนาตลอดเวลา เราพบว่ามีความก้าวหน้าที่ประสบความสำเร็จในสาขาของเรา ซึ่งมีส่วนช่วยในการพัฒนาการรักษาโรคมะเร็งในประเทศไทย ให้ดียิ่งขึ้น แพลตฟอร์มออนไลน์ของเราโดยความร่วมมือกับ TCI-Thaijo ช่วยให้เราสามารถเผยแพร่ความรู้ที่มีค่าไปยังผู้ชมที่กว้างขึ้น ส่งเสริมชุมชนแห่งความร่วมมือและการเรียนรู้

ในฉบับนี้ เราภูมิใจนำเสนอชุดบทความที่ครอบคลุมหัวข้อต่างๆ ที่หลากหลาย ซึ่งแสดงให้เห็นถึงความก้าวหน้าที่น่าตื่นเต้นในด้านรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา จากเทคโนโลยีที่ล้ำสมัยไปจนถึงนวัตกรรมทางคลินิก การมีส่วนร่วมเหล่านี้เน้นย้ำให้เห็นถึงความทุ่มเทและความเชี่ยวชาญของนักวิจัยแพทย์ และนักวิทยาศาสตร์ที่มุ่งมั่นที่จะยกระดับผลการรักษาโรคมะเร็งสำหรับผู้ป่วยทั่วประเทศไทย

ประเด็นสำคัญประการหนึ่งที่น่าสนใจคือบทบาทที่เพิ่มขึ้นของปัญญาประดิษฐ์ (AI) ในงานรังสีรักษา การผสมผสานรวมอัลกอริธึม AI เข้ากับการวางแผนการรักษาในการเพิ่มความแม่นยำ ประสิทธิภาพ และความปลอดภัยของผู้ป่วย

นอกจากนี้ ฉบับนี้ยังมีข้อมูลอัปเดตเกี่ยวกับการทดลองทางคลินิกและการศึกษาวิจัยที่จัดทำขึ้นภายในชุมชนรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาในประเทศไทย การศึกษาเหล่านี้ให้ความกระจ่างเกี่ยวกับประสิทธิภาพและความปลอดภัยของวิธีการรักษาแบบใหม่ ผลลัพธ์ระดับภูมิภาค และผลกระทบของปัจจัยทางเศรษฐกิจและสังคมต่อการรักษาโรคมะเร็ง โดยการแบ่งปันผลการวิจัยเหล่านี้ เราหวังที่จะช่วยอำนวยความสะดวกในการตัดสินใจตามหลักฐานและมีส่วนช่วยในความก้าวหน้าของการปฏิบัติงานด้านรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาในประเทศไทย

ขอแสดงความขอบคุณผู้เขียนที่มีส่วนร่วม ตลอดจนผู้ตรวจสอบและกองบรรณาธิการที่รับประกันคุณภาพและความสมบูรณ์ของเนื้อหาที่เผยแพร่ ความพยายามอย่างไม่รู้จักเหน็ดเหนื่อยเป็นเครื่องมือในการส่งเสริมวาทกรรมทางวิทยาศาสตร์และการเผยแพร่ความรู้ วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยทำหน้าที่เป็นเวทีสำหรับความร่วมมือแรงบันดาลใจ และการศึกษา เราขอเชิญทุกท่านสำรวจบทความที่หลากหลายในฉบับนี้ ขออวยพรให้ทุกท่านได้รับประสบการณ์การอ่านที่ให้ข้อมูลและสร้างแรงบันดาลใจ

การทบทวนชีวิตในผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยมะเร็งระยะท้าย:
บทบาทของพยาบาลในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณ
Life review process in elderly people with end stage cancer:
role of nurses in promoting spiritual well-being.

อัจฉรา วงศ์คณิตย์

การพยาบาลเฉพาะทางรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายการพยาบาล โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

อีเมล: an_annina@hotmail.com, atchara.wongkanit@gmail.com

Atchara Wongkanit

Division of Radiation Oncology Nursing. Nursing department.

King Chulalongkorn Memorial Hospital. Thai Red Cross Society.

E-mail: an_annina@hotmail.com, atchara.wongkanit@gmail.com

Submitted: Sep 7, 2022

Revised: Jan 26, 2023

Accepted: Feb 14, 2023

บทคัดย่อ

ความผาสุกทางจิตวิญญาณ (spiritual well-being) เป็นความรู้สึกรับรู้ถึงภาวะสุขสงบในจิตใจ ผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยมะเร็งระยะท้ายจะรับรู้ว่าเป็นโรคที่รักษาไม่หาย ชีวิตเข้าใกล้ความตาย และเกิดความรู้สึกสูญเสีย สับสน หมดคุณค่าในตนเอง มีความกังวลมากขึ้นเกี่ยวกับเป้าหมายในชีวิตที่ต้องเปลี่ยนไป เกิดความทุกข์ทรมานทางจิตวิญญาณ อาจเกิดภาวะซึมเศร้า แยกตัว ตลอดจนมีปฏิสัมพันธ์ลดลง

การส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็งระยะท้ายจะช่วยให้ผู้สูงอายุมีความเข้าใจในศักยภาพตนเองตามความเป็นจริงและยอมรับในสิ่งที่เป็นอย่างอยู่ สามารถเผชิญกับความเจ็บป่วยได้ และมีความพร้อมในการเตรียมตัวเพื่อเผชิญความตายในอนาคตได้ จึงเป็นบทบาทที่ท้าทายสำหรับพยาบาลในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณ การทบทวนชีวิต (life review) เป็นวิธีการหนึ่งที่สามารถช่วยเสริมสร้างหรือเพิ่มระดับความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยมะเร็งในระยะท้ายได้ รวมถึงสามารถเพิ่มศักยภาพของผู้สูงอายุในการเตรียมตัว วางแผนชีวิตในระยะเวลาที่เหลืออยู่เพื่อเผชิญความตายได้อย่างเหมาะสม ลดความลำบากใจของญาติและทีมผู้ดูแล ในการตัดสินใจแทนเมื่อเข้าสู่วาระสุดท้ายของชีวิต การส่งเสริมภาวะจิตวิญญาณด้วยการทบทวนชีวิตจึงเป็นการพัฒนาการดูแลแบบองค์รวม

คำสำคัญ: การทบทวนชีวิต, ความผาสุกทางจิตวิญญาณ, ผู้สูงอายุ, ผู้ป่วยมะเร็งระยะท้าย

Abstract

The spiritual well-being is the sense of calm and peacefulness in mind. The elderly with end-stage cancer will perceive that this condition is incurable, and they will have very limited time left in their life. They will have a sense of loss, confusion, and loss of dignity. Moreover, they will become increasingly anxious about their life goals which may abruptly change. Some may have depression, separation and poor relationship with other people.

By promoting the spiritual well-being in this group of patients could potentially help the terminally ill elderly to accept their conditions more easily, help them facing with the illness and preparing for the death. Life review process is one of the methods that help improve the spiritual well-being in elderly people with late-stage cancer. This method can be done by the caregiver including the nurse. If we incorporate this method in the caring process of the advanced stage elderly patients, it will reduce the stress of their relatives and caregiver. This method should be a part of holistic care

Keywords: Life Review, Spiritual well-being, elderly people, End-stage cancer patients

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): O1 - O15

บทนำ

ความผาสุกทางจิตวิญญาณ (spiritual well-being) ในผู้สูงอายุ เป็นความรู้สึกรับรู้ถึงภาวะสุขสงบในจิตใจในช่วงเวลาที่เหลืออยู่ ส่งผลต่อคุณภาพชีวิต (quality of life) จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมาพบว่า ผู้สูงอายุที่มีการเจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็งเมื่อมีอาการเปลี่ยนแปลงในทางที่แย่ลงจะมีความรุนแรงมากกว่าในวัยอื่น^[1] เนื่องจากผู้สูงอายุส่วนใหญ่มักเกิดความวิตกกังวลจากความไม่แน่นอนของชีวิต กลัวถูกทอดทิ้ง กลัวความเจ็บปวดและความตาย^[2-6] นำมาสู่การเกิดความทุกข์ทรมานทางจิตวิญญาณตามมา^[7] ความเปราะบางที่เกิดขึ้นจะทำให้ผู้สูงอายุพยายามแสวงหาวิธีทำให้ตนเองพ้นจากความทุกข์ทรมาน ต้องการสิ่งยึดเหนี่ยวจิตใจ เพื่อให้ตนเองมีความผาสุกทางจิตวิญญาณ^[8] มีความหวัง มีกำลังใจที่จะเผชิญปัญหาต่อสู้กับสภาวะที่ตนเองเป็นอยู่ได้อย่างมีความสุข ดังนั้นหากผู้สูงอายุรับรู้ว่าตนสามารถดำเนินชีวิตไปตามปกติ ประสบความสำเร็จตามเป้าหมายที่ตั้งใจไว้ จะเป็นผู้ที่มีความผาสุกทางจิตวิญญาณ

การดูแลแบบเป็นองค์รวม ประกอบด้วย การดูแลด้านร่างกาย จิตใจ สังคม และจิตวิญญาณ ซึ่งในปัจจุบันพบว่าที่ผ่านมาผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็งระยะท้ายส่วนมากจะได้รับดูแลแบบประคับประคอง (palliative care) มีการเน้นการดูแลร่างกายเป็นส่วนใหญ่ ให้การรักษาเมื่อมีอาการเปลี่ยนแปลง บรรเทาความทุกข์ทรมาน ยังขาดการดูแลด้านจิตใจและด้านจิตวิญญาณ ซึ่งเป็นหนึ่งในการดูแลแบบองค์รวมที่เป็นหัวใจสำคัญในการดูแลผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็งเช่นกัน^[9,10] ดังนั้น พยาบาลจึงจำเป็นต้องมีความรู้ความเข้าใจแนวคิดและการพยาบาลของความผาสุกทางจิตวิญญาณ โดยในที่นี้ผู้เขียนจะเน้นบทบาทของพยาบาลในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณ ด้วยการทบทวนชีวิต (life review) ซึ่งเป็นวิธีการหนึ่งที่สามารถช่วยส่งเสริมระดับ

ความผาสุกทางจิตวิญญาณในกลุ่มผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็งที่ได้รับการดูแลแบบประคับประคองได้

ความผาสุกทางจิตวิญญาณ

ความหมายความผาสุกทางจิตวิญญาณ

ความผาสุกทางจิตวิญญาณ (spiritual well-being) เป็นความรู้สึกของบุคคลว่าตนนั้นสามารถดำเนินชีวิตได้ตามปกติ มีเป้าหมายชีวิตและมีความสำเร็จตามความประสงค์ สื่อให้เห็นถึงความเข้มแข็งของจิตวิญญาณในปัจจุบัน^[11] มีความเกี่ยวข้องกันเป็นองค์รวม ประกอบด้วยความผาสุกที่สัมพันธ์กับเป้าหมายและความหมายของชีวิต ปฏิสัมพันธ์และการทำประโยชน์ต่อผู้อื่น ความเชื่อและศรัทธาในศาสนา^[4,12] หากบุคคลมีความเข้าใจในศักยภาพตนเองตามจริง และยอมรับในสิ่งที่เป็น โดยเฉพาะในกลุ่มผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคเรื้อรัง เมื่อมีความผาสุกทางจิตวิญญาณในระดับที่เหมาะสมจะทำให้สามารถเผชิญกับความเจ็บป่วยตลอดจนสามารถเตรียมตัวเพื่อเผชิญความตายได้อย่างเหมาะสม^[9] มีความสุขสงบยอมรับการตายได้^[13]

ในบริบทของต่างประเทศ Paloutzian และคณะ^[11] ได้ให้ความหมายของความผาสุกทางจิตวิญญาณ ว่าเป็นความรู้สึกของบุคคลที่สามารถดำเนินชีวิตได้ตามปกติ โดยมีเป้าหมายชีวิตและมีความสำเร็จตามความประสงค์ สื่อให้เห็นถึงความเข้มแข็งของจิตวิญญาณของบุคคล Hungelmann และคณะ^[14] กล่าวว่า ความผาสุกทางจิตวิญญาณ คือ ความรู้สึกในความสัมพันธ์ที่มีความสมบูรณ์ระหว่างตนเองกับคนอื่น ธรรมชาติ และสิ่งศักดิ์สิทธิ์ที่อยู่ในทุกช่วงเวลาทุกสถานที่ รวมทั้งสิ่งที่ประสบความสำเร็จจากกระบวนการที่เป็นพลวัตร นำไปสู่การรับรู้ เป็นจุดหมายและความหมายของชีวิตอย่างแท้จริง O'Brien และคณะ^[4] ได้ให้ความหมายไว้ว่าเป็นสิ่งที่เกี่ยวกับความเป็นองค์รวมของบุคคล ประกอบด้วย ความศรัทธาในศาสนา ความเข้าใจใน

ศักยภาพของตนเอง มองตนเองด้วยความไว้วางใจ เป็น ความรับรู้ที่อยู่ภายในทั้งหมด รวมไปถึงการมีปฏิสัมพันธ์ และยอมรับ

ในประเทศไทย ความผาสุกทางจิตวิญญาณมีผู้ ให้ความเห็นที่หลากหลาย โดยประเวศ วะสี^[15] ได้ให้ ความหมายของคำว่า “Spiritual well-being” หมายถึง สุขภาวะที่เกิดขึ้นเมื่อทำความดีหรือจิตสัมผัสกับสิ่งที่มี คุณค่าอันสูงสุด เช่น การเสียสละ มีความเมตตากรุณา เข้าถึงพระรัตนตรัย ความสุขทางจิตวิญญาณ เป็นความสุข ที่ไม่ปะปนอยู่กับความเห็นแก่ตัว เป็นสุขภาวะที่เกิดขึ้น เมื่อมนุษย์หลุดพ้นจากความมีตัวตน (self-transcending) จึงมีอิสระ มีความผ่อนคลาย มีความปิติแผ่ซ่าน มีความสุข อันประณีตล้ำลึกสบายอย่างยิ่ง สุขภาพดีมีผลดีต่อสุขภาพ ทางกาย ทางจิตและทางสังคม

สำหรับความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุ ธนิญา น้อยเปิง^[8] และ วิไลลักษณ์ ตันติตระกูล^[16] ได้ให้ ความหมาย ความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้ใหญ่และ ผู้สูงอายุในแนวทางเดียวกันไว้ว่า คือ ความรู้สึกส่วนลึก ในจิตใจ แสดงถึงภาวะสงบเป็นสุข มีความเข้มแข็งในจิตใจ ยอมรับความจริง มีเป้าหมายในชีวิต มีความหวัง ยอมรับ และพอใจในสิ่งที่เป็นอย่างอยู่ รู้สึกมั่นใจว่าตนเองมีความ สัมพันธ์กับสิ่งศักดิ์สิทธิ์ หรือสิ่งที่ยึดเหนี่ยว ประกอบด้วย ความผาสุกในสิ่งที่เป็นอย่างอยู่และความผาสุกในความศรัทธา ยึดมั่นทางศาสนา

ผู้สูงอายุส่วนมาก มีความต้องการด้านจิตวิญญาณใน สิ่งที่ทำให้ความหมายกับชีวิต^[17] สิ่งที่ทำให้ความหวัง และ กำลังใจตลอดจนตายอย่างสงบ เมื่อเข้าสู่วาระสุดท้ายของ ชีวิต

กล่าวโดยสรุป ความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุ ที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็ง เป็นความรู้สึกรับรู้ของบุคคลที่ อยู่ภายในจิตใจ มีความสุขสงบ เข้มแข็ง มีเป้าหมาย ยอมรับความจริง พึงพอใจในสิ่งที่เป็นอย่างอยู่ สามารถดำเนินชีวิต ได้ปกติ แม้ว่าอยู่ในสภาพที่เจ็บป่วย ตามสิ่งที่ตนเอง ยึดเหนี่ยว ความเชื่อ และความศรัทธา

องค์ประกอบของความผาสุกทางจิตวิญญาณ

องค์ประกอบที่สำคัญของ ความผาสุกทางจิตวิญญาณ มี 4 ด้าน^[11,14] ได้แก่ 1) ความหมายของชีวิต คือ การ ค้นหาเป้าหมาย และความหมายในชีวิตของบุคคล มีกระบวนการปรับตัวอยู่เสมอ ๆ เพื่อให้เหมาะกับตนเอง 2) ความสัมพันธ์ คือ การมีความรู้สึกเป็นเจ้าของ และรู้สึก เชื่อมโยงกับตนเอง ผู้อื่น รวมถึงพระผู้เป็นเจ้า หรือศาสนา ของศาสนาที่นับถือ 3) การทำประโยชน์ต่อผู้อื่น คือ ความรู้สึกมีความสุขกับสิ่งที่ได้ช่วยเหลือหรือทำประโยชน์ ให้ผู้อื่น เห็นคุณค่าของชีวิต เห็นคุณค่าในตนเองที่ได้ พึงกระทำสิ่งที่เป็นประโยชน์ต่อผู้อื่น มองวันเวลาเป็นสิ่งที่ มีคุณค่า มีความหมาย พึงพอใจชีวิตปัจจุบัน และ 4) ศรัทธาและความเชื่อในศาสนาหรือสิ่งที่นับถือ คือ การที่บุคคลมีความเชื่อมั่น ศรัทธา ตลอดจนประพฤติ ปฏิบัติตามหลักคำสอนตามศาสนา ความเชื่อ ขนบธรรมเนียม ประเพณี ค่านิยม หรือวัฒนธรรมในสิ่งที่ ตนนับถือ หรือศรัทธา ก่อให้เกิดความสุขสงบในจิตใจ

เมื่อผู้สูงอายุที่มีความผาสุกทางจิตวิญญาณในระดับ ที่เหมาะสมจะก่อให้เกิดประโยชน์ที่ขับเคลื่อนให้บุคคล มีการรับรู้ ยอมรับ ตลอดจนมีความสุขสงบ^[13] ทำให้เผชิญ กับความเจ็บป่วยได้ นำไปสู่การวางแผนในระยะท้าย ได้อย่างเหมาะสม^[18] และนำไปสู่การตายดีในที่สุด^[18,19] ตามปัจจัยพื้นฐานหลังเดิมของบุคคล อย่างไรก็ตาม ถึงแม้ ความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุจะมีแนวโน้มสูงกว่า วัยอื่น^[18] การเจ็บป่วยที่มีความรุนแรง หรืออาการกำเริบ ของโรคที่เกิดขึ้นบ่อยจะทำให้ความผาสุกทางจิตวิญญาณ ของผู้สูงอายุลดลง^[20,21] การได้รับการสนับสนุนทาง สังคม^[22] การมีสัมพันธภาพที่ดีกับครอบครัวหรือ บุคคลอื่น^[16,22-24] และการปฏิบัติตามสิ่งยึดเหนี่ยว ความเชื่อ หรือหลักธรรมความเชื่อทางพุทธศาสนา จะมี ความสัมพันธ์กับความผาสุกทางจิตวิญญาณสูง^[16,24,26-28] จึงมีการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณด้วยการ สร้างระบบสนับสนุนต่าง ๆ

กล่าวโดยสรุป ปัจจัยที่มีความสัมพันธ์กับความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็ง มีหลายปัจจัยร่วมกัน จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมา พบว่า ปัจจัยต่าง ๆ สามารถนำมาปรับใช้กับการพยาบาลได้อย่างอิสระในขอบเขตของวิชาชีพ เช่น จัดหา ส่งเสริม ให้การสนับสนุนในการปฏิบัติตามความเชื่อ ให้ความหวัง ให้กำลังใจ หรือการทบทวนชีวิต จะช่วยส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้ป่วยระหว่างที่เข้ารับการรักษาทันทีในโรงพยาบาลได้เป็นอย่างดี

การส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณ

การส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณ หรือการประคับประคองด้านจิตวิญญาณ (spiritual support) คือ การดูแลผู้ป่วยในกรณีที่น่าจะเกิดปัญหาในด้านจิตวิญญาณ พยาบาลควรให้โอกาสผู้ป่วยได้ระบายความรู้สึก ขวนสนทนาค้นหาข้อมูลเกี่ยวกับการปฏิบัติตามความเชื่อและความหวัง วางแผนการพยาบาล เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยสามารถปฏิบัติกิจกรรมเหล่านั้นได้อย่างเป็นปกติ โดยสามารถช่วยจัดสิ่งแวดล้อมให้มีความเหมาะสมเป็นส่วนตัวในการปฏิบัติกิจกรรมต่าง ๆ^[9]

ในบทบาทของพยาบาล กิจกรรมที่สามารถจัดเพื่อส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณให้แก่ผู้ป่วยได้แก่

1) การปฏิบัติตามความเชื่อ^[8] เช่น การสวดมนต์ (prayer) การทำสมาธิ (meditation) การทำละหมาด หรือการอ่านพระคัมภีร์ เป็นต้น^[29,30,31]

2) การสนับสนุนแหล่งของความหวังและกำลังใจ เช่น เป็นสื่อกลางช่วยติดต่อบุคคล หรือหาสิ่งของ หรือสัตว์เลี้ยงที่มีความหมายต่อบุคคลนั้น เพื่อมาช่วยเป็นกำลังใจ^[32]

3) การอ่านหนังสือธรรมะ (reading spiritual books) การอ่านหนังสือธรรมะหรือสื่อที่สนใจตามความเชื่อ เป็นการดูแลที่สำคัญที่พยาบาลสามารถทำเพื่อผู้ป่วยได้ ในกรณีที่ผู้ป่วยอ่านหนังสือไม่ได้พยาบาลอาจเป็นผู้อ่านหนังสือให้ผู้ป่วยฟังแทนได้^[9]

4) การใช้ดนตรี หรือศิลปะบำบัด (music and art therapy) ซึ่งมีหลายวิธี ประกอบด้วย การฟัง การร้อง การเล่น การเคลื่อนไหวให้สอดคล้องกับดนตรี การวาดภาพระบายสี สำหรับวิธีการที่นิยมที่สุดในผู้ป่วยเรื้อรังที่มีความปวดหรือความทุกข์ทรมาน คือ การฟัง เนื่องจากเป็นวิธีที่ทำให้รู้สึกสบายผ่อนคลายง่ายที่สุด ประโยชน์ที่ได้รับจากการใช้ดนตรีหรือศิลปะบำบัด คือ การปรับสภาพจิตใจให้อยู่ในสภาวะสมดุล มีมุมมองในเชิงบวก ผ่อนคลายความตึงเครียด ลดความวิตกกังวล ลดความตึงตัวของกล้ามเนื้อ ลดอาการเจ็บปวดจากสาเหตุต่าง ๆ ตลอดจนช่วยให้ได้แสดงออกของอารมณ์^[33-35]

5) การใช้สุนทรบำบัด (aroma therapy) เป็นการบำบัดรักษาหรือบรรเทาอาการจากการนำน้ำมันหอมระเหยจากธรรมชาติมาใช้ คุณสมบัติที่มีกลิ่นหอมและระเหยได้ ถูกสูดดมเข้าทางช่องจมูกและแปรเปลี่ยนเป็นสัญญาณไฟฟ้าเคมี ส่งผ่านไปยังสมองส่วนกลาง แทรกซึมผ่านผิวหนังไปยังส่วนต่าง ๆ ทำให้การทำงานของร่างกาย สมอง จิตใจและอารมณ์สมดุล บำบัดอาการต่าง ๆ เช่น ลดความเครียด ช่วยให้หลับสบาย กระตุ้นให้สดชื่น รู้สึกมีพลัง เป็นต้น นิยมนำมาใช้ในการอาบน้ำ นวด ประคบเย็น หรือสูดดม โดยกลิ่นที่นิยมใช้ได้แก่ ลาเวนเดอร์ เปเปอร์มินต์ ยูคาลิปตัส เลมอน วนิลา มะลิ โมก เป็นต้น^[36]

6) การทบทวนชีวิต (life review) การนำการทบทวนชีวิตมาใช้ในการส่งเสริมการดูแลด้านจิตวิญญาณที่ผ่านมามีผลเป็นวิธีการที่มีประสิทธิภาพในการลดภาวะซึมเศร้าในผู้ป่วย ทำให้รู้สึกว่าคุณค่าของตนเองมีความพึงพอใจในชีวิตมากขึ้น เมื่อมีการทบทวนชีวิตเป็นประจำ จะยังทำให้มีความสุขในชีวิตมากขึ้น^[37] และจะก่อให้เกิดผลเชิงบวกไม่ก่อให้เกิดอันตรายอีกด้วย^[38,39] การทบทวนชีวิตจึงเป็นการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณที่เหมาะสมกับผู้ป่วย

การทบทวนชีวิต

แนวคิดการทบทวนชีวิต

จากทฤษฎีจิตวิเคราะห์ในช่วงของการพัฒนาการระยะต่าง ๆ ของมนุษย์ตั้งแต่วัยเด็กจนถึงสูงอายุ Erikson^[40] ได้ให้แนวคิดเกี่ยวกับการทบทวนชีวิตไว้ว่าเป็นการแสดงให้เห็นถึงความชัดเจนเกี่ยวกับการประสบความสำเร็จและความล้มเหลวในชีวิตผ่านการมองย้อนกลับไปในอดีต โดยในวัยสูงอายุ เมื่อเข้าสู่วัยปลายของชีวิตจะสามารถระลึกถึงชีวิตของตนเอง คู่สมรส ครอบครัว เพื่อนสนิท การงานและหน้าที่อย่างชัดเจนมากขึ้น การทบทวนชีวิตทำให้ระลึกถึงความทรงจำในอดีตและความรู้สึกที่ผ่านมา ส่งผลทำให้รู้สึกว่าการมีชีวิตมีความหมาย พึงพอใจในชีวิต ทำให้เกิดการตัดสินใจในแก้ปัญหาที่ขึ้นในช่วงชีวิตวิกฤตของชีวิต

แนวคิดการทบทวนชีวิต (life review) ของ Butler และคณะ^[37,39] เป็นการย้อนคิดระลึกความทรงจำในอดีตของบุคคล เป็นหนึ่งในรูปแบบของการระลึกความหลัง (reminiscence) หากแต่มีความแตกต่างกันในการบำบัด โดยการระลึกความหลัง มีวัตถุประสงค์เพื่อกระตุ้นความทรงจำและอารมณ์ที่ผ่านมา โดยไม่มีแบบแผนหรือการวางกรอบในการสนทนา เพื่อให้บุคคลมีปฏิสัมพันธ์กับบุคคลรอบข้าง นิยมทำในผู้ที่มีภาวะสมองเสื่อม เพื่อพัฒนาและกระตุ้นความจำให้คงไว้ซึ่งทักษะการสื่อสารและปฏิสัมพันธ์ทางสังคม^[41] โดยการระลึกความหลังจะเน้นการทำให้รูปแบบของกลุ่มมากกว่า 2 คนขึ้นไป^[42]

การทบทวนชีวิต (life review) เป็นการบำบัดในบุคคลเพียงหนึ่งคนอย่างสมบูรณ์^[41] ผ่านการมองย้อนคิดกลับไปในอดีต ไตร่ตรองและทบทวนสะท้อนความรู้สึกของบุคคล โดยมีการวางกรอบในการทบทวนชีวิตอย่างเป็นระบบ ให้บุคคลเกิดการพิจารณาสิ่งที่เกิดขึ้นทำให้เกิดมุมมองใหม่ ปรับเปลี่ยนวิธีคิดเกี่ยวกับชีวิต เห็นมุมมองที่เคยมองข้าม^[41] ส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยมะเร็ง มุ่งเน้นทบทวนในสิ่งที่เป็นความภาคภูมิใจมีคุณค่า ความสำเร็จ

ในชีวิตที่ผ่านมา คิดถึงความทรงจำที่หายไป คิดและค้นหาคำตอบของการเผชิญเหตุการณ์จากอดีตถึงปัจจุบัน ส่งเสริมให้ผู้สูงอายุเข้าใจเหตุการณ์ที่เกิดขึ้น ส่งผลให้เตรียมพร้อมรับมือกับความตายที่จะมาถึงในระยะท้าย เสริมสร้างความแข็งแรงในตนเอง ผ่านการรับรู้ความรู้สึกประเมินชีวิต เข้าใจ และยอมรับ ส่งผลให้เกิดความพึงพอใจ สุขสงบ มีแรงจูงใจในการเตรียมความพร้อมเข้าสู่ระยะสุดท้าย^[37] และเผชิญความตายได้อย่างมีสติ ปราศจากความกลัวและวิตกกังวล^[43] โดยมีสื่อกลางช่วยในการทบทวน ได้แก่ อัลบั้มภาพ สมุดบันทึก การฟังเพลง ระลึกถึงประสบการณ์ในอดีต เป็นต้น^[44-48]

Butler ได้กล่าวว่า การทบทวนชีวิตอาจเป็นสิ่งที่ยากสำหรับในบางราย เพราะการย้อนกลับไปคิดเรื่องในอดีต อาจทำให้รู้สึกเจ็บปวด^[43] ทั้งนี้การทบทวนชีวิต ยังมีข้อจำกัดบางอย่าง เช่น อาจทำให้ร้องไห้ หรือได้คำตอบเกี่ยวกับเรื่องเศร้า ซึ่งสามารถแบ่งการทบทวนชีวิตในบุคคล 2 กลุ่ม คือ 1) กลุ่มผู้ที่มีปัญหาและมีความคิดที่สามารถหลีกเลี่ยงหรือจัดการกับปัญหาที่เกิดขึ้นในอนาคต และชีวิตจะประสบความสำเร็จในที่สุด แต่เมื่ออายุเพิ่มชั้ก็เข้าใจว่าชีวิตไม่ได้ประสบความสำเร็จในทุกเรื่องเสมอไป และความตายเป็นสิ่งที่ไม่สามารถหลีกเลี่ยงได้ 2) เป็นกลุ่มที่มีความรู้สึกผิด ซึมเศร้าวิตกกังวลจากความรุนแรงหรือบาดเจ็บในอดีต จนไม่สามารถนึกถึงเรื่องราวในอดีตได้ สะท้อนให้เห็นถึงความสิ้นหวัง ผู้ป่วยจะรู้สึกเสียใจ และต้องการเปลี่ยนแปลงชีวิต ไม่สามารถปรับตัวต่อสิ่งที่เผชิญอยู่ได้ ดังนั้น การทบทวนชีวิตจึงต้องใช้กลยุทธ์ในการบำบัดเพื่อให้เกิดผลลัพธ์ทางบวกในผู้ป่วยกลุ่มนี้ หากประสบความสำเร็จจะทำให้ผู้ป่วยเห็นคุณค่าในตนเอง^[43]

จากการศึกษาที่ผ่านมา พบว่า มีการนำการทบทวนชีวิตมาประยุกต์ใช้ในผู้ป่วยโรคมะเร็งในแถบประเทศเอเชีย เช่น ประเทศญี่ปุ่นและจีนมาแล้ว^[44-48] พบว่าการทบทวนชีวิตที่มีประสิทธิภาพจะส่งผลต่อการให้ความหมายของชีวิตที่เหลืออยู่ของผู้ป่วยมะเร็งระยะท้าย ตลอดจนช่วยบรรเทาความวิตกกังวล และบรรเทาภาวะซึมเศร้า

ส่งเสริมการเตรียมพร้อมเมื่อเข้าสู่ภาวะสุดท้ายของชีวิต และนำมาสู่การตายดีในที่สุด (good death) ในประเทศไทย มีการศึกษาการทบทวนชีวิตในผู้ป่วยที่มีภาวะซึมเศร้า^[42] ผู้สูงอายุโรคมะเร็ง และโรคอื่น ๆ เช่นกัน สิ่งที่สำคัญที่สุดจากคำบอกเล่าของผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็ง คือ การทบทวนทำให้เกิดการรับรู้ความรู้สึกในการให้ความหมายชีวิตในขณะที่เจ็บป่วยเพิ่มขึ้น นอกจากนี้ ยังพบว่า การทบทวนชีวิตในผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็ง โดยการสัมภาษณ์ผ่านคำถามเชิงบวกทั้ง 8 และนำมาสรุปเรื่องราวประทับใจลงในอัลบั้มเรื่องราวชีวิตพบว่า ความผาสุกทางจิตวิญญาณเพิ่มขึ้นอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ($p = .001$)^[44]

จากที่กล่าวมา แสดงให้เห็นว่าการทบทวนชีวิตเป็นวิธีการหนึ่งที่มีประสิทธิภาพในการดูแลด้านจิตวิญญาณในผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็งเป็นอย่างดี มีระดับความผาสุกทางจิตวิญญาณเพิ่มขึ้น ผู้ป่วยมีความพึงพอใจในชีวิตตนเองมากขึ้น หากมีการทบทวนชีวิตเป็นประจำ จะทำให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้มีความรู้สึกรับรู้ตนเองตามความเป็นจริงมากยิ่งขึ้น ตลอดจนมีความผาสุกในชีวิตมากขึ้นตามมา

การส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณในสูงอายุด้วยการทบทวนชีวิต

จากการศึกษาที่ผ่านมา ในประเทศญี่ปุ่น มีการศึกษาการทบทวนชีวิตโดยการสัมภาษณ์ผู้ป่วยมะเร็งระยะท้ายพบว่า ภายหลังได้พูดคุยและทบทวนเรื่องราวในวัยเด็ก เหตุการณ์ที่ประทับใจในอดีต เมื่อได้ปรับมุมมองชีวิตทำให้รู้สึกว่าตนเองมีความคิดในแง่บวกและมองว่าชีวิตมีความหมาย ส่งเสริมให้มีความผาสุกทางจิตวิญญาณและคุณภาพชีวิตเพิ่มขึ้น^[45] ต่อมามีการนำแนวคิดการทบทวนชีวิตของ Butler^[39] มาประยุกต์ใช้ในการดูแลผู้ป่วยมะเร็งพบว่า ภายหลังได้พูดคุยและทบทวนเรื่องราวเกี่ยวกับสิ่งที่สำคัญที่สุดในชีวิต อันได้แก่ บุคคล ความภาคภูมิใจ แรงบันดาลใจ ข้อคิดในการดำเนินชีวิต แล้วนำสรุป

เรื่องราวลงในอัลบั้มภาพส่วนตัว พบว่า ทำให้ผู้สูงอายุรู้สึกมีความผาสุกทางจิตวิญญาณเพิ่มขึ้น^[46,47] สอดคล้องกับการศึกษาในประเทศจีน ที่พบว่า การทบทวนชีวิตในผู้ป่วยมะเร็งระยะลุกลาม โดยการสัมภาษณ์เชิงลึกในผู้สูงอายุทำให้ระดับความผาสุกทางจิตวิญญาณเพิ่มขึ้น เพิ่มศักยภาพของผู้สูงอายุในการเตรียมตัว วางแผนชีวิตในระยะเวลาที่เหลืออยู่เพื่อเผชิญความตายได้อย่างเหมาะสมเมื่อเข้าสู่ภาวะสุดท้ายของชีวิต ทั้งนี้สามารถนำไปประยุกต์ให้เหมาะสมกับบริบทของสังคมและประเพณีของแต่ละประเทศ^[48]

สำหรับในประเทศไทย ส่วนมาก ผู้สูงอายุมักจะได้รับการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณด้วยการปฏิบัติตามหลักพุทธศาสนา กิจกรรมผ่อนคลาย เช่น ดูแลบุตรหลาน ทำงานอดิเรก สนทนาแลกเปลี่ยนความคิดเห็นภายในกลุ่ม ผู้สูงอายุ^[21,49-52] ตลอดจนการใช้แนวคิดการทบทวนชีวิตเป็นวิธีการเพื่อช่วยส่งเสริมให้เกิดความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุโรคมะเร็งระยะท้ายได้^[44]

โดยทั่วไปผู้สูงอายุมักจะชอบคิดและพูดถึงอดีต อยู่เสมอ สอดคล้องกับวิธีการทบทวนชีวิต ซึ่งเป็นกระบวนการคิด และไตร่ตรองถึงเรื่องราวชีวิตในอดีต นำเอาความรู้สึก และสะท้อนคิด จนเกิดมุมมองใหม่ เป็นการบำบัด (therapeutic) ผู้ที่มีความรู้สึกขัดแย้งในตนเอง ทำให้เกิดการยอมรับและเข้าใจความหมายชีวิต โดย Butler กล่าวว่า ธรรมชาติของบุคคลจะพัฒนาอย่างต่อเนื่องได้ โดยผ่านการย้อนกลับไปสู่ความรู้สึกในจิตสำนึกประสบการณ์ในอดีต ปรับเปลี่ยนวิธีการคิดมาเป็นแนวทางชีวิตในปัจจุบันตามลักษณะของแต่ละบุคคล^[41]

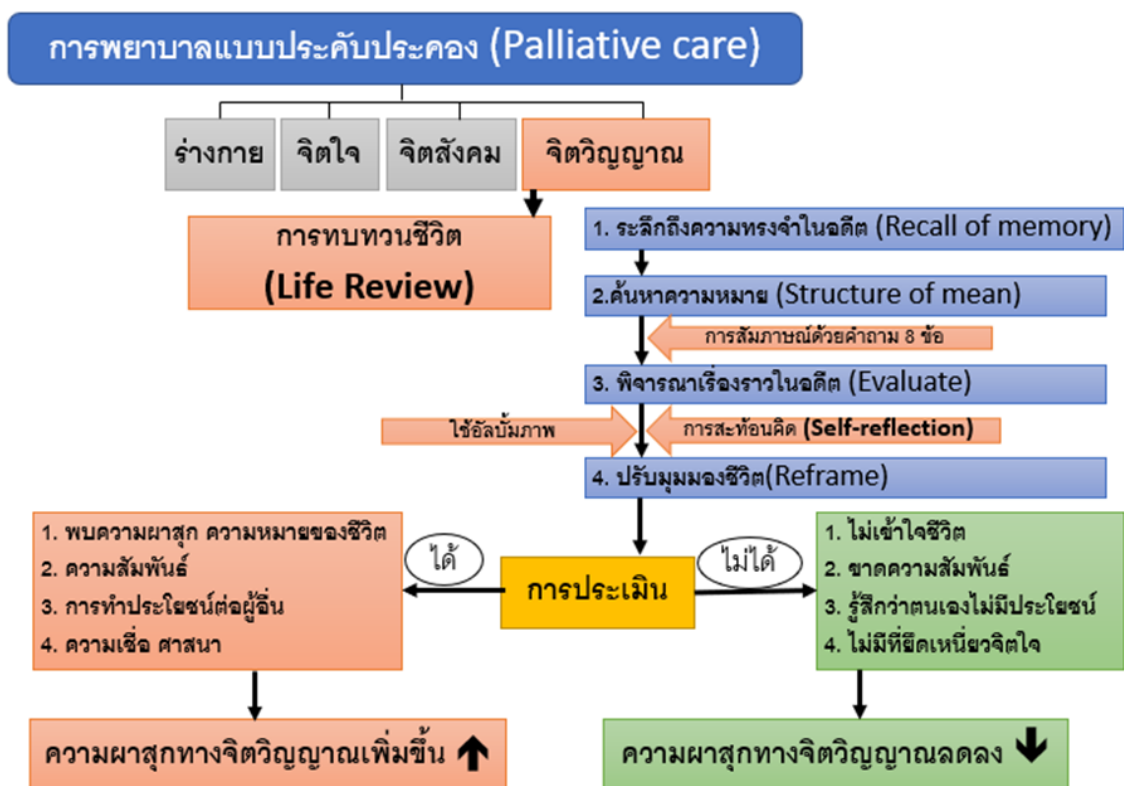
ดังนั้น การส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุด้วยการทบทวนชีวิตในที่นี้ จึงเป็นการคิดถึง ความทรงจำในอดีต ย้อนคิด และระลึกถึงเรื่องราวต่างๆ มีเป้าหมาย เพื่อเพิ่มระดับความผาสุกทางจิตวิญญาณ โดยการไตร่ตรองทบทวนสิ่งที่เป็นความภาคภูมิใจและมีคุณค่า ผ่านการรับรู้ และสะท้อนความรู้สึก เสริมสร้างความแข็งแกร่งภายใน ก่อให้เกิดความเข้าใจ การยอมรับ

พึงพอใจ สุขสงบ สามารถเผชิญความตายที่จะมาถึง โดยปราศจากความกลัววิตกกังวล เกิดแรงจูงใจในการเตรียมพร้อมเข้าสู่ระยะท้ายได้อย่างเหมาะสม^[37,41] โดยมีสื่อกลาง ได้แก่ การทำอัลบั้มภาพเรื่องราวชีวิต

บทบาทพยาบาลในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณด้วยการทบทวนชีวิต

ในปัจจุบันการทบทวนชีวิตเป็นบทบาทหนึ่งที่จะช่วยส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณ (Spiritual Nursing intervention) ด้วยการระลึกถึงอดีตผ่านการสัมภาษณ์ ด้วยคำถามเชิงบวก พิจารณาเรื่องราวต่าง ทำให้เกิดการสะท้อนความคิด ร่วมกับมีสื่อกลางในการช่วยทบทวนชีวิต จนทำให้บุคคลเกิดการปรับเปลี่ยนมุมมองใหม่เข้าใจ

และยอมรับตนเองได้ตามสภาพความเป็นจริง หากบุคคลไม่สามารถปรับมุมมองชีวิตได้จากเดิม จะทำให้บุคคลรู้สึกมีคุณค่าในตนเองลดลง ไม่เข้าใจชีวิต ขาดปฏิสัมพันธ์กับคนรอบข้าง รู้สึกว่าตนเองไม่มีประโยชน์ ไม่มีที่ยึดเหนี่ยวทางใจ ในทางตรงกันข้ามเมื่อบุคคลสามารถปรับมุมมองชีวิตของตนเองได้ จะส่งเสริมให้ค้นพบความหมายของชีวิต เห็นคุณค่า รู้สึกภูมิใจในตนเอง มีสัมพันธภาพที่ดีกับสิ่งรอบข้าง เกิดความเข้มแข็งภายใน เกิดความสุขสงบ รวมถึงสามารถเพิ่มศักยภาพในการเตรียมตัว วางแผนชีวิต ในระยะเวลาที่เหลืออยู่เพื่อเผชิญความตายได้อย่างเหมาะสมปราศจากความกลัวและความกังวล ทำให้มีความผาสุกทางจิตวิญญาณเพิ่มขึ้น^[39] ดังแสดงในภาพที่ 1



ภาพที่ 1: กลไกการเพิ่มระดับความผาสุกทางจิตวิญญาณนำมาจาก การศึกษาผลของโปรแกรมการทบทวนชีวิตต่อความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้สูงอายุโรคมะเร็งระยะสุดท้าย^[44]

จากที่กล่าวมาข้างต้น บทบาทพยาบาลในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณที่ผ่านมาในประเทศไทย โดยส่วนมากจะเน้นการส่งเสริมด้านความเชื่อตามหลักพระพุทธศาสนา รวมถึงการสนับสนุนตามความชอบของบุคคล เช่น การใช้ดนตรีหรือศิลปะบำบัด ในขณะที่ผู้ป่วยมีความหลากหลายทั้งทางศาสนา ความเชื่อ และวัฒนธรรม การเล็งเห็นความสำคัญของจุดร่วมในผู้สูงอายุ ไร้ความเร่งรีบโดยมองข้ามความแตกต่างดังกล่าวนั้น การทบทวนชีวิตจึงเป็นสิ่งที่พยาบาลสามารถจัดทำและส่งเสริมได้ในผู้ป่วยทุกราย ในที่นี้ผู้เขียนได้นำแนวคิดการทบทวนชีวิต (life review) ของ Butler^[39] โดยประยุกต์จาก Ando^[47] ในโปรแกรมการพยาบาลแบบประคับประคองที่เน้นการทบทวนชีวิตโดยใช้กระบวนการพยาบาล (nursing process) เป็นพื้นฐานในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้สูงอายุ แสดงดังภาพที่ 2 ซึ่งสามารถแบ่งได้ทั้งสิ้น 3 ขั้นตอน ดังนี้

ระยะที่ 1 ระยะเตรียมการ เริ่มจากการคัดกรองผู้ป่วยเข้าสู่งการพยาบาลแบบประคับประคอง โดยพยาบาลเจ้าของไข้ประเมินสุขภาพ (health assessment) โดยมุ่งเน้นประเมินในมิติจิตวิญญาณ (spiritual assessment)^[53] ด้วยการสังเกตและสัมภาษณ์ ใช้เครื่องมือประเมินระดับความผาสุกทางจิตวิญญาณ และแบบประเมินความต้องการการดูแลด้านจิตวิญญาณสำหรับผู้ป่วยระยะท้ายในบริบทวัฒนธรรมไทยวิเคราะห์ ค้นหาปัญหาผู้ป่วยและครอบครัว จากนั้น ตั้งข้อวินิจฉัยทางการพยาบาลด้านจิตวิญญาณ (spiritual nursing diagnosis) ให้สอดคล้องกับปัญหาผู้ป่วยเฉพาะราย นำมาสู่การวางแผนการพยาบาลด้านจิตวิญญาณ (spiritual nursing planning) ดูแลอาการร่วมกับผู้ป่วย ครอบครัวและทีมสหวิชาชีพที่สอดคล้องกับเป้าหมายและลำดับความสำคัญ

ระยะที่ 2 การดำเนินการดูแล พยาบาลเจ้าของไข้มีการนำแผนการพยาบาลลงสู่การปฏิบัติ (implemen-

tation of nursing care plan) โดยให้การพยาบาลส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณด้วยการทบทวนชีวิต (life review) ปฏิบัติการพยาบาล ด้านจิตวิญญาณ (spiritual nursing intervention) อย่างครอบคลุมแบบองค์รวม ตั้งแต่แรกเริ่ม ขณะเจ็บป่วยอยู่โรงพยาบาล จนกระทั่งวาระสุดท้ายของชีวิตให้จากไปอย่างสมศักดิ์ศรีความเป็นมนุษย์ ดำเนินการดูแลตามแผนการพยาบาลทบทวนชีวิต ผ่านการสัมภาษณ์ด้วยคำถามเชิงบวก 8 ข้อ ซึ่งเป็นการทบทวนชีวิตด้วยการสัมภาษณ์ ให้ผู้สูงอายุเล่าเหตุการณ์สำคัญเกี่ยวกับประสบการณ์ชีวิตด้านบวก เพื่อให้ระลึกถึงช่วงเวลาที่มีความสุขและค้นหาความสำเร็จของชีวิตผ่านการสัมภาษณ์ด้วยคำถามเชิงบวก 8 ข้อ ได้แก่ (1) อะไรคือสิ่งสำคัญที่สุดในชีวิต พร้อมเหตุผล (2) ความทรงจำที่น่าประทับใจที่สุดคืออะไร (3) เหตุการณ์ใดหรือบุคคลใดมีผลต่อชีวิตของคุณที่มากที่สุด (4) บทบาทที่สำคัญที่สุดในชีวิตของคุณคืออะไร (5) ช่วงเวลาที่นำภาคภูมิใจที่สุดในชีวิตของคุณ (6) มีเรื่องราวอะไรเกี่ยวกับตัวคุณที่ครอบครัวต้องทราบบ้าง (7) คุณต้องการจะบอกอะไรกับคนในครอบครัวและอยากให้จดจำ (8) คำแนะนำหรือข้อคิดในการดำเนินชีวิตที่คุณอยากบอกแก่ครอบครัว/คนรุ่นหลัง ภายหลังการตอบคำถามของผู้สูงอายุ ที่ผ่านการทวนสอบความเข้าใจที่ตรงกัน ผู้สูงอายุสามารถเพิ่มเติมหรือแก้ไขสะท้อนในสิ่งที่ประทับใจช่วงเวลาที่มีความสุขและความสำเร็จได้ จากนั้นนำคำตอบที่ได้มาสร้างสิ่งกระตุ้นโดยการใช้อัลบั้มภาพเรื่องราวชีวิต (life story album) เพื่อส่งเสริมการรับรู้ความผาสุกผ่านสิ่งกระตุ้นให้ผู้สูงอายุได้เห็นเรื่องราวและภาพความทรงจำที่ประทับใจ ในช่วงเวลาที่มีความสุขอย่างชัดเจน กระตุ้นให้เกิดความเชื่อมโยงเข้าสู่เหตุการณ์ในปัจจุบัน ผ่านการย้อนคิดระลึก (recall) ความทรงจำ (memories) โดยการมองย้อนกลับไปในอดีต ไตร่ตรอง ทบทวน และสะท้อนความรู้สึกของตนเอง (self-reflection) พิจารณาสິ่ที่เกิดขึ้น ทำให้เกิดมุมมองใหม่ปรับเปลี่ยนวิธีคิดเกี่ยวกับชีวิต เห็นมุมมองที่เคยมองข้ามจากสิ่งที่ได้ทบทวนชีวิต

ภายหลังการประเมินผลแล้ว พยาบาลเจ้าของไข้ควรเปิดโอกาสให้ผู้ป่วยได้ร่วมแสดงความคิดเห็นที่ต้องการ รวมทั้งสนับสนุนให้ผู้ป่วยมีส่วนร่วมวางแผนในวาระท้ายของชีวิต เป็นการดูแลอย่างต่อเนื่อง ตลอดจนนำมาสู่การวางแผนการดูแลล่วงหน้าของผู้ป่วยได้ (advance care plan: ACP) ทั้งนี้ภายหลังเสร็จสิ้นกิจกรรม พยาบาลสามารถประสานงาน และส่งต่อข้อมูลให้กับทีมการดูแลประคับประคองร่วมกับทีมสหสาขาวิชาชีพอื่น ๆ

ข้อเสนอแนะ

จากที่กล่าวมาการพยาบาลผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยโรคมะเร็งระยะท้าย ในกลุ่มที่เข้ารับการพยาบาลแบบประคับประคอง โดยทั่วไปการจะเน้นการประเมินติดตาม และเฝ้าระวังอาการผู้ป่วยและครอบครัวให้ได้รับการรักษาตามแผนการรักษา เมื่อผู้ป่วยมีอาการเปลี่ยนแปลง และช่วยเหลือบรรเทาความทุกข์ทรมานจากอาการ ดูแลความสุขสบายตอบสนองความต้องการทางด้านร่างกายเป็นส่วนใหญ่ ซึ่งแตกต่างจากการพยาบาลประคับประคองในโปรแกรมที่เน้นการตอบสนองความต้องการด้านจิตวิญญาณด้วยการทบทวนชีวิต ส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณในระยะของการดำเนินการดูแล ผ่านการสัมภาษณ์ด้วยข้อคำถามเชิงบวก 8 ข้อ รวมทั้งผ่านสิ่งกระตุ้นโดยการทำอัลบั้มภาพ

การส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุต้องคำนึงถึงช่วงระยะเวลาในการเข้าหาผู้ป่วย พยาบาลจะต้องเข้าหาผู้สูงอายุในช่วงของการเปลี่ยนผ่าน (transitional) ที่มีระดับคะแนน Palliative Performance Scale (PPS) ร้อยละ 40-60 คือ ระยะที่ผู้ป่วยยังมีความรู้สึกตัวดี มีความสามารถในการดูแลตนเองมีสติสัมปชัญญะในการพิจารณาทางเลือกในการรักษาดังนั้น หากพยาบาลเจ้าของไข้ หรือผู้ที่มีความสนใจจะนำการทบทวนชีวิตไปประยุกต์ใช้ ผู้ป่วยทุกรายที่ได้รับการทบทวนชีวิตจึงจำเป็นต้องอยู่ในระยะนี้ เพื่อความเหมาะสมในระดับการรู้สติ และพิจารณาวางแผนในการดูแลล่วงหน้า

นอกจากนี้การมีส่วนร่วมของครอบครัวเป็นสิ่งที่สำคัญในช่วงของการทบทวนชีวิต ที่จะทำให้ผู้ป่วยสูงอายุสามารถบอก หรือแสดงความต้องการของตนเองได้มากหรือน้อยเพียงใด ดังนั้น บทบาทของพยาบาลในการดูแลแบบประคับประคองที่เน้นการทบทวนชีวิตจึงเป็นสิ่งสำคัญ ที่มุ่งเน้นให้การพยาบาลเพื่อลดความทุกข์ทรมานทางด้านจิตวิญญาณอย่างเข้าใจและเข้าถึงความเป็นบุคคลอย่างแท้จริง

สรุป

ผู้สูงอายุที่เจ็บป่วยด้วยมะเร็งระยะท้าย มีความต้องการการดูแลด้านจิตวิญญาณ ไม่ยิ่งหย่อนไปกว่าการดูแลด้านร่างกาย ซึ่งเป็นหัวใจสำคัญในการดูแลแบบประคับประคอง สำหรับในผู้สูงอายุที่ได้รับการวินิจฉัยว่าเป็นมะเร็งระยะท้าย ผู้สูงอายุมักจะมีอาการแปรปรวนมากกว่าในวัยอื่น ย่อมมีความต้องการการดูแลด้านจิตวิญญาณมากขึ้น บทบาทของพยาบาลในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณจึงเป็นบทบาทที่ทำทนายอย่างหนึ่ง การพยาบาลด้านจิตวิญญาณ มีความหลากหลายในการดูแล ทั้งนี้ต้องคำนึงถึงปัจจัย ความเชี่ยวชาญ และความเป็นไปได้ในการร่วมมือของผู้ป่วย เพื่อให้บรรลุเป้าหมายของการพยาบาล และผลลัพธ์ของการดูแล ทั้งนี้การทบทวนชีวิต (life review) เป็นทางเลือกหนึ่งที่ช่วยเสริมสร้าง และเพิ่มระดับความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุได้ เนื่องจากการทบทวนชีวิตทำให้ระดับความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้สูงอายุเพิ่มขึ้น

กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgements)

ขอขอบพระคุณ ผศ.พญ.กิตติวดี คักดีศรีชัย และฝ่ายการพยาบาล โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ที่ทำให้บทความครั้งนี้มีความสมบูรณ์และเป็นประโยชน์ต่อการพัฒนาแนวทางในการส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้สูงอายุ ขอขอบคุณผู้อำนวยการโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ หัวหน้าพยาบาล ฝ่ายการ

พยาบาล หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา หอผู้ป่วยใน
ติ่งว่องวานิช ที่ให้การสนับสนุนเป็นพื้นที่ของการศึกษา
และให้การพยาบาลแก่ผู้ป่วยมะเร็งทุกราย และทุกท่านที่

ให้ความร่วมมือในการดำเนินกิจกรรมต่าง ๆ จนสำเร็จ
ลุล่วงไปได้ด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

1. วิจิตรา กุสุมภ์. การพยาบาลผู้ป่วยวิกฤติ:
แบบองค์รวม. (พิมพ์ครั้งที่ 3). กรุงเทพฯ: ห้าง
หุ้นส่วนสามัญนิติบุคคล สหประชาพาณิชย์;
2551.
2. Mahon SM, Casperson DS. Psychosocial
concerns associated with recurrent
cancer. Cancer pract.1994; 3: 372-380
3. Taylor EJ. Prevalence and Associated
Factors of Spiritual Needs Among
Patients With Cancer and Family
Caregivers. Oncol Nur Forum. 2006; 33:
729-735.
4. O'Brien ME. Spiritual in nursing: standing
on holy ground. Sudbury, Mass: Jones
and Bartlett publishers; 2008.
5. Carroll-Johnson RM, Gorman LM, Bush
NJ. Psychosocial nursing care along the
cancer continuum. 2nd Edition.
Pittsburgh, Pennsylvania: Oncology
Nursing Society; 2006.
6. ณฤดี กิจทวี. ประสบการณ์ด้านจิตใจของผู้ป่วย
โรคมะเร็งระยะลุกลาม. [วิทยานิพนธ์ปริญญา
มหาบัณฑิต สาขาจิตวิทยาการปรึกษา].
กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2552.
7. Higginson IJ, Costantini M. Dying with
cancer, living well with advanced cancer.
Eur J Canc. 2008 ;44: 1414-24
8. ธัญญา น้อยเปียง. การรับรู้ความรุนแรงของ
การเจ็บป่วย การสนับสนุนทางสังคม และความ
ผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม.
[วิทยานิพนธ์ปริญญามหาบัณฑิต]. เชียงใหม่:
บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยเชียงใหม่; 2545.
9. ทศนีย์ ทองประทีป. พยาบาลเพื่อนร่วมทุกข์
ผู้ป่วยระยะสุดท้าย. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ:
วี.พรินท์; 2552
10. O'Brien ME. Parush nursing: Meeting
spiritual need of elders near the end of
life. J Christ Nurs. 2006; 23: 28-33.
11. Paloutzian RF, Ellison CW. Loneliness,
spiritual well-being and the quality of life.
In Peplau LA, Perlman D, (Eds). Loneliness:
A sourcebook of current theory, research
and therapy. New York: John Wiley &
Sons; 1992. p. 224-36.
12. Dunn KS. Development and psychometric
testing of a new geriatric spiritual well-
being scale. Int J Older People Nurs.
2008;3:161-9.

13. Skevington SM, Böhnke JR. How is subjective well-being related to quality of life? Do we need two concepts and both measures? Soc Sci Med. 2018;206: 22-30.
14. Hungelmann J, Kenkel-Rossi E, Klassen L, Stollenwerk R. Focus on Spiritual Well-Being: Harmonious interconnectedness of mind-body-spirit-use of the JAREL Spiritual Well-Being Scale. Geriatr Nurs. 1996;17:262-6.
15. ประเวศ วะสี. สุขภาวะทางจิตวิญญาณ. กรุงเทพฯ: หมอชาวบ้าน; 2544.
16. วิไลลักษณ์ ตันติตระกูล และสุรีพร ธนศิลป์. ปัจจัยที่มีความสัมพันธ์กับความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้ป่วยมะเร็งระยะสุดท้าย. วารสารการแพทย์แผนไทยและการแพทย์ทางเลือก 2552; 2: 27-35.
17. จินต์จุฑา รอดพาล, จิราพร เกศพิชญวัฒนา และวาสนี วิเศษฤทธิ์. มุมมองของความตายของผู้สูงอายุจากมุมมองของผู้สูงอายุไทยพุทธ. วารสารวิชาการสาธารณสุข. J Thai Trad Alt Med. 2550; 16: 924-933.
18. Kaczorowski JM. Spiritual well-being and anxiety in adults diagnosed with cancer. Hosp J. 1989; 5: 105-116.
19. พระไพศาล วิสาโล. การช่วยเหลือผู้ป่วยระยะสุดท้ายโดยวิธีแบบพุทธ ในไพศาล ลัมสสิตและอภิราช ชันธเสน (บรรณาธิการ). ก่อนวันผัดใบหนังสือแสดงเจตนาการจากไปในวาระสุดท้าย. พิมพ์ครั้งที่ 2. กรุงเทพฯ: เอ็มมีเอ็นเตอร์ไพรส์; 2552: 27-48.
20. ชินัน บุญเรืองรัตน์. ความผาสุกทางจิตวิญญาณและความสุขของผู้สูงอายุในศูนย์พัฒนาการจัดสวัสดิการสังคมผู้สูงอายุบ้านบางแค. [วิทยานิพนธ์วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาสุขภาพจิต ภาควิชาจิตเวชศาสตร์ คณะแพทยศาสตร์]. กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2551.
21. บุปผา ชอบใช้. ความต้องการด้านจิตวิญญาณของผู้สูงอายุที่ป่วยด้วยโรคมะเร็ง. [วิทยานิพนธ์พยาบาลศาสตรมหาบัณฑิต]. ขอนแก่น: คณะพยาบาลศาสตร์มหาวิทยาลัยขอนแก่น; 2537.
22. Jenko M, Gonzalez L, Alley P. Life review in critical care: Possibilities at the end of life. Critical Care Nurse. 2010; 30: 17-27.
23. ศรีรัตน์ กีนวงศ์ และบุญญณีน เชื้อนเพ็ชร. ความผาสุกด้านจิตวิญญาณของผู้ป่วยเรื้อรังระยะสุดท้าย. CRMJ. 2559; 8: 131-137.
24. สุชีรา เกตุคง, สมจิต หนูเจริญกุล, Ruth McCorkle, ชูเกียรติ วิวัฒนวงศ์เกษม, อธิราภรณ์ จันดา และวิชัย อิทธิชัยกุลพล. ประสพการณ์การเผชิญอาการ การดูแลแบบประคับประคอง และความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้ป่วยมะเร็งระยะลุกลาม. วารสารวิจัยทางการแพทย์. 2553; 14: 219-234.
25. ณวิวรรณ ไพรวลัย. ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยส่วนบุคคล การปฏิบัติกิจกรรมทางศาสนา พฤติกรรมการดูแลทางพยาบาลกับความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้ป่วยโรคเอดส์โรงพยาบาลบาราศนราดรุ. [วิทยานิพนธ์ปริญญาโทมหาบัณฑิต สาขาบริหารการพยาบาล คณะพยาบาลศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย]. กรุงเทพฯ: จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; 2540.

26. Boman E, Gustafson Y, Häggblom A, Santamäki Fischer R, Nygren B. Inner strength-associated with reduced prevalence of depression among older women. *Aging Ment Health*. 2015; 19: 1078-1083.
27. Nygren B. Inner strength among the oldest old. A good aging. Umeå University, Medical Dissertations (Dept. Nursing). New series. 2006; 1065-1066.
28. Viglund K, Jonsén E, Lundman B, Strandberg G, Nygren B. Inner strength in relation to age, gender and culture among old people—a cross-sectional population study in two Nordic countries. *Aging Ment Health*. 2013; 17: 1016-1022.
29. พรทิพย์ ปุกหุด และทิตยา พุฒิกามิน. ผลของการสวดมนต์บำบัดต่อความวิตกกังวลและความผาสุกทางจิตวิญญาณในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมระยะรับการรักษา. *วารสารสมาคมพยาบาลสาขากะทันหันออกเฉียงเหนือ. ขอนแก่น: คณะพยาบาลศาสตร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น*. 2555; 30: 122-130.
30. อารยา เจริญกุล, ลินจง โพธิบาล, โรจน์จินตนาวัฒน์ และส่งเสริม แสงทอง. การส่งเสริมปัญญา: การวิจัยแบบทดลองทางคลินิกของโปรแกรมตามหลักพุทธศาสนาสำหรับผู้ที่เป็นมะเร็งระยะสุดท้าย. *Pacific Rim Int J Nurs Res*. นนทบุรี: 2558; 19: 202-217.
31. สมพร ปานผดุง. ผลของโปรแกรมส่งเสริมความผาสุกทางจิตวิญญาณด้วยหลักพุทธธรรมต่อความผาสุกทางจิตวิญญาณของญาติผู้ดูแลผู้ป่วยมะเร็งทางนรีเวชระยะลุกลามในโรงพยาบาล. *วารสารสภาการพยาบาล*. กรุงเทพฯ. 2558; 30: 17-27.
32. เนตรลาวัลย์ เกิดหอม. ผลของโปรแกรมการสร้างสัมพันธ์ภาพในครอบครัวต่อความรู้สึกมีคุณค่าในตนเองและความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมอง. [วิทยานิพนธ์พยาบาลศาสตรมหาบัณฑิต]. ชลบุรี: บัณฑิตวิทยาลัย. มหาวิทยาลัยบูรพา; 2548.
33. จิราภี สุนทรกุล ณ ชลบุรี. ผลของดนตรีบำบัดต่อความวิตกกังวลและความปวดในผู้ป่วยมะเร็ง. [วิทยานิพนธ์ปริญญาพยาบาลศาสตรมหาบัณฑิต สาขาการพยาบาลผู้ใหญ่]. กรุงเทพฯ: บัณฑิตวิทยาลัย. มหาวิทยาลัยมหิดล; 2546.
34. วัลลภา สังข์โสภณ. ผลของดนตรีต่อความเจ็บปวดและความทุกข์ทรมานในผู้ป่วยมะเร็ง. [วิทยานิพนธ์ปริญญาพยาบาลศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาพยาบาลศาสตร์]. กรุงเทพฯ: บัณฑิตวิทยาลัย. มหาวิทยาลัยมหิดล; 2536.
35. Bailey LM. The Effects of Live Music Versus Tape-recorded Music on Hospitalized Cancer Patients. *Music Therapy*. 1983;3: 17-28.
36. พิมพ์ สีสภาพพิสิฐ. สุนทรบำบัด Aroma-therapy. เชียงใหม่: มหาวิทยาลัยเชียงใหม่; 2545.
37. Butler RN. Life Review. In Birren JE, (Ed). *Encyclopedia of gerontology* (2nd Edition). New York: Elsevier. 2007; p.67-72.
38. Haber D. Life review: Implementation, theory, research, and therapy. *Int J Aging Hum Dev*. 2006; 63: 153-171.

39. Butler RN. The Life Review: an interpretation of reminiscence in the aged. *Psychiatry*. 1963; 26: 65-76.
40. Erikson EH. *Life cycle completed*. New York: Norton; 1982.
41. Butler RN, Lewis MI. *Aging & Mental Health: Positive Psychological Approaches*, The C.V. Mosby Company. 1973; 123-142.
42. Haight BK, Burnside I. Reminiscence and life review: Explaining the differences. *Arch Psychiatr Nurs*. 1993; 7: 91-98.
43. Butler RN. The life review: An unrecognized bonanza. *Int J Aging Hum Dev*. 1981; 12: 35-38.
44. อัจฉรา วงศ์คณิตย์, ศิริพันธุ์ สาสัตย์ และวาสนี วิเศษฤทธิ์. วารสารแพทยนาวิ. ผลของโปรแกรมการทบทวนชีวิตต่อความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้สูงอายุโรคมะเร็งระยะสุดท้าย. 2564; 48: 81-98.
45. Ando M, Tsuda A, Morita T. Life review interviews on the spiritual well-being of terminally ill cancer patients. *Support Care Cancer*. 2007; 15: 225-231.
46. Ando M, Morita T, Okamoto T, Ninosaka Y. One-week short-term life review interview can improve spiritual well-being of terminally ill cancer patients. *Psychooncology*. 2008; 17: 885-890.
47. Ando M, Morita T, Akechi T, Okamoto T. Efficacy of short-term life-review interviews on the spiritual well-being of terminally ill cancer patients. *J Pain Symptom Manag*. 2010; 39, 993-1002.
48. Xiao H, Kwong E, Pang S, Mok E. Perceptions of a life review programme among Chinese patients with advanced cancer. *J Clin Nurs*. 2012;21: 564-72.
49. นงเยาว์ กันทะมูล. ความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้สูงอายุโรคมะเร็งปอด Spiritual well-being of the elderly with lung cancer. [วิทยานิพนธ์ปริญญาโทบริหารธุรกิจ]. เชียงใหม่: บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยเชียงใหม่; 2546.
50. ปณณธร รัตนิน และจิราพร เกศพิชญพัฒนา. ผลของการดูแลทางจิตวิญญาณเชิงพุทธต่อความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้ป่วยสูงอายุโรคมะเร็งระยะสุดท้าย. วารสารพยาบาลศาสตร์จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย. 2559; 28; 31-43.
51. พระปลัดวีระชนม์ เขมวีโร, ธนัตถ์ชัย พัฒนะสิงห์, ทิพย์ ชันแก้ว, โฆษิต คุ่มท้าว และสงวน หล้าโพทนัน. การเสริมสร้างความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้สูงอายุตามหลักพระพุทธศาสนา. วารสารสภาการพยาบาล. 2560; 30; 16-28.
52. แสงเดือน พรหมแก้วงาม และอริยญา นามวงศ์. ความผาสุกทางจิตวิญญาณของผู้สูงอายุโรคเรื้อรังในชุมชน. วารสารการพยาบาลและการดูแลสุขภาพ. 2560; 35; 204-213.
53. วาสนี วิเศษฤทธิ์, รังสิมันต์ สุนทรไชยา และพิไลพร สุขเจริญ. การพัฒนาและทดสอบเครื่องมือประเมินความต้องการดูแลด้านจิตวิญญาณสำหรับผู้ป่วยระยะท้ายในบริบทวัฒนธรรมไทย. วารสารวิทยาลัยพยาบาลบรมราชชนนีกองเทพ. 2562; 35; 163-174.

การวิเคราะห์สาเหตุเพื่อป้องกันการหยุดพักการรักษาหรือยุติการรักษา
ก่อนจะครบตามแผนการรักษาของผู้ป่วยที่ฉายรังสีเพื่อการประคับประคอง
ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

Analysis the causes of premature discontinuation of palliative
radiotherapy: Experience at King Chulalongkorn Memorial Hospital,
Thai Red Cross Society

นุสรา อภาเศรษฐสกุล¹, ฐิติรัตน์ เตียงหงษากุล¹, อภิสรา สมบูรณ์ฐานะ¹, สิริพร ว่อง¹
¹สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

นุสรา อภาเศรษฐสกุล

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

1873 ถนนพระราม 4 เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

อีเมล: : Nussara3493@gmail.com

*Nussara Arphasetthasakul¹, Thitirat Tienghongsakul¹, Apissara Somboonthana¹, Siriporn Wong¹
Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital,
Thai Red Cross Society*

Corresponding author

Nussara Arphasetthasakul

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

E-mail: Nussara3493@gmail.com

Submitted: May 23, 2022

Revised: Nov 13, 2022

Accepted: Jan 10, 2023

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: รังสีรักษาเป็นหนึ่งในวิธีที่นิยมใช้ในการรักษาโรคมะเร็งแบบประคับประคองมากที่สุด การรักษาที่ไม่สำเร็จตามแผนหรือการหยุดพักการรักษาที่ยาวนานจะทำให้เกิดผลเสียต่อผลลัพธ์ในการรักษา

วัตถุประสงค์: เพื่อวิเคราะห์สาเหตุของการหยุดพักการรักษาหรือการยุติการรักษาก่อนจะครบตามแผนการรักษา ในผู้ป่วยกลุ่มประคับประคอง เพื่อให้ได้ข้อมูลที่น่าเชื่อถือมากยิ่งขึ้น และสามารถช่วยประกอบการตัดสินใจแก่แพทย์ ในการพิจารณาการฉายรังสีให้แก่ผู้ป่วยกลุ่มฉายรังสีเพื่อการประคับประคองในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

วัสดุและวิธีการ: เก็บและรวบรวมข้อมูลแบบย้อนหลังจากบันทึกผู้ป่วยในกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีแบบประคับประคองที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ตั้งแต่เดือนมกราคม 2564 จนถึงเดือนธันวาคม 2564

ผลการวิจัย: ข้อมูลผู้ป่วยทั้งหมด 1,311 คน มีผู้ป่วยฉายรังสีครบตามแผนการรักษา 1,160 คน (88.5%) ซึ่งแบ่งเป็นฉายรังสีต่อเนื่อง 1,074 คน (92.6%) และไม่ต่อเนื่อง 86 คน (7.4%) สาเหตุหลักที่ฉายรังสีไม่ต่อเนื่อง คือ เกิดภาวะแทรกซ้อนและความเจ็บปวด 50 คน (58.1%) มีผู้ป่วยฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา 151 คน (11.5%) ซึ่งแบ่งเป็น 4 กลุ่มย่อยคือ ผู้ป่วยที่จำลองการรักษาแต่ไม่ได้เข้ารับการฉายรังสี 38 คน (25.2%), ฉายรังสีมากกว่าหรือเท่ากับ 80% 19 คน (12.6%), ฉายรังสี 50-80% 41 คน (27.2%) และฉายรังสีน้อยกว่า 50% 53 คน (35%) สาเหตุหลักที่ฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาคือเสียชีวิตในช่วงการรักษา

ข้อสรุป: ผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีประคับประคองส่วนใหญ่ยังสามารถฉายรังสีได้ครบตามแผนการรักษา โดยสาเหตุหลักที่ทำให้ผู้ป่วยกลุ่มนี้เข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา คือ ผู้ป่วยเสียชีวิตระหว่างการรักษา

คำสำคัญ: โรคมะเร็ง, รังสีรักษา, ประคับประคอง, การหยุดก่อนเวลาอันควร

Abstract

Background: Radiation therapy is one of the most common palliative treatments for cancer. Treatment interruption adversely affects treatment outcomes.

Objective: This study aimed to analyze the causes of treatment discontinuation or premature discontinuation of palliative radiotherapy to obtain more reliable data and help physicians at King Chulalongkorn Memorial Hospital deciding about palliative radiotherapy.

Materials and Methods: This is a retrospective cohort study in patients underwent palliative radiation therapy between January 2021 and December 2021.

Result: A total of 1,311 patients underwent palliative radiation therapy was included. 1,160 patients (88.5%) completed radiation course, 1,074 of these patients (92.6%) completed radiation without treatment break, while 86 patients (7.4%) had temporary treatment break. The most common causes of treatment break included acute side effects and pain. Among 151 patients (11.5%) who did not complete their radiation courses, 25.2% did not start treatment after

simulation, 12.6% had near completion, 27.2% had partial completion and 35% received less than half of their radiation course. The most common reason for not completed radiation course was death during radiation treatment.

Conclusion: Most patients completed their palliative radiation treatment courses. The main cause of treatment break was death during radiation treatment.

Keywords: Cancer, Radiotherapy, Palliation, Premature discontinuation

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): R1 - R11

บทนำ

โรคมะเร็งปอดเป็นโรคมะเร็งที่เป็นโรคที่พบบ่อยมากเป็นลำดับที่สองรองจากมะเร็งเต้านมและเป็นสาเหตุของการเสียชีวิตในลำดับต้นๆของประเทศไทย จากรายงานสถิติของผู้ป่วยมะเร็งที่เข้ารับการรักษาที่สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ มีจำนวนผู้ป่วยมะเร็งปอดรายใหม่ที่เข้ามารับการรักษาแต่ละปี ระหว่างปี พ.ศ. 2560 – 2564 จำนวน 274 ราย, 258 ราย, 333 ราย, 306 ราย และ 309 ราย ตามลำดับ

ผู้ป่วยมักจะมาพบแพทย์ด้วยอาการหายใจไม่สะดวกและมีอาการมากขึ้นเรื่อย ๆ บางรายพบความผิดปกติจากเอกซเรย์ปอดหรือมีอาการข้างเคียงที่ไม่จำเพาะของโรคมะเร็ง เช่น อาการเบื่ออาหาร น้ำหนักลด เป็นต้นที่เป็นเช่นนี้เพราะผู้ป่วยมะเร็งปอดระยะแรกมักไม่มีอาการ ถ้ามีอาการก็มักไม่จำเพาะทำให้เกิดการวินิจฉัยที่ล่าช้า จึงส่งผลให้โรคลุกลามหรือแพร่กระจายไป^[1]

ปัจจุบันการรักษาโรคมะเร็งปอดมีหลากหลายวิธี ทั้งการผ่าตัด ยาเคมีบำบัด ยาพุ่งเป้า หรือยาภูมิคุ้มกันบำบัด ทำให้การรักษาได้ผลดีขึ้น อย่างไรก็ตามการรักษาด้วยการฉายรังสียังถือว่ามีความสำคัญอีกวิธีหนึ่ง การเลือกวิธีการรักษานั้นก็ขึ้นอยู่กับพิจารณาขนาด

ของก้อน ระยะของโรค และชนิดของเซลล์มะเร็ง เป็นต้นเพื่อนำมาใช้ในการเลือกวิธีการรักษาที่เหมาะสมแก่ผู้ป่วยแต่ละบุคคล

การรักษาด้วยการฉายรังสีนั้น เทคนิคในการฉายรังสีมีหลายวิธี ซึ่งวิธีหนึ่งที่เหมาะสมสำหรับการฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งปอดได้ดีคือการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ (stereotactic ablative radiotherapy, SABR หรือ stereotactic body radiotherapy, SBRT) ซึ่งเป็นเทคนิคการฉายรังสีที่ได้ผลดีและมีผลข้างเคียงต่ำซึ่ง โดยถือเป็นการรักษามาตรฐานหนึ่งในมะเร็งปอดระยะเริ่มต้น (T1-2 N0) โดยเฉพาะในผู้ป่วยที่ไม่สามารถผ่าตัดได้เนื่องจากมีความเสี่ยงสูงจากการผ่าตัด

นอกจากการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์สำหรับการรักษาโรคมะเร็งปอดระยะเริ่มต้นแล้ว ปัจจุบันยังได้นำการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์เป็นทางเลือกหนึ่งสำหรับการรักษารอยโรคในปอดอันเกิดจากการแพร่กระจายมาจากมะเร็งชนิดอื่น ๆ^[2-9] โดยการพิจารณาเลือกผู้ป่วยเพื่อเข้ารับการรักษาด้วยการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ขึ้นอยู่กับหลายปัจจัย เช่น สภาพร่างกาย การรักษาชนิดอื่นๆ ระยะเวลาปลอดโรคมะเร็ง จำนวนก้อนมะเร็งขนาดของก้อนมะเร็งชนิดของมะเร็งต้นกำเนิด เป็นต้น

วัสดุและวิธีการ

งานวิจัยนี้เป็นงานวิจัยต่อเนื่องจากการศึกษาเรื่อง การยุติการฉายรังสีของผู้ป่วยกลุ่มที่ฉายรังสีเพื่อการ รักษาแบบประคับประคองก่อนกำหนดในโรงพยาบาล จุฬาลงกรณ์ สภาภาษาไทย^[6] เนื่องจากจำนวนผู้ป่วยที่ เข้ารับการฉายรังสีในเดือนกันยายน พ.ศ.2563 จนถึง เดือนธันวาคม พ.ศ.2563 มีจำนวนน้อยเกินไป ดังนั้น จึงนำมาสู่การเก็บข้อมูลเพื่อให้ได้กลุ่มตัวอย่างมากขึ้น เพื่อส่งผลให้ข้อมูลมีความน่าเชื่อถือที่มากขึ้น กลุ่มผู้ป่วย สำหรับงานวิจัยนี้คือกลุ่มผู้ป่วยที่ฉายรังสีเพื่อการรักษา แบบประคับประคอง ณ สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภาภาษาไทย ตั้งแต่เดือน มกราคม พ.ศ. 2564 ถึงเดือนธันวาคม พ.ศ. 2564 โดย ในการศึกษาครั้งนี้ผู้วิจัยใช้การวิเคราะห์จากการเก็บข้อมูล แบบสังเกตย้อนหลัง (observative retrospective cohort study) มีผู้ป่วยที่ฉายรังสีเพื่อการรักษาแบบ ประคับประคองจำนวน 1,311 คน มีการบันทึกข้อมูล ทั่วไปของผู้ป่วย ได้แก่ เพศ, อายุ, สิทธิการรักษา, เทคนิค การฉายรังสี, จำนวนครั้งการรักษา, ตำแหน่งของการ ฉายรังสี, สถานะผู้ป่วยโดยใช้คะแนน eastern cooperative oncology group (ECOG), สาเหตุที่ผู้ป่วยหยุดพักรักษา, ความถี่ในการหยุดพักรักษา เป็นต้น โดย การวิเคราะห์ครั้งนี้ทางผู้วิจัยได้มีการแบ่งประเภทของกลุ่ม ผู้ป่วยที่ฉายรังสีเพื่อการรักษาแบบประคับประคองออกเป็น 2 กลุ่มใหญ่ คือ กลุ่มที่ฉายรังสีครบตามแผนการรักษา (complete group) และกลุ่มที่ฉายรังสีไม่ครบตาม แผนการรักษา (incomplete group) จากนั้นจะมีการ แจกแจงความถี่ของผู้ป่วยตามรูปแบบการมาเข้ารับการ รักษา โดยผู้ป่วยกลุ่มที่ฉายรังสีครบตามแผนการรักษาจะ ถูกแยกออกเป็นกลุ่มผู้ป่วยที่ฉายครบตามกำหนดตาม แผนการรักษา ไม่มีการหยุดพักเพิ่มเติม (completion without break) และกลุ่มผู้ป่วยที่ฉายครบตามกำหนด แผนการรักษาแต่มีการหยุดพักเพิ่มเติม การฉายรังสีจึง ไม่ต่อเนื่อง (temporary break) โดยไม่นับรวมวันหยุด พิเศษต่าง ๆ หรือวันหยุดซ่อมบำรุงประจำทุก 3 เดือนของ

ห้องฉายรังสี สำหรับการแจกแจงกลุ่มผู้ป่วยที่ฉายรังสี ไม่ครบตามแผนการรักษาจะถูกแบ่งตามอัตราการเข้ารับ การฉายรังสีดังนี้ กลุ่มผู้ป่วยที่เข้ารับการจำลองการ ฉายรังสีแต่ไม่มาทำการฉายรังสี (no treatment after simulation) กลุ่มผู้ป่วยที่ฉายรังสีไม่ครบ เข้ารับการ ฉายรังสีมากกว่าหรือเท่ากับร้อยละ 80 ของแผนการรักษา (near complete) กลุ่มผู้ป่วยที่ฉายรังสีไม่ครบ เข้ารับ การฉายรังสีร้อยละ 50-80 ของแผนการรักษา (partial complete) และกลุ่มผู้ป่วยที่ฉายรังสีไม่ครบ เข้ารับ การฉายรังสีน้อยกว่าร้อยละ 50 ของแผนการรักษาหรือ หยุดการรักษาต่อเนื่องเกิน 5 วันทำการ (incompletion)

ผู้วิจัยนำข้อมูลที่ได้จากการแจกแจงมาศึกษาและ วิเคราะห์โดยใช้สถิติ chi-square เพื่อวิเคราะห์หาความสัมพันธ์ของสาเหตุหรือปัจจัยต่าง ๆ ที่ส่งผลต่อการ หยุดพักรักษาหรือยุติการรักษาก่อนจะครบตามแผน ในกลุ่มผู้ป่วยที่จะฉายรังสีเพื่อการรักษาแบบประคับ ประคอง โดยถ้าค่า p-value น้อยกว่า 0.05 จะถือว่า มีนัยสำคัญทางสถิติ (ระดับความเชื่อมั่น 95%) โดยการศึกษาผ่านการพิจารณาของคณะกรรมการวิจัยการ การวิจัยในมนุษย์ คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย (IRB No. 701/63)

ผลการศึกษา

จากผลการศึกษาข้อมูลแบบย้อนหลังจากการบันทึก ผู้ป่วยในกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีที่ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภาภาษาไทย ตั้งแต่เดือน มกราคม พ.ศ. 2564 ถึงเดือนธันวาคม พ.ศ. 2564 จำนวน 1,311 คน (คิดเป็น 31.68%) จากจำนวนผู้ฉายรังสี ทั้งหมด 4,138 คน สำหรับตารางที่ 1 ในส่วนแรกจะแสดง ความถี่ของผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสี ครบถ้วนเป็นจำนวน 1,160 คน ซึ่งแบ่งเป็นจำนวนผู้ป่วย ที่ฉายต่อเนื่องโดยไม่มีการหยุดพักรักษาครบตามแผนรักษา ที่แพทย์กำหนด 1,074 คน (92.6%) และจำนวนผู้ป่วยที่ ฉายไม่ต่อเนื่องแต่ฉายจนครบตามแผนการรักษาที่แพทย์ กำหนดเป็นจำนวน 86 คน (7.4%) และส่วนที่สองจะแสดง

ความถี่ของผู้ป่วยที่ฉายรังสีไม่ครบตามแผนรักษาที่แพทย์กำหนดไว้อีก 151 คน (ตารางที่ 2) ซึ่งแบ่งเป็นผู้ป่วยที่จำลองการรักษาแต่ไม่ได้ฉายรังสีจำนวน 38 คน (25.2%) ผู้ป่วยที่ได้เข้ารับการฉายรังสีได้มากกว่าหรือเท่ากับ 80%

จำนวน 19 คน (12.6%) ผู้ป่วยที่ได้เข้ารับการฉายรังสีได้ 50-80% จำนวน 41 คน (27.2%) และผู้ป่วยที่ได้เข้ารับการฉายรังสีได้น้อยกว่า 50% จำนวน 53 คน (35%)

ตารางที่ 1 ความถี่ของผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบถ้วนตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนด

กลุ่ม	จำนวน (N = 1160)	เปอร์เซ็นต์
Completion without break	1074	92.6%
Temporary break	86	7.4%

ตารางที่ 2 ความถี่ของผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาที่แพทย์กำหนด

กลุ่ม	จำนวน (N = 151)	เปอร์เซ็นต์
No treatment after simulation	38	25.2%
Near completion	19	12.6%
Partial completion	41	27.2%
Incompletion	53	35%

สำหรับการจำแนกตามการแพร่กระจายของมะเร็งไปยังอวัยวะต่างๆของผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีรวมถึงผู้ป่วยกลุ่มผู้ป่วยที่เข้ารับการวางแผนการรักษาแต่ไม่ได้ฉายรังสี พบว่าส่วนมากเป็นผู้ป่วยที่มีการแพร่กระจายของมะเร็งไปยังกระดูกมีจำนวน 417 คน และเมื่อพิจารณาในกลุ่มที่เข้ารับการฉายรังสีครบ พบกลุ่มผู้ป่วยที่มีการแพร่กระจายของมะเร็งไปยังกระดูกมากที่สุดเช่นกัน อยู่ที่ 382 คน (91.6%) สำหรับกลุ่มผู้ป่วยที่ฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา พบกลุ่มผู้ป่วยที่มีการแพร่กระจายของมะเร็งไปหลายตำแหน่งจำนวนมากที่สุดอยู่ที่ 36 คน (27%) ดังแสดงใน **ตารางที่ 3**

ผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาจำนวนทั้งหมด 151 คน โดยมีสาเหตุหลักคือ เสียชีวิตในช่วงการรักษา 56 คน (37.1%) เป็นผู้ป่วยมะเร็งปอด 30 คน รองลงมาคือ มะเร็งเต้านม 8 คน, มะเร็งเนื้อเยื่อเกี่ยวพัน, มะเร็งกระเพาะปัสสาวะ, มะเร็งถุงน้ำดี, มะเร็งกระเพาะอาหาร และมะเร็งลำไส้ใหญ่อย่างละ 2 คน, มะเร็งต่อมไทรอยด์, มะเร็งตับ, มะเร็งลิ้น, มะเร็งต่อมลูกหมาก, มะเร็งต่อมน้ำเหลือง, มะเร็งโพรงจมูก, มะเร็งที่ไต และไม่ทราบต้นกำเนิดของมะเร็งอย่างละ 1 คน สาเหตุนรองลงมาคือ เกิดภาวะแทรกซ้อนจากการรักษาและ/หรือความเจ็บปวด 36 คน (23.8%) ผู้ป่วยปฏิเสธการรักษา 16 คน (10.6%) แพทย์เปลี่ยนวิธีการรักษาไปรักษาด้วย

ตารางที่ 3 ความถี่ของผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีโดยจำแนกตามการแพร่กระจายของมะเร็งไปยังอวัยวะต่างๆ

บริเวณที่ได้รับ การฉายรังสี	ทั้งหมด (N = 1311)	ฉายครบ (N = 1160)	ฉายไม่ครบ (N = 151)
Bone	417	382 (91.6%)	35 (8.4%)
Primary	249	214 (85.9%)	35 (14.1%)
Brain	227	202 (89%)	25 (11%)
Lung	77	69 (89.6%)	8 (10.4%)
Liver	34	25 (73.5%)	9 (26.5%)
Lymph node	82	75 (91.5%)	7 (8.5%)
Multiple	134	98 (73%)	36 (27%)
Other	91	80 (87.9%)	11 (12.1%)

การผ่าตัดหรือให้เคมีบำบัด 2 คน (1.3%) ไม่ทราบสาเหตุ 3 คน (2%) และกลุ่มผู้ป่วยที่เข้ารับการวางแผนแต่ไม่ได้รับการฉายรังสีจำนวน 38 คน (25.2%) ดังแสดงใน **ตารางที่ 4**

ผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองเข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษาแต่ไม่ต่อเนื่องมีจำนวนทั้งหมด 86 คน โดยมีสาเหตุหลักคือ เกิดภาวะแทรกซ้อนและ/หรือความเจ็บปวด 50 คน (58.1%) โดยผลข้างเคียงจากการฉายรังสี (side effect) ที่เป็นสาเหตุหลักให้ผู้ป่วยหยุดพักระหว่างการรักษา คือ ผลข้างเคียงเฉียบพลัน ซึ่งสามารถพบตั้งแต่วันแรกที่เริ่มทำการฉายรังสี โดยผลข้างเคียงแบบนี้มักจะ เป็นแบบชั่วคราวสามารถรักษาให้หายได้ เช่น ท้องเสีย อ่อนเพลีย เป็นต้น สาเหตุรองลงมา คือ ปัญหาส่วนบุคคล เช่น การเดินทาง ติดธุระ พบในผู้ป่วย 24 คน (27.9%) เปลี่ยนแผนการรักษาเป็นเทคนิคอื่น 8 คน (9.3%)

สาเหตุอื่นๆ เช่น รอยแผลเป็น ติด covid-19 เป็นต้น จำนวน 4 คน (4.7%) ดังแสดงใน **ตารางที่ 5**

จากผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยต่างๆของผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบและไม่ครบตามแผนการรักษา ดังแสดงใน **ตารางที่ 6** พบว่าปัจจัยที่มีความสัมพันธ์ต่อผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบและไม่ครบตามแผนการรักษาอย่างมีนัยสำคัญทาง ได้แก่ เพศ ($p = 0.014$), ECOG ($p = 0.003$), ที่พักระหว่างฉาย ($p = 0.000$) และจำนวนครั้งของการฉายรังสีตามที่แพทย์กำหนด ($p = 0.008$) โดยพบว่าเพศหญิง, ECOG 0-1, มีที่พักอยู่ในกรุงเทพฯ และปริมณฑล และจำนวนครั้งของการฉายรังสีอยู่ในช่วง 0-5 ครั้ง จะเป็นกลุ่มผู้ป่วยที่เข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษามากกว่าปัจจัยอื่นๆ

ตารางที่ 4 สาเหตุที่ผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองได้รับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนรักษารวมถึงผู้ป่วยกลุ่มผู้ป่วยที่ได้รับการวางแผนการรักษาแต่ไม่ได้ฉายรังสี

สาเหตุ	จำนวน (N = 151)
เสียชีวิตในช่วงระหว่างการรักษา	56 (37.1%)
เกิดภาวะแทรกซ้อน / ความเจ็บปวด	36 (23.8%)
ปฏิเสธการรักษา	16 (10.6%)
เปลี่ยนวิธีการรักษาไปให้เคมีบำบัดหรือผ่าตัด	2 (1.3%)
ไม่ทราบสาเหตุ	3 (2%)
ได้รับการวางแผนการรักษาแต่ไม่ได้ฉายรังสี	38 (25.2%)

ตารางที่ 5 สาเหตุผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองได้รับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษาแต่ไม่ต่อเนื่อง

สาเหตุ	จำนวนผู้ป่วยที่หยุดพักระหว่างฉายรังสี (N = 86)
เกิดภาวะแทรกซ้อน / ความเจ็บปวด	50 (58.1%)
ปัญหาส่วนบุคคล (การเดินทาง, ชูระ เป็นต้น)	24 (27.9 %)
เปลี่ยนแผนการรักษา	8 (9.3%)
สาเหตุอื่นๆ (รอมัลแลป ติด covid-19 เป็นต้น)	4 (4.7 %)

ตารางที่ 6 ความสัมพันธ์ระหว่างปัจจัยต่างๆ ของผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบ และไม่ครบตามแผนการรักษา

ปัจจัย	ฉายครบ	ฉายไม่ครบ	p-value
เพศ			.014
ชาย	515 (86.1%)	83 (13.9%)	
หญิง	645 (90.5%)	68 (9.5%)	
อายุ			.086
< 60 ปี	492 (90.3%)	53 (9.7%)	
≥ 60 ปี	668 (87.2%)	98 (12.8%)	
ECOG			.001
0-1	714 (94.2%)	44 (5.8%)	
≥ 2	446 (80.7%)	107 (19.3%)	
พักระหว่างฉายรังสี			.001
ผู้ป่วยใน (admit)	304 (77.9%)	86 (22.1%)	
กทม. และปริมณฑล	741 (93%)	56 (7%)	
ต่างจังหวัด	115 (92.7%)	9 (7.3%)	
จำนวนครั้งของการฉายรังสีตามที่แพทย์กำหนด			.008
0-5	346 (92%)	30 (8%)	
6-10	729 (87.7%)	102 (12.3%)	
>10	85 (81.7%)	19 (18.3%)	
จำนวน isocenter			.141
1	784 (89.4%)	93 (10.6%)	
>1	376 (86.6%)	58 (13.4%)	
สิทธิ์การรักษา			.751
จ่ายตรง	257 (87.1%)	38 (12.9%)	
เจ้าหน้าที่, บัตรทอง	522 (89.4%)	62 (10.6%)	
ประกันสังคม	109 (87.2%)	16 (12.8%)	
เงินสด	272 (86.6%)	35 (11.4%)	

บทวิจารณ์

จากการศึกษาครั้งนี้พบว่าปัจจัยที่มีความสัมพันธ์ต่อผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองที่เข้ารับการฉายรังสีครบและไม่ครบตามแผนการรักษาอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ได้แก่ เพศ, ECOG, ที่พักระหว่างฉายรังสี และจำนวนครั้งของการฉายรังสีตามที่แพทย์กำหนด จากการศึกษาพบว่าเพศชายมักจะฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา มากกว่าเพศหญิง ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Lazarev^[7] ผู้ป่วยคะแนน ECOG น้อยจะพบว่ามียัตราการฉายรังสีครบและฉายรังสีได้ต่อเนื่องมากกว่าผู้ป่วยคะแนน ECOG สูง เนื่องจากผู้ป่วยที่คะแนน ECOG สูง มักจะมีอาการข้างเคียง, ภาวะแทรกซ้อน หรือเสียชีวิตได้มากกว่าซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของทางโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ก่อนหน้านี้^[6] พบว่าสาเหตุหลักที่ผู้ป่วยกลุ่มประคับประคองเข้ารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา คือเสียชีวิตระหว่างการรักษา ซึ่งอาจเกิดจากผู้ป่วยเข้ารับการรักษาทางการแพทย์ช้าเกินไป ผู้ป่วยบางรายใช้การรักษาแบบทางเลือกทำให้การดำเนินของโรคลุกลามไปยังอวัยวะอื่นๆ การควบคุมโรคร้ายมากขึ้น และยังสอดคล้องกับงานวิจัยของ Lee^[8] และงานวิจัยของ Higgins^[9] ซึ่งกล่าวไว้ว่าการเสียชีวิตระหว่างการรักษา, การเกิดภาวะแทรกซ้อนและความเจ็บปวดระหว่างการรักษา เป็นสาเหตุหลักๆที่ทำให้ผู้ป่วยฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษาที่กำหนดไว้ โดยสามารถแก้ไขได้ด้วยการให้ความรู้แก่ผู้ป่วย เพื่อให้ผู้ป่วยเข้ารับการรักษาได้เร็วขึ้น^[6] ช่วยลดการลุกลามของโรค และสามารถรักษาโรคได้สำเร็จมากยิ่งขึ้น สำหรับปัจจัยในเรื่องที่พักระหว่างฉายรังสีที่พักระหว่างฉายรังสีอยู่ในกรุงเทพฯและปริมณฑล มียัตราการฉายรังสีครบมากกว่าผู้ป่วยที่อยู่ต่างจังหวัด สอดคล้องกับงานวิจัยของ Higgins และคณะ^[9] เนื่องจากสามารถเข้าถึงการรักษาได้มากกว่า ทำให้ได้รับการรักษาตั้งแต่นั้นๆ โรคยังไม่ลุกลามมากนัก และยังสามารถเดินทางมารักษาได้สะดวกกว่า ทำให้ผู้ป่วยไม่เหนื่อยล้าหรืออ่อนเพลียมากเกินไปจากการเดินทางมารักษา สำหรับ

ผู้ป่วยใน (admit) พบว่ามีการฉายรังสีได้ไม่ครบตามแผนการรักษามากกว่าผู้ป่วยที่ไม่ได้ admit อาจเพราะผู้ป่วยกลุ่มนี้มักมีอาการหนัก ร่วมกับอาจมีภาวะแทรกซ้อนอื่นถึงขั้นเสียชีวิต ทำให้ได้รับการรักษาไม่ครบตามแผน ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยเดิม^[6] สำหรับจำนวนครั้งของการฉายรังสีพบว่า ผู้ป่วยที่มีแผนการรักษาจำนวนมากกว่า 10 ครั้ง เป็นกลุ่มที่ฉายรังสีครบตามแผนการรักษาได้น้อยที่สุด คือ 81.7% รองลงมาคือผู้ป่วยที่มีแผนการรักษา 6-10 ครั้ง เป็นกลุ่มที่ฉายรังสีครบตามแผนรักษา 87.7% ผู้ป่วยบางรายมีอาการหนักอยู่แล้ว จึงไม่สามารถฉายรังสีได้ครบตามแผนการรักษาได้ อาจเนื่องจากเกิดภาวะแทรกซ้อน เกิดความเจ็บปวดจากผลข้างเคียงจากการฉายรังสี หรือความไม่สะดวกในการเข้ารับการรักษา ซึ่งจากงานวิจัยพบว่าการฉายรังสีจำนวนไม่เกิน 5 ครั้ง จะเป็นกลุ่มผู้ป่วยที่เข้ารับการฉายรังสีครบตามแผนการรักษามากที่สุด คือ 92% ดังนั้นการพิจารณาลดจำนวนครั้งของการฉายรังสีแบบประคับประคองอาจทำให้ผู้ป่วยสามารถฉายรังสีจบตามแผนการรักษาได้มากขึ้น^[10]

สำหรับสาเหตุที่เข้ารับการฉายรังสีไม่ครบจากปฏิเสธการรักษา งานวิจัยนี้พบว่ามีจำนวนเพิ่มมากขึ้นจากการศึกษาเดิมเล็กน้อยจาก 9.1% เป็น 10.6% ซึ่งถึงแม้จะมีการแก้ไขด้วยการให้ความรู้ความเข้าใจเกี่ยวกับโรคและข้อเสียที่จะเกิดตามมาในอนาคตหากมารับการฉายรังสีไม่ครบตามแผนรักษาแล้วก็ตาม ทั้งนี้ทั้งนั้นก็ขึ้นอยู่กับความสมัครใจของผู้ป่วยด้วยเช่นกัน นอกจากนี้ผู้ป่วยที่ฉายรังสีไม่ครบจากการมีภาวะแทรกซ้อนและ/หรือความเจ็บปวด จากงานวิจัยนี้พบว่ามี 23.8% ซึ่งการให้ยาบรรเทาอาการปวดก่อนการฉายรังสีอาจทำให้การฉายรังสีบรรลุเป้าหมายเพิ่มมากขึ้น ส่วนสาเหตุที่แพทย์ตัดสินใจเปลี่ยนแผนการรักษาจากงานวิจัยนี้พบว่ามีเพียง 1.3% ซึ่งน้อยกว่างานวิจัยครั้งก่อนหน้าคือ 4.5%^[6]

และจากผลการวิจัยสาเหตุหลักที่ผู้ป่วยกลุ่ม
ระดับประคองเข้ารับการรักษาตามแผนการรักษา
แต่ไม่ต่อเนื่องสอดคล้องกับงานวิจัยครั้งก่อนหน้า คือ
เกิดภาวะแทรกซ้อน และความเจ็บปวด 58.1% งานวิจัย
ครั้งก่อนหน้าคือ 56.8%^[6] ซึ่งแสดงให้เห็นว่าสาเหตุที่
ผู้ป่วยมีการหยุดพักการรักษามาจากกลุ่มที่ไม่สามารถ
ทนต่อผลข้างเคียงแบบเฉียบพลันของการรักษาได้เช่นเดิม
การให้ความรู้ ความเข้าใจแก่ผู้ป่วยเกี่ยวกับตัวโรค ให้
คำแนะนำเกี่ยวกับผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้น และวิธีปฏิบัติ
ตนที่เหมาะสมแก่ผู้ป่วย เช่น การดูแลเมื่อท้องเสีย ร่างกาย
อ่อนเพลีย ความเหนื่อยล้า หรือการจัดการความเครียดที่
เกิดจากการเจ็บป่วย รวมถึงบอกความสำคัญ และ
ประโยชน์ที่ผู้ป่วยจะได้รับจากการฉายรังสีอย่างถูกต้อง
นอกจากนี้ยังแนะนำให้ลดจำนวนครั้งของการฉายรังสีให้
เหลือไม่เกิน 5 ครั้ง

จากการวิจัยครั้งนี้ผู้ป่วยระดับประคองที่ฉายรังสี
ครบตามแผนการรักษาคิดเป็น 88.5% ซึ่งน้อยกว่า
งานวิจัยครั้งก่อนหน้านี้น้อยกว่าที่มีผู้ป่วยระดับประคอง
ฉายรังสีครบตามแผนถึง 92.7% สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการ
จำลองการฉายรังสีแต่ไม่ได้ฉายรังสีงานวิจัยนี้
พบ 2.9% ใกล้เคียงกับงานวิจัยก่อนหน้าที่มีผู้ป่วยที่ได้รับการ
จำลองการฉายรังสีแต่ไม่ได้ฉายรังสี 2.0%^[6] โดย
การวิเคราะห์สาเหตุในผู้ป่วยกลุ่มนี้มีข้อจำกัดเนื่องจาก
ไม่มีการจดบันทึกข้อมูลว่าเหตุใดผู้ป่วยจึงมิได้รับการรักษา
ด้วยการฉายรังสี

จากงานวิจัยครั้งนี้พบว่า อายุ จำนวน isocenter
ที่ฉายรังสี และสิทธิในการรักษาไม่ได้เป็นสาเหตุที่ทำให้
ผู้ป่วยฉายรังสีไม่ครบตามแผนการรักษา เนื่องจากการมี
สวัสดิการทางการแพทย์ของรัฐ และมีทีมสังคมสงเคราะห์
ของโรงพยาบาลช่วยให้คำแนะนำ และสนับสนุนในด้านนี้
อยู่แล้ว ส่วนในเรื่องเศรษฐกิจของผู้ป่วยและผู้ดูแลผู้ป่วย

ระดับประคองอาจเป็นปัจจัยสำคัญอย่างหนึ่งแต่ผู้วิจัย
ไม่ได้วิเคราะห์ข้อมูลในส่วนนี้ร่วม จึงเป็นข้อจำกัดใน
การแปลผล

ข้อจำกัดของงานวิจัยนี้ได้แก่ เป็นการศึกษาย้อนหลัง
ในสถาบันเดียว ซึ่งอาจไม่สามารถนำไปใช้กับสถาบัน
อื่นได้ นอกจากนี้ยังเป็นการศึกษาในช่วงการระบาดของ
โควิด 19 ซึ่งอาจมีตัวแปรด้านการเดินทาง ความล่าช้า
ของกระบวนการส่งต่อผู้ป่วยในช่วงเวลาดังกล่าว ทำให้
ผู้ป่วยมีโรครุนแรงขึ้น และอาจส่งผลต่อการฉายรังสีไม่ครบ
ตามแผน

ข้อสรุป

จากผลการศึกษาการยุติการฉายรังสีของผู้ป่วย
ระดับประคองก่อนกำหนดในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์
สภากาชาดไทย จำนวน 1,311 คน คิดเป็น 31.7%
จากผู้ป่วยที่เข้ารับบริการทางรังสีรักษาทั้งหมดในช่วงเวลา
ดังกล่าว พบว่างานวิจัยนี้ยังสอดคล้องกับงานวิจัย
ครั้งก่อนหน้าเรื่องการยุติการฉายรังสีของผู้ป่วยกลุ่ม
ระดับประคองก่อนกำหนดในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์^[6]
คือ สาเหตุหลักที่ทำให้ผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองการ
ฉายรังสีไม่ครบเนื่องจากผู้ป่วยเสียชีวิตระหว่างการรักษา
และสาเหตุหลักที่ทำให้ผู้ป่วยกลุ่มระดับประคอง
เข้ารับการรักษาครบตามแผนการรักษาแต่ไม่ต่อเนื่อง
เกิดจากภาวะแทรกซ้อน และความเจ็บปวดในช่วงที่
เข้ารับการรักษา การลดจำนวนครั้งของการฉายรังสีให้
ไม่เกิน 5 ครั้ง ตลอดจน การให้ความรู้ ความเข้าใจใน
โรคมะเร็ง และการเข้ารับการรักษาแก่ผู้ป่วยจึงเป็นเรื่อง
ที่สำคัญต่อการรักษาผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองจะมี
ประโยชน์และยังสามารถช่วยลดปัญหาการยุติการฉายรังสี
ของผู้ป่วยกลุ่มระดับประคองก่อนกำหนดได้อีกด้วย

เอกสารอ้างอิง

1. คำพันธุ์นิพ พ. การรักษามะเร็งด้วยการฉายรังสี. [cited 2022 Jan 23]. Available from: https://tmc.or.th/pdf/tmc_knowledge-28.pdf.
2. สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย รังสีรักษา. [cited 2022 Jan 23]. Available from: <http://chulacancer.net/>.
3. Kissel M, Helou J, Thariat J. Nouvelles définitions de la maladie oligométastatique et nouveaux concepts de prise en charge globale de la maladie métastatique [Definitions of oligometastatic disease and new treatment concepts]. Bull Cancer. 2018;105:696-706.
4. van Oorschot B, Rades D, Schulze W, Beckmann G, Feyer P. Palliative radiotherapy--new approaches. Semin Oncol. 2011;38:443-9.
5. Gripp S, Moeller S, Bölke E, Schmitt G, Matuschek C, Asgari S, et al. Survival prediction in terminally ill cancer patients by clinical estimates, laboratory tests, and self-rated anxiety and depression. J Clin Oncol. 2007;25:3313-20.
6. Tienghongsakul T, Cholpradit T, Oonsiri P, Arphaseththasakul N. Premature discontinuation of palliative radiotherapy: Experience at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society. J Thai Assoc of Radiat Oncol. 2021;27:R91-R101.
7. Lazarev S, Gupta V, Ghiassi-Nejad Z, Miles B, Scarborough B, Misiukiewicz KJ, et al. Premature discontinuation of curative radiation therapy: Insights from head and neck irradiation. Adv Radiat Oncol. 2017;3:62-69.
8. 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.
9. Higgins G SK, Horne P, Gilham M, Bloomfield D. The timely delivery of radical radiotherapy: guidelines for the management of unscheduled treatment interruptions: The Royal College of Radiologists; [cited 2022. 2019:][Available from: https://www.rcr.ac.uk/system/files/publication/field_publication_files/bfco191_radiotherapy-treatment-interruptions.pdf.
10. Lutz ST, Chow EL, Hartsell WF, Konski AA. A review of hypofractionated palliative radiotherapy. Cancer. 2007;109:1462-70.

A retrospective review of the long-term outcomes of
postoperative radiation therapy in adolescent and young adult
patients with medulloblastoma
การศึกษาย้อนหลังของผลการรักษาระยะยาวจากการฉายรังสีภายหลังการผ่าตัด
โรคเมดัลโลบลาสโตมาในผู้ป่วยวัยรุ่นและวัยรุ่นสาว

Warissara Rongthong¹, Teeradon Treechairusame¹, Nan Suntornpong¹, Kullathorn Thephamongkhon¹

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

Corresponding author

Warissara Rongthong

Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital,
Mahidol University, 2 Wanglang Road, Bangkoknoi, Bangkok 10700, Thailand

Email: warissara.ron@mahidol.ac.th

วริศรา รงค์ทอง¹, อีรณย์ ตรีชัยรัศมี¹, นันทน์ สุนทรพงศ์¹, กุลธร เทพมงคล¹

¹สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

วริศรา รงค์ทอง

สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

2 ถนน วังหลัง เขตบางกอกน้อย กรุงเทพฯ 10700

อีเมล: warissara.ron@mahidol.ac.th

Submitted: May 23, 2022

Revised: Jan 8, 2023

Accepted: Feb 6, 2023

Abstract

Backgrounds: Medulloblastoma (MB) is a rare tumor in adolescent and young adult patients (AYA). Before 2017, there was no standard treatment for AYA with MB due to conflicting data.

Objective: The aim of this study was to evaluate the local control (LC) and overall survival (OS) of MB in AYA at our institute.

Materials and Methods: Patients 15-39 years old with MB who were sent for postoperative radiation therapy (RT) from 2007-2019 at our institute were included. Kaplan–Meier statistics were used to estimate the LC and OS.

Results: Seven patients were included. The median age at RT was 18.3 years (16.7-28.6 years). Males were more common than females, 5 males vs. 2 females. Near total resection or gross total resection was achieved in 71.4% (5 in 7 patients). Only one patient had metastatic disease (M1). The majority (71.4%) of patients were at standard risk. Six patients received RT alone. One patient received combined chemotherapy and RT. The median craniospinal irradiation (CSI) dose and total RT dose were 36 Gy (23.4-46 Gy) and 54 Gy (54-56 Gy), respectively. Local recurrence (LR) was found in one patient 4.3 years after finishing RT. Her initial treatment was subtotal resection (STR) followed by RT alone; CSI 36 Gy and posterior fossa boost to 55.8 Gy. The median clinical follow-up time and the median MRI follow-up time were 5.8 years (1.3-11.4 years) and 5.8 years (0.6-11.3 years), respectively. The median local control was 4.3 years (0.6-11.3 years) and the median overall survival was 7.7 years (1.3-11.7 years).

Conclusions: Treatment outcomes of AYA with MB from a single tertiary hospital in a middle-income country had a good LC and OS with acceptable treatment-related toxicities.

Keywords: Adolescent and young adult, medulloblastoma, radiation therapy, middle-income country

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: เมดัลโลบลาสโตมาเป็นโรคที่พบน้อยในผู้ป่วยวัยรุ่นและวัยรุ่นสาว การรักษาเมดัลโลบลาสโตมาในผู้ป่วยวัยรุ่นและวัยรุ่นสาวก่อนปี พ.ศ. 2560 ยังไม่มีการรักษาที่เป็นมาตรฐาน

วัตถุประสงค์: เพื่อประเมินอัตราการควบคุมโรคเฉพาะที่และอัตราการรอดชีวิตของเมดัลโลบลาสโตมาในผู้ป่วยวัยรุ่นและวัยรุ่นสาวที่โรงพยาบาลตติยภูมิแห่งหนึ่ง

วัสดุและวิธีการ: ศึกษาในผู้ป่วยอายุ 15-39 ปีที่ได้รับการวินิจฉัยโรคเมดัลโลบลาสโตมา และได้รับการรักษาด้วยการฉายรังสีภายหลังการผ่าตัด ระหว่างปี พ.ศ. 2550 และ 2562 ที่โรงพยาบาลตติยภูมิแห่งหนึ่ง ประเมินอัตราการควบคุมโรคเฉพาะที่และอัตราการรอดชีวิตด้วย Kaplan–Meier

ผลการศึกษา: ผู้ป่วยทั้งหมด 7 ราย อายุเฉลี่ยขณะรับการฉายรังสี 18.3 ปี (16.7-28.6 ปี) เป็นผู้ป่วยชาย 5 ราย และผู้ป่วยหญิง 2 ราย ผู้ป่วย 5 ราย (ร้อยละ 71.4%) ได้รับการผ่าตัดก้อนมะเร็งออกไปได้เกือบทั้งหมดหรือทั้งหมด มีผู้ป่วยเพียง 1 รายที่มีการแพร่กระจายของโรค (ระยะ M1) ผู้ป่วยส่วนใหญ่ (ร้อยละ 71.4) อยู่ในกลุ่มความเสี่ยงมาตรฐาน โดยผู้ป่วย 6 รายได้รับการฉายรังสีเพียงอย่างเดียวและผู้ป่วย 1 รายได้รับการฉายรังสีร่วมกับการให้ยาเคมีบำบัด ค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีที่สมองและไขสันหลัง 36 Gy (23.4-46 Gy) และค่าเฉลี่ยปริมาณรังสีโดยรวม 54 Gy (54-56 Gy) ในการศึกษาพบผู้ป่วย 1 รายมีการกลับเป็นซ้ำของโรคเฉพาะที่ ผู้ป่วยรายนี้ได้รับการรักษาด้วยการผ่าตัดก้อนมะเร็งออกบางส่วนและฉายรังสีภายหลังการผ่าตัดเพียงอย่างเดียวด้วยปริมาณรังสี 36 Gy ที่สมองและไขสันหลังและเพิ่มปริมาณรังสีที่แองกะโหลกส่วนหลังถึง 55.8 Gy ก่อนจะพบการกลับเป็นซ้ำของโรคเฉพาะที่ที่ 4.3 ปีหลังจากฉายรังสีครบ จากระยะเวลาติดตามอาการเฉลี่ย 5.8 ปี (1.3-11.4 ปี) และระยะเวลาติดตามเอ็มอาร์ไอเฉลี่ย 5.8 ปี (0.6-11.3 ปี) พบว่ามีอัตราการควบคุมโรคเฉพาะที่เฉลี่ย 4.3 ปี (0.6-11.3 ปี) และอัตราการรอดชีวิตเฉลี่ย 7.7 ปี (1.3-11.7 ปี)

ข้อสรุป: ผลการรักษาเมดัลโลบลาสโตมาในผู้ป่วยวัยรุ่นและวัยรุ่นหนุ่มสาวจากโรงพยาบาลตติยภูมิแห่งหนึ่งในประเทศกลุ่มรายได้ปานกลางมีอัตราการควบคุมโรคเฉพาะที่และอัตราการรอดชีวิตที่ดี

คำสำคัญ: ผู้ป่วยวัยรุ่นและวัยรุ่นหนุ่มสาว, เมดัลโลบลาสโตมา, รังสีรักษา, ประเทศกลุ่มรายได้ปานกลาง

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): R12 - R22

Introduction

Medulloblastoma (MB) is a rare tumor in adolescent and young adult patients (AYA). The overall incidence rate of MB is approximately 1.5 per million persons in the USA. The incidence rate of MB in AYA is 10-fold lower than that in children, 0.6 vs. 6.0^[1]. The current standard treatment for MB after surgery is craniospinal irradiation (CSI), followed by boost and chemotherapy (CMT). The extent of resection is predictive of outcome, especially in nonmetastatic disease^[2, 3]. MB is categorized as standard risk (SR)

and high risk (HR). SR was defined as an age of ≥ 3 years, residual disease of < 1.5 cm², and M0. HR was defined as an age of < 3 years, residual disease of ≥ 1.5 cm², M1-4, and anaplastic or large-cell histology. In pediatric MB, adjuvant radiation therapy (RT) should be administered within 28-31 days after surgery^[4, 5]. The RT dose and treatment volume depend on the risk group. In conjunction with CMT, a reduced dose CSI of 23.4 Gy followed by an involved field boost of 54 Gy in 1.8 Gy per fraction is now the standard of care for SR^[4, 6, 7]. CSI 36 Gy followed by

posterior fossa boost to 54-55.8 Gy in 1.8 Gy per fraction is recommended for HR. CSI 39.6 Gy and focal spinal boost to 45-50.4 Gy can be given for diffuse macroscopic spinal disease and focal macroscopic metastasis, respectively^[5].

Before 2017, the role of CMT in AYA with MB was controversial because most data were from small retrospective studies with conflicting results^[8-11]. More recently, two large studies reported the benefit of adding CMT and supported the role of CMT in AYA with MB. No treatment-related toxicity was reported in either study^[12, 13]. At our hospital, a tertiary hospital in a middle-income country, all AYA with MBs received postoperative RT alone until 2017. The purpose of this study was to report the long-term local control (LC), overall survival (OS), and treatment-related toxicities of MB in AYA at our institute.

Materials and methods

Patient selection

A radiation oncology database was used to identify patients aged 15 to 39 years diagnosed with medulloblastoma and treated at the Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Siriraj Hospital, Bangkok, Thailand, between 2007 and 2019. A retrospective medical records analysis was conducted after institutional review board approval (Si 826/2019).

Radiation therapy dose and treatment volume All planning computed tomography (CT) simulations were performed in the supine position with a customized thermoplastic mask

on the headrest. CT axial images were obtained from the vertex to the coccyx with a 3 mm contiguous slice thickness. The clinical target volume (CTV) included the entire brain, meninges, and entire spinal canal down to the end of the thecal sac covering the cerebrospinal extension to the spinal ganglia. The CTV boost included the whole posterior fossa or tumor bed boost with 1.5-cm margin. A geometric margin of 5 mm around the CTV and CTV boost was generated for planning the target volume (PTV) and PTV boost, respectively. Prescription doses were based on individual physician practices.

Treatment planning

Before 2018, all patients were treated with 3-dimensional conformal radiation therapy (3DCRT). In 2018, the patient was treated with volumetric arc radiation therapy (VMAT). For 3DCRT planning, lateral opposed fields with the half beam block technique were used for the brain, and a direct posterior field was used to treat the spine. The isocenter was located at the level of C2-C4 based on the anatomy of the patients for the brain field and at the level of T10-T12 with a fixed distance of 20 cm from the brain isocenter for the spine fields. The second spine isocenter was placed at the level of S2-S3. The isocenter placements were set as a reference for the entire treatment course, and a longitudinal shift was designed for the isocenter shift. The collimator was rotated for the brain field to match the divergence of the spine field. The moving gap junction technique between

2 spine fields using an asymmetric field was proposed. All plans used 6 MV photons. Beam weighting was adjusted to ensure that the dose of the PTV covered the 95% isodose curve. PTV boost treated with two lateral opposing fields. For VMAT, the plan was optimized and calculated by Eclipse version 13.6. The dose calculation was performed with the Anisotropic Analytical Algorithm (AAA). Two coplanar full rotations (360 degrees) for the brain and one complete arc for the spine were used. PTV dose coverage was the first priority in the optimization process. More than 95% of the volume of the PTV was covered by 95% of the prescribed dose, and the maximum dose did not exceed 107%. The PTV boost used two coplanar full rotations (360 degrees). VMAT used 6 MV photons at a dose rate of 600 MU/min.

Chemotherapy

The national protocol for the treatment of childhood cancer 2018 has been adopted to treat MB in AYA since 2018. The chemotherapy regimens for SR and HR were the same. During RT, vincristine 1.5 mg/m² was given weekly for 6 weeks. Adjuvant chemotherapy started within 28 days after completing RT as follows: cyclophosphamide (800 mg/m²/day on Days 1-3) and vincristine (1.5 mg/m²/day on Days 1, 8, 15) alternating with carboplatin (200 mg/m²/day on Days 1-3) and etoposide (150 mg/m²/day on Days 1-3) every 21-28 days for 10 cycles.^[14]

Variables and assessment

Sex, age at the start of RT, the interval between surgery and radiation, the extent of surgery, histology subtype, M stage, CMT administration, and RT dose were extracted from electronic medical records. The extent of surgery was categorized as subtotal resection (STR), near total resection (NTR), and gross total resection (GTR) in which defined by individual neurosurgeon. Treatment-related toxicities were graded according to CTCAE version 5.0 and subdivided into acute and late complications.^[15] Radiation side effects occurring during RT or within 6 months after completing RT were defined as acute complications. Radiation side effects occurring at least 6 months after completing RT were defined as late complications.

The primary endpoints of this study were the LC and OS. All follow-up MRIs of the brain and spine were reviewed to assess the local recurrence.

Statistical analysis

All analyses were performed using SPSS (version 21, SPSS Inc., Chicago, IL., USA). Data were described using frequency, percentage, median and range. Kaplan–Meier statistics were used to estimate the LC and OS. LC reflected the interval between the last date of RT and clinical and/or radiological progression. OS was the interval between the last date of RT and death. Complications were described in number and percentage.

Results

Patient demographics

Seven patients were included and analyzed. Patient demographics are shown in **Table 1**. There were 5 males (71.4%) vs. 2 females (28.6%). The median age at the start of RT was 18.3 years (16.7-28.6 years). The median time between surgery and the start of radiation was 41 days (28-63 days). Near-total resection (NTR) or gross total resection (GTR) was achieved in 71.4% (5 of 7 patients). Five patients (71.4%) were at standard risk. Histology subtype was reported in 5 patients. The remaining 2 patients had no histology subtype. Four (80%) were classic medulloblastomas, and one (20%) was melanocytic differentiation. No anaplastic/large cells were observed in this cohort. No molecular study was performed at the time of analysis. Only one patient (14.3%) had metastatic disease (M1). The remaining patients (85.7%) were M0.

Radiation therapy and chemotherapy

Six patients (85.7%) were treated with three-dimensional conformal radiation therapy. One patient (patient no. 7) was treated with volumetric modulated arc therapy. Radiation dose and treatment volume were based on individual physician practices. The median CSI dose was 36 Gy (23.4-46 Gy). Patient no. 3 received an escalated CSI dose (46 Gy) due to

M1 disease. Patient no. 7 received a reduced CSI dose (23.4 Gy) concurrent with chemotherapy followed by adjuvant chemotherapy. The posterior fossa was treated for a boost in all patients. The median total RT dose at the primary site was 54 Gy (54-56 Gy).

Treatment outcomes

All patients had follow-up MRI brain and sagittal whole spine screening. The median clinical follow-up time and the median MRI follow-up time were 5.8 years (1.3-11.4 years) and 5.8 years (0.6-11.3 years), respectively. Local recurrence (LR) was found in one patient 4.3 years after the completion of RT (**Figure 1**). Her initial treatment was subtotal resection (STR) followed by CSI 36 Gy and posterior fossa boost to 55.8. No chemotherapy was administered. She received salvage stereotactic radiotherapy 30 Gy in 5 fractions followed by chemotherapy as follows: cisplatin (100mg/m²/d on Day 1), etoposide (80mg/m²/day on Days 1-2), and cyclophosphamide (1g/m²/d on Day 3) every 28 days for 4 cycles. The 2-year and 5-year LC rates were 100% and 66.7%, respectively. Both the 2-year OS and 5-year OS were 100%. The median LC was 4.3 years (0.6-11.3 years) and the median OS was 7.7 years (1.3-11.7 years).

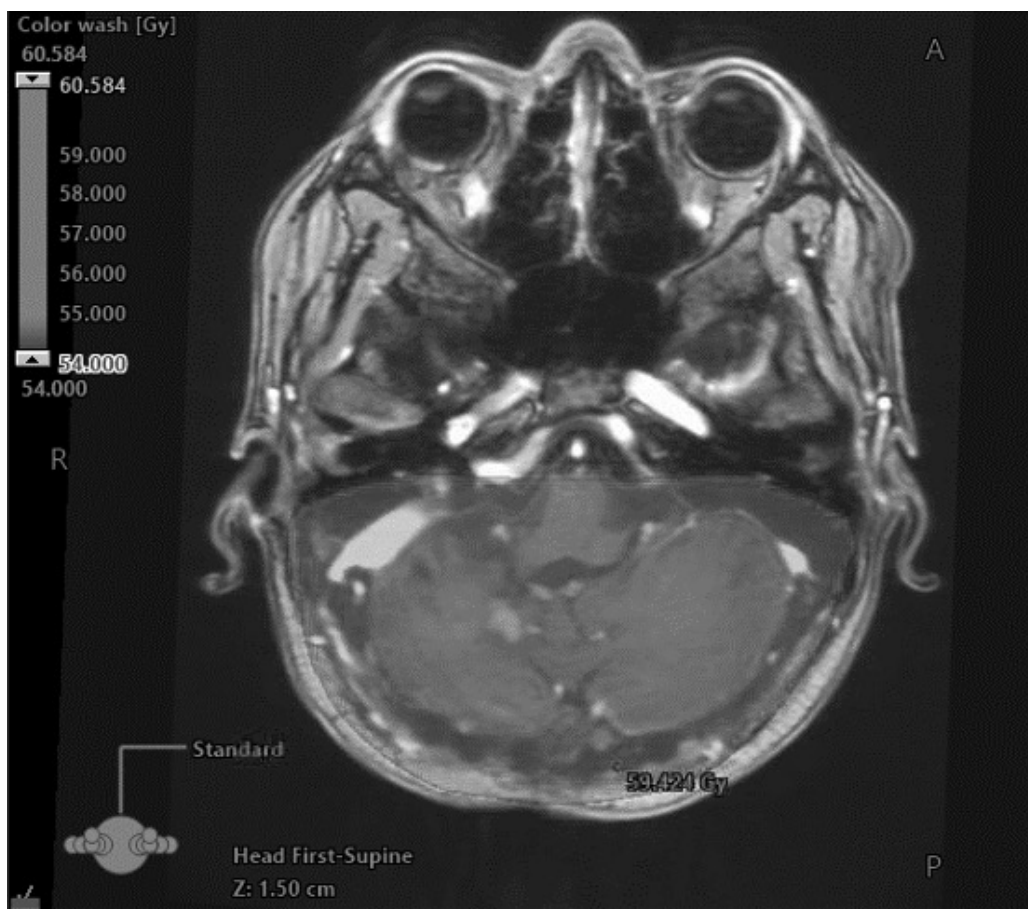


Figure 1. Fused follow-up MRI with planning CT shows local recurrence (arrow) within posterior fossa boost volume. Patient No. 6 underwent subtotal resection followed by radiation therapy alone. The local recurrence was detected 4.3 years after completion of radiation therapy.

Treatment-related toxicities

Treatment-related toxicities are shown in **Table 2**. Overall, acute complications developed in 57.1% (4/7). Of 6 patients treated with RT alone, one (16.7%) patient developed grade 3 vomiting and required a treatment break. Others were grade of <3 nonhematologic toxicities, including grade 1 oral mucositis, grade 2 radiation

dermatitis, and grade 2 vomiting. One patient who received CMT had grade 4 neutropenia twice during RT and once during adjuvant CMT. Late complications developed in 28.6% (2/7). All late complications were grade of <3, including grade 1 vertigo and grade 1 alopecia. No radiation necrosis was detected.

Table 1 Clinical and treatment-related information

Patient no.	Gender	Age at the start RT (years)	M stage	Extent of surgery	Histology	Risk group	CSI dose (Gy)	Boost volume	Total dose (Gy)	Any CMT	Disease progress after RT	Follow-up time (years)	Status
1	M	17.2	M0	NTR	Classic	SR	36	PF	54	No	No	9.8	NED
2	M	28.6	M0	GTR	Melanocytic differentiation	SR	36	PF	56	No	No	11.4	NED
3	M	27	M1	STR	NR	HR	46	PF	54	No	No	1.0	NED
4	F	20.5	M0	GTR	Classic	SR	36	PF	55.8	No	No	3.5	NED
5	M	18.3	M0	NTR	NR	SR	36	PF	54	No	No	7.3	NED
6	F	17.8	M0	STR	Classic	HR	36	PF	55.8	No	LR	5.8	AWD
7	M	16.7	M0	GTR	Classic	SR	23.4	IFRT	54	Yes	No	1.3	NED

NOTE: Patient no.6 was designated high risk due to subtotal resected disease. None had focal spinal boost. Patient no.3 was loss follow-up.

Abbreviations: M=male, F=female, RT=radiation therapy, NTR=near total resection, GTR=gross total resection, STR=subtotal resection, NR=no report, SR=standard risk, HR=high risk, CSI= craniospinal irradiation, PF= posterior fossa boost, IFRT = involved-field boost, CMT=chemotherapy, LR = local recurrence, NED = no evidence of disease, AWD = alive with disease

Table 2 Treatment-related toxicities

Patient no.	Acute complication	Grade	Late complication	Grade
1	NR	-	NR	-
2	NR	-	NR	-
3	NR	-	NR	-
4	Vomiting	3	Vertigo	1
5	Vomiting	2	NR	-
6	Alopecia	1	Alopecia	1
	Oral mucositis	1		
	Radiation dermatitis	2		
7	Decreased neutrophil count	4	Not evaluable	-

NOTE: Patient no. 7 has a follow-up time <6 months at time of analysis.

NR = no report

Discussion

We reported the long-term outcomes of postoperative RT in AYA with MBs from a single tertiary hospital in a middle-income country. Before 2018, all AYA with MBs who were treated at our institute received postoperative radiation therapy alone due to conflicting data supporting the role of CMT and concerns about CMT intolerability in AYA. After 2018, all AYA with MBs received postoperative RT and CMT due to a change in practice at our institution.

The Rare Cancer Network reported a large series of MB in adults, including 206 patients with a median follow-up of 31 months (0.2-179 months). Ninety-eight (48%) patients received CMT (32% before RT, 31% concurrent with RT, and 37% after RT). Patients who received CMT had better outcomes. The 5-year LC was 50% in RT and 74% in CMT and RT (chemo-RT). The 5-year OS rates were 55% in RT and 73% in chemo-RT^[13]. Kann et al. used National Cancer Data to identify patients ≥ 18 years old with MB. Of 751 patients, 520 (69.2%) received CMT (47.9% concurrent with RT, 52.1% before or after RT). The median follow-up time was 5 years. Patients who received CMT had better 5-year OS (71.6% in RT vs. 86.1% in chemo-RT)^[12]. Neither study

reported treatment-related toxicities^[12, 13]. Compared to these two large studies, this cohort showed good LC and OS with acceptable treatment-related toxicities. The predominantly standard-risk patients in this cohort may have led to the favorable outcomes. The treatment-related toxicities in this study may underestimate due to retrospective review of medical records. The limitation of our study was that it was a retrospective study with a small number of patients and no molecular study. Only one patient in this study received CMT and had the shortest follow-up time.

Conclusion

Treatment outcomes of AYA with MB from a single tertiary hospital in a middle-income country had good LC and OS with acceptable treatment-related toxicities. The median local control was 4.3 years (0.6-11.3 years) and the median overall survival was 7.7 years (1.3-11.7 years).

Acknowledgements

Not applicable

Conflicts of interest

None

References

1. Smoll NR, Drummond KJ. The incidence of medulloblastomas and primitive neuroectodermal tumours in adults and children. *J Clin Neurosci.* 2012;19:1541-4.
2. Albright AL, Wisoff JH, Zeltzer PM, Boyett JM, Rorke LB, Stanley P. Effects of medulloblastoma resections on outcome in children: a report from the Children's Cancer Group. *Neurosurgery.* 1996;38:265-71.
3. Lannering B, Rutkowski S, Doz F, Pizer B, Gustafsson G, Navajas A, et al. Hyperfractionated versus conventional radiotherapy followed by chemotherapy in standard-risk medulloblastoma: results from the randomized multicenter HIT-SIOP PNET 4 trial. *J Clin Oncol.* 2012;30:3187-93.
4. Packer RJ, Gajjar A, Vezina G, Rorke-Adams L, Burger PC, Robertson PL, et al. Phase III study of craniospinal radiation therapy followed by adjuvant chemotherapy for newly diagnosed average-risk medulloblastoma. *J Clin Oncol.* 2006;24:4202-8.
5. Hwang EI, Kool M, Burger PC, Capper D, Chavez L, Brabetz S, et al. Extensive Molecular and Clinical Heterogeneity in Patients With Histologically Diagnosed CNS-PNET Treated as a Single Entity: A Report From the Children's Oncology Group Randomized ACNS0332 Trial. *J Clin Oncol.* 2018;36:JCO2017764720.
6. Merchant TE, Kun LE, Krasin MJ, Wallace D, Chintagumpala MM, Woo SY, et al. Multi-institution prospective trial of reduced-dose craniospinal irradiation (23.4 Gy) followed by conformal posterior fossa (36 Gy) and primary site irradiation (55.8 Gy) and dose-intensive chemotherapy for average-risk medulloblastoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;70:782-7.
7. Sethi RV, Giantsoudi D, Raiford M, Malhi I, Niemierko A, Rapalino O, et al. Patterns of failure after proton therapy in medulloblastoma; linear energy transfer distributions and relative biological effectiveness associations for relapses. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2014;88:655-63.
8. Call JA, Naik M, Rodriguez FJ, Giannini C, Wu W, Buckner JC, et al. Long-term outcomes and role of chemotherapy in adults with newly diagnosed medulloblastoma. *Am J Clin Oncol.* 2014;37:1-7.
9. Carrie C, Lasset C, Alapetite C, Haie-Meder C, Hoffstetter S, Demaille MC, et al. Multivariate analysis of prognostic factors in adult patients with medulloblastoma. Retrospective study of 156 patients. *Cancer.* 1994;74:2352-60.
10. Brandes AA, Franceschi E, Tosoni A, Blatt V, Ermani M. Long-term results of a prospective study on the treatment of medulloblastoma in adults. *Cancer.* 2007;110:2035-41.

11. Franceschi E, Bartolotti M, Paccapelo A, Marucci G, Agati R, Volpin L, et al. Adjuvant chemotherapy in adult medulloblastoma: is it an option for average-risk patients? *J Neurooncol.* 2016;128:235-40.
12. Kann BH, Lester-Coll NH, Park HS, Yeboa DN, Kelly JR, Baehring JM, et al. Adjuvant chemotherapy and overall survival in adult medulloblastoma. *Neuro Oncol.* 2017;19:259-69.
13. Atalar B, Ozsahin M, Call J, Napieralska A, Kameer S, Villa S, et al. Treatment outcome and prognostic factors for adult patients with medulloblastoma: The Rare Cancer Network (RCN) experience. *Radiother Oncol.* 2018;127:96-102.
14. The Thai Society of Hematology. National protocol for the treatment of childhood cancers 2018.
15. Common Terminology Criteria for Adverse Events (CTCAE) Version 5.0 [online]. 2017 [cited 2022 Sep 16]; [155 screens]. Available from: URL:https://ctep.cancer.gov/protocoldevelopment/electronic_applications/docs/CTCAE_v5_Quick_Reference_5x7.pdf

การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานสำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วย
เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกราน
Establishment of typical dose levels for computed tomography of
the pelvis region in radiotherapy simulation procedures

ทินกร ดอนมูล¹, ธัญรัตน์ ชูศิลป์²

¹กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณธัญบุรี ตำบลบึงสนั่น อำเภอธัญบุรี จังหวัดปทุมธานี

²ภาควิชารังสีเทคนิค คณะสหเวชศาสตร์ มหาวิทยาลัยนเรศวร ตำบลท่าโพธิ์ อำเภอเมือง จังหวัดพิษณุโลก

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

ทินกร ดอนมูล

กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณธัญบุรี 139 หมู่ 4 ตำบลบึงสนั่น อำเภอธัญบุรี จังหวัดปทุมธานี

อีเมล: tinnagorn.armrt@gmail.com

Tinnagorn Donmoon¹, Thunyarat Chusin²

¹Department of Radiotherapy, Mahavajiralongkorn Thanyaburi Hospital, Bungsan, Thanyaburi, Pathumtani

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

Corresponding author

Tinnagorn Donmoon

Department of Radiotherapy, Mahavajiralongkorn Thanbyaburi Hospital, 139 Moo 4, Bungsan, Thanyaburi, Pathumtani, Thailand

Email: tinnagorn.armrt@gmail.com

Submitted: October 19, 2022

Revised: January 19, 2023

Accepted: February 10, 2023

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: คณะกรรมาธิการระหว่างประเทศด้านการป้องกันอันตรายจากรังสี (International Commission on Radiological Protection; ICRP) ฉบับที่ 135 ได้แนะนำให้มีการกำหนดค่าระดับปริมาณรังสีอ้างอิงทางการวินิจฉัย (Diagnostic Reference Levels; DRLs) สำหรับการถ่ายภาพทางรังสี เพื่อใช้เป็นแนวทางในการหาค่าปริมาณรังสีที่เหมาะสมให้ผู้ป่วย

วัตถุประสงค์: การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อสำรวจและกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน (Typical dose levels) สำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกราน แล้วทำการเปรียบเทียบกับค่าปริมาณรังสีจากรายงานของการศึกษาอื่น

วัสดุและวิธีการ: เก็บข้อมูลค่าปริมาณรังสี ได้แก่ค่า Volume Computed Tomography Dose Index (CTDIvol) และค่า Dose Length Product (DLP) ของผู้ป่วยเพศหญิงที่ได้รับจากการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกราน ที่แผนกรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยวชิราลงกรณธนบุรี โดยเก็บข้อมูลผู้ป่วยจำนวน 80 ราย ที่มีอายุอยู่ในช่วง 20 ถึง 80 ปีและมีน้ำหนักอยู่ในช่วง 45 ถึง 75 กิโลกรัม บันทึกค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีของผู้ป่วยแต่ละราย และกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานจากค่ามัธยฐานของค่า CTDIvol และ DLP

ผลการศึกษา: พบค่าพารามิเตอร์ที่ใช้กับผู้ป่วยทุกรายเป็นค่าเดียวกันทั้งหมด ยกเว้นค่ากระแสหลอดซึ่งจะปรับโดยอัตโนมัติตามขนาดของผู้ป่วย ด้วยระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ผู้ป่วยมีอายุเฉลี่ย 52.3 ± 11.5 ปี และน้ำหนักเฉลี่ย 58.5 ± 8.1 กิโลกรัม ปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานสำหรับ CTDIvol และ DLP มีค่าเท่ากับ 13.0 มิลลิเกรย์ และ 478.7 มิลลิเกรย์.เซนติเมตร ตามลำดับ ซึ่งเป็นค่าที่ต่ำกว่ารายงานของการศึกษาอื่น อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีรายงานค่า DRLระดับประเทศของไทย สำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์บริเวณอุ้งเชิงกราน ดังนั้นผลการศึกษานี้อาจเป็นแนวทางสำหรับการศึกษาเพื่อหาค่า DRL ระดับประเทศสำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์บริเวณอุ้งเชิงกรานต่อไป

ข้อสรุป: สรุปได้ว่าค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพรังสีในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกรานด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ของโรงพยาบาลมีค่าอยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้เมื่อเปรียบเทียบกับการศึกษาอื่น

คำสำคัญ: ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน, เครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์, การจำลองการฉายรังสี

Abstract

Background: The International Commission on Radiological Protection (ICRP publication 135) introduced the use of Diagnostic Reference Levels (DRLs) for imaging procedures. DRLs are dose levels used as a reference for optimizing radiation exposure to patients.

Objective: This work aimed to survey and establish typical dose levels for computed tomography (CT) of the pelvis region in radiotherapy simulation procedures and compare the typical dose levels with another study.

Materials and methods: Volume Computed Tomography Dose Index (CTDIvol) and Dose Length Product (DLP) were collected from a patient who underwent CT of the pelvis region in radiotherapy simulation procedures at radiotherapy department of Mahavajiralongkorn Thanyaburi hospital. The total of 80 patients were included with patient's age range of 20-80 years old and patient's weight range of 45-75 kg. The parameters used for radiographic imaging of each patient were recorded. Values of typical dose levels were established using the median of CTDIvol and DLP.

Results: The parameters used for radiographic imaging were found to be the same for all patients, except for the tube current, which is automatically adjusted according to the size of the patients by the automatic tube current modulation system of CT machine. The average age and weight of the patients were 52.3 ± 11.5 years old and 58.5 ± 8.1 kg. The typical dose levels of CTDIvol and DLP were 13.0 mGy and 478.7 mGy.cm, respectively. The typical dose levels in this work were lower than another study. However, the Thai national DRLs for CT examinations of the pelvis region has not yet been established. Therefore, the results of this study may serve as a guide for further study to determine the DRLs for pelvis CT.

Conclusion: The patient dose derived from CT of the pelvis region in radiotherapy simulation procedures using parameter setting in our hospital was acceptable compared with another study.

Keywords: Typical dose level, Computed tomography, Radiotherapy simulation, Pelvis

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): R23 - R33

บทนำ

ปัจจุบันเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed tomography; CT) มีบทบาทสำคัญอย่างมากในกระบวนการรักษาโรคมะเร็งด้วยรังสีรักษา^[1] เนื่องจากเป็นเครื่องมือที่ใช้ในกระบวนการจำลองการฉายรังสี (Radiotherapy simulation) เพื่อระบุตำแหน่งและขอบเขตของรอยโรคและอวัยวะปกติข้างเคียง ซึ่งเรียกว่าอวัยวะที่มีความเสี่ยง (Organs at risk) ได้อย่างแม่นยำ โดยเชื่อมต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา

(Treatment planning system; TPS) เพื่อสร้างภาพเสมือนจริงทำให้สามารถวางแผนการรักษาโดยใช้ลำรังสีเข้าได้หลายทิศทางด้วยคอมพิวเตอร์ วิธีนี้จะทำให้ปริมาณรังสีกระจายได้อย่างสม่ำเสมอ ครอบคลุมก้อนมะเร็ง และยังคงปริมาณรังสีต่ออวัยวะข้างเคียง

เนื่องจากผู้ป่วยโรคมะเร็งมีความจำเป็นต้องผ่านขั้นตอนการถ่ายภาพทางรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์หลายครั้งตั้งแต่การวินิจฉัยจนถึงการรักษา ทำให้ผู้ป่วยมีโอกาสได้รับปริมาณรังสีสะสมสูง เพราะ

ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพทางรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ถือว่าสูงที่สุด เมื่อเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่ได้รับจากการถ่ายภาพทางรังสีอื่นๆ โดยคิดเป็นร้อยละ 50.0, 68.0 และ 70.0 ของปริมาณรังสีทางการแพทย์ในสหภาพยุโรป สหราชอาณาจักร สหรัฐอเมริกา และไทย ตามลำดับ^[2-5] แม้ว่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพทางรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในขั้นตอนการจำลองการฉายรังสี กับปริมาณรังสีที่ได้รับจากการรักษาหลักด้วยเครื่องฉายรังสีจะมีความแตกต่างกันอย่างมาก^[6,7,8] หากผู้ป่วยได้รับการรักษาตั้งแต่ระยะเริ่มแรกผู้ป่วยอาจมีอายุขัยที่ยืนยาว ดังนั้นปริมาณรังสีจากการถ่ายภาพรังสีควรต่ำที่สุดเท่าที่จะเป็นไปได้เพื่อให้ได้ภาพที่มีคุณภาพเพียงพอต่อการนำไปใช้^[9] ตามหลักการใช้ปริมาณรังสีอย่างสมเหตุสมผล (As Low As Reasonably Achievable; ALARA) เพื่อลดความเสี่ยงทางรังสีให้กับผู้ป่วย^[6] โดยเฉพาะอวัยวะที่ไวต่อรังสีซึ่งอยู่ในพื้นที่ของการถ่ายภาพทางรังสี เช่น อวัยวะสืบพันธุ์ ดังนั้นปริมาณรังสีที่ได้รับการถ่ายภาพทางรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จึงเป็นสิ่งที่ควรตระหนัก

ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการตรวจวินิจฉัยด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จะถูกรายงานในรูปของค่า Volume Computed Tomography Dose Index (CTDIvol) และ Dose Length Product (DLP) ผ่านทางจอแสดงผลภาพเมื่อการตรวจเสร็จสิ้น โดย CTDIvol ได้มาจากค่า Weighted Computed Tomography Dose Index (CTDIW) คูณกับระยะทางที่ได้รับรังสีจากการสแกน ถึงแม้ว่าค่า CTDIvol และ DLP ไม่ใช่ปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับโดยตรงแต่ก็เป็นค่าที่มีความสัมพันธ์ต่อปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับและนำไปใช้คำนวณค่าปริมาณรังสียังผล (Effective dose) ซึ่งเป็นปริมาณที่ใช้บ่งบอกผลกระทบที่เกิดขึ้นจากการได้รับรังสีของประชากร เช่น ความเสี่ยงของการเกิดมะเร็งและการกลายพันธุ์ได้ต่อไป^[10]

คณะกรรมการการระหว่างประเทศด้านการป้องกันอันตรายจากรังสี (International Commission on Radiological Protection; ICRP) ได้แนะนำให้แต่ละประเทศ กำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิง (Diagnostic Reference Levels: DRLs) ซึ่งเป็นค่าระดับปริมาณรังสีที่ใช้เป็นค่าอ้างอิงของการตรวจวินิจฉัยทางรังสีแต่ละประเภท โดยเป็นค่าที่ได้จากการสำรวจในกลุ่มประชากรที่เข้ารับการตรวจวินิจฉัยด้วยรังสี การกำหนดค่า DRLs มีอยู่หลายระดับ ใน ICRP Publication 135^[10] ได้จัดกลุ่มการทำ DRLs เป็น 4 ระดับ คือ ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับทั่วไปหรือระดับหน่วยงาน (Typical Dose Levels), ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับท้องถิ่น (Local Diagnostic Reference Levels), ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับภูมิภาค (Regional Diagnostic Reference Levels) และค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศ (National Diagnostic Reference Levels) การกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานจะกำหนดจากค่ามัธยฐาน (Median) และค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศกำหนดจากค่าเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 75 ของค่ามัธยฐาน (Median) ที่ได้จากผลการสำรวจปริมาณทางรังสีจากการถ่ายภาพทางรังสีจากหน่วยงานที่ใช้รังสีในแต่ละภูมิภาคหรือแต่ละท้องถิ่น^[11]

อย่างไรก็ตามยังไม่มีรายงานค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศของไทย สำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกราน ของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์^[11] มีรายงานเฉพาะการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการวินิจฉัยโรคบริเวณช่องท้องแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี (Whole abdomen without contrast media) ของงานด้านรังสีวินิจฉัยเท่านั้น มีรายงานของ ทินกร และคณะ^[12] ที่เป็นค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับท้องถิ่นแต่ก็เป็นการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการวินิจฉัยโรคบริเวณช่องท้องเช่นกัน ประกอบกับหลักการใช้ปริมาณรังสีอย่างสมเหตุสมผลดังที่ได้กล่าวไปข้างต้น การศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อสำรวจและกำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิง

ระดับหน่วยงานสำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกราน แล้วนำมาเปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่น และรายงานค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศ ซึ่งงานวิจัยนี้อาจใช้เป็นแนวทางในการศึกษาสำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอื่น ๆ หรืออวัยวะที่จำลองการฉายรังสีบ่อย 3 ถึง 5 อันดับแรกต่อไป

วัสดุและวิธีการ

การวิจัยนี้ผ่านการพิจารณาและอนุมัติจากคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคนของโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏนครราชสีมา (MTH 2021-8) เป็นรูปแบบการศึกษาย้อนหลัง (Retrospective study) ทำการเก็บข้อมูลในผู้ป่วยเพศหญิงที่เข้ารับการถ่ายภาพรังสีในกระบวนการจำลองการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการฉายรังสี (CT Simulator) ยี่ห้อ GE รุ่น CT Discovery 590 ของกลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏนครราชสีมา ระหว่างเดือน กรกฎาคม พ.ศ. 2564 ถึง กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2565 จำนวน 80 ราย โดยผู้ป่วยที่คัดเข้ารับ

การศึกษาเป็นผู้ป่วยมีอายุอยู่ในช่วง 20 ถึง 80 ปีและมีน้ำหนักอยู่ในช่วง 45 ถึง 75 กิโลกรัม^[12] และเข้ารับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์บริเวณอุ้งเชิงกรานแบบไม่ฉีดสารทึบรังสี

การเก็บข้อมูลและการวิเคราะห์ทางสถิติ

1. ทำการบันทึกข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยแต่ละราย ได้แก่ อายุ และน้ำหนักตัว
2. บันทึกค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ในการถ่ายภาพรังสีของผู้ป่วยแต่ละราย
3. บันทึกค่า CTDIvol ค่า DLP ของผู้ป่วยแต่ละรายที่ปรากฏบนจอแสดงผลของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ดังแสดงในภาพที่ 1
4. หาค่าต่ำสุด ค่าสูงสุด ค่าเฉลี่ย ค่ามัธยฐาน ค่าเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 75 และส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของค่า CTDIVOL และ DLP
5. กำหนดค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานจากค่ามัธยฐานของค่า CTDIVOL และ DLP
6. นำค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานไปเปรียบเทียบกับงานวิจัยอื่นค่า และปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศ

Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	S234.000-I211.000	6.45	305.08	Body 32
Total Exam DLP:				305.08	

ภาพที่ 1 แสดงค่า CTDIvol และค่า DLP จากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ยี่ห้อ GE รุ่น CT Discovery 590

ผลการศึกษา

ค่าพารามิเตอร์หรือเทคนิคที่ใช้ประจำในการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกรานของหน่วยงานแสดงดังตารางที่ 1 พบค่าพารามิเตอร์ที่ใช้กับผู้ป่วย

ทุกรายเป็นค่าเดียวกันทั้งหมด ยกเว้นค่ากระแสหลอดซึ่งจะปรับโดยอัตโนมัติตามขนาดของผู้ป่วย ด้วยระบบ Automatic tube current modulation (ATCM) ของเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ตารางที่ 1 ค่าพารามิเตอร์ที่ใช้ประจำสำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกราน

ค่าพารามิเตอร์	
ประเภทของการตรวจ	อุ้งเชิงกราน ไม่ฉีดสารทึบรังสี
ค่าความต่างศักย์	120.0 กิโลโวลต์
จำนวนแถวและขนาดของตัวรับภาพ	16x1.25 มิลลิเมตร
ความกว้างของลำรังสี	20.0 มิลลิเมตร
ความหนาของสไลซ์	2.5 มิลลิเมตร
พิตช์ (Pitch)	0.938
ความเร็วของเตียง (Table speed)	18.75 มิลลิเมตร/rotation
เวลาที่หลอดเอกซเรย์หมุนครบ 1 รอบ (Rotation time)	0.8 วินาที
ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติ (Automatic tube current modulation; ATCM)	ใช่

ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยที่เข้ารับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกราน ของกลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏวชิรเวศน์บุรี ระหว่างเดือนกรกฎาคม พ.ศ. 2564 ถึง กุมภาพันธ์ พ.ศ. 2565

แสดงดังตารางที่ 2 ระยะการสแกน (Scan length) และปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ (CTDIvol และ DLP) จากการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกรานแสดงดังตารางที่ 3

ตารางที่ 2 ข้อมูลทั่วไปของผู้ป่วยที่เข้าร่วมการศึกษา

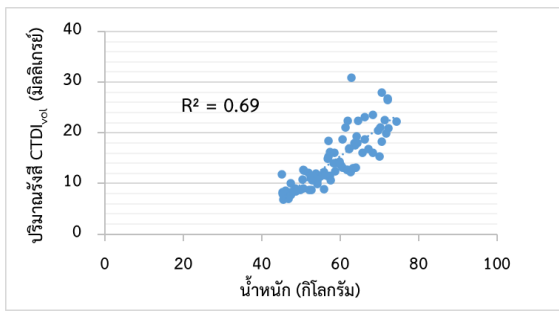
สถิติ	อายุ (ปี)	น้ำหนัก (กิโลกรัม)
ค่าต่ำสุด	24.0	45.1
ค่าสูงสุด	78.0	74.5
ค่าเฉลี่ย	52.3	58.5
ค่ามัธยฐาน	52.0	58.4
ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	11.5	8.1

ตารางที่ 3 ข้อมูลระยะการสแกนและปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับการสแกน 1 ครั้ง

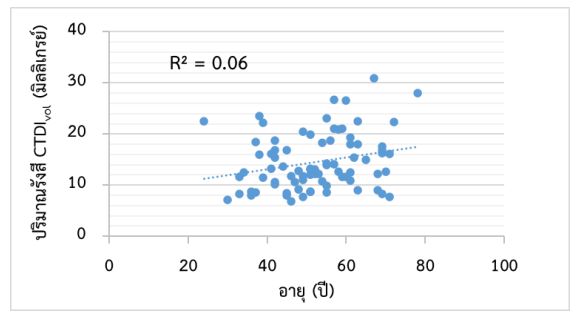
สถิติ	ระยะสแกน (มิลลิเมตร)	CTDIvol (มิลลิเกรย์)	DLP (มิลลิเกรย์.เซนติเมตร)
ค่าต่ำสุด	287.5	6.9	233.4
ค่าสูงสุด	465.0	30.9	1193.4
ค่าเฉลี่ย	339.1	14.6	535.2
ค่ามัธยฐาน	330.0	13.0	478.7
เปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 75	364.7	18.1	651.8
ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน	34.3	5.5	217.5

สำหรับค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานของการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกรานมีค่าเท่ากับ 13.0 มิลลิเกรย์ (mGy) และ 478.7 มิลลิเกรย์.เซนติเมตร (mGy.cm) สำหรับค่า CTDIvol และ DLP ตามลำดับ ซึ่งได้มาจากค่ามัธยฐานของปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับการสแกน 1 ครั้ง

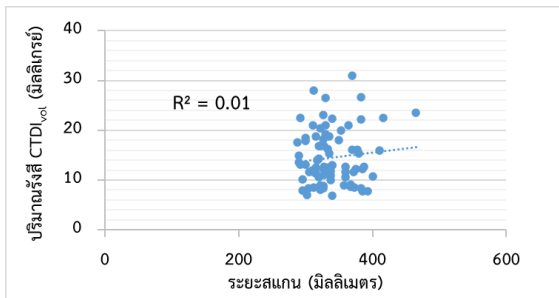
ผลการวิเคราะห์สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (Correlation coefficient: R^2) โดยใช้โปรแกรม Microsoft Excel Version 2208 พบว่าน้ำหนักของผู้ป่วยมีความสัมพันธ์กับค่า CTDIvol ($R^2 = 0.69$) ดังแสดงในภาพที่ 2 (ก) สำหรับอายุของผู้ป่วย ($R^2 = 0.06$) และระยะสแกน ($R^2 = 0.01$) พบว่าไม่มีความสัมพันธ์กับค่า CTDIvol ดังแสดงในภาพที่ 2 (ข) และ 2 (ค) และยังพบว่า CTDIvol และ DLP มีความสัมพันธ์กันสูง ($R^2 = 0.93$) ดังแสดงในภาพที่ 2 (ง)



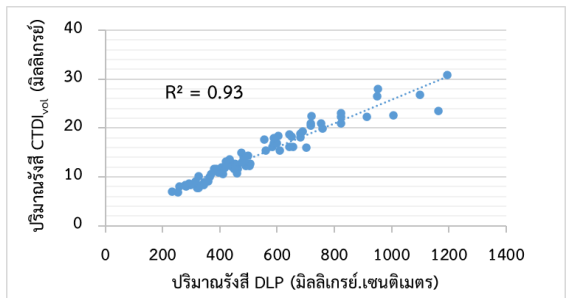
(ก)



(ข)



(ค)



(ง)

ภาพที่ 2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับ CTDIvol และ (ก) น้ำหนัก, (ข) อายุ, (ค) ระยะสแกน และ (ง) ค่า DLP

บทวิจารณ์

ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงสำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอุ้งเชิงกรานยังมีการศึกษาน้อยเมื่อเปรียบเทียบกับภาพถ่ายรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการวินิจฉัยโรค อาจเนื่องมาจากผู้ป่วยกลุ่มนี้เป็นผู้ป่วยมะเร็งและจะต้องได้รับการฉายรังสีในปริมาณที่สูงเพื่อรักษาโรคมะเร็ง^[1] อย่างไรก็ตามหากพิจารณาตามแนวปฏิบัติของ ICRP การนำรังสีมาใช้ประโยชน์ จะต้องใช้ปริมาณรังสีเท่าที่จำเป็นในสร้างภาพรังสีที่มีคุณภาพนำไปใช้วินิจฉัยหรือวางแผนการรักษาโรคได้ ดังนั้นการหาค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงานจึงมีความสำคัญสำหรับผู้ป่วยกลุ่มนี้เช่นกัน

ผลการศึกษานี้พบว่าค่ามัธยฐานของ CTDIvol และ DLP มีค่าใกล้เคียงกับผลการศึกษาก่อนหน้าของ Nika และคณะ^[1] ซึ่งรายงานไว้สำหรับการถ่ายภาพรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน ด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสี เท่ากับ 13.8 มิลลิเกรย์ และ 433.3 มิลลิเกรย์.เซนติเมตร ตามลำดับ เมื่อพิจารณาเปรียบเทียบค่าเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 75 ของ CTDIvol ของการศึกษานี้ แล้วจะพบว่า มีค่าใกล้เคียงกับผลการศึกษาก่อนหน้าของ ศุภวิทูและคณะ^[5] และทินกรและคณะ^[12] และยังใกล้เคียงกับค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศของไทย^[11] และญี่ปุ่น^[13] ดังแสดงในตารางที่ 4 อย่างไรก็ตามยังไม่มีรายงานค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศสำหรับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์

คอมพิวเตอร์บริเวณอุ้งเชิงกรานของกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ดังนั้นผลการศึกษานี้อาจเป็นแนวทางสำหรับการศึกษาเพื่อหาค่าปริมาณรังสีอ้างอิงเฉพาะสำหรับ

การถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์บริเวณอุ้งเชิงกรานต่อไป

ตารางที่ 4 ค่าปริมาณรังสีที่ได้จากการศึกษานี้ เปรียบเทียบกับการศึกษาอื่น

การศึกษา	รายการตรวจ	ระยะสแกน (มิลลิเมตร)	CTDIvol (มิลลิเกรย์)	DLP (มิลลิเกรย์. เซนติเมตร)
การศึกษานี้	Pelvis without contrast media	287.5-465.0	18.1±13.0	651.8±478.7
Nika และคณะ ปี 2563 ^[1]	Pelvis	-	17.9±13.8	677.1±433.3
ศุภวิทู และคณะ ปี 2560 ^[5]	Abdomen and pelvis	491.0-510.7	19.0	2712.0
กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ ปี 2564 ^[11]	Whole abdomen without contrast media	-	18.0	717.0
ทินกร และคณะ ปี 2564 ^[12]	Abdomen	401.7- 594.3	21.0	845.7
Japan DRL ปี 2563 ^[13]	Abdomen and pelvis	-	18.0	880.0

การศึกษานี้พบว่าค่า DLP ต่ำกว่าระดับปริมาณรังสีอ้างอิงระดับประเทศของไทยและญี่ปุ่น และผลการศึกษาของศุภวิทูและคณะ^[5] และทินกรและคณะ^[12] อาจเนื่องมาจากระยะการสแกนที่ต่างกันระหว่างการถ่ายภาพรังสีบริเวณช่องท้องทั้งหมด (ระยะการสแกนครอบคลุมตั้งแต่ Dome of diaphragm ถึง pubic symphysis อยู่ในช่วง 402 ถึง 594 มิลลิเมตร) และการถ่ายภาพรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานสำหรับการศึกษานี้ (ระยะการสแกนครอบคลุมตั้งแต่ L3 ถึง ระยะที่ต่ำลงไปจาก pubic symphysis 50 มิลลิเมตร อยู่ในช่วง 288 ถึง 465 มิลลิเมตร) โดยการถ่ายภาพรังสีบริเวณช่องท้องทั้งหมดจะมีระยะการสแกนที่มากกว่า ดังนั้นแม้ว่าค่า CTDIvol จะใกล้เคียงกันแต่ด้วยระยะการสแกนที่น้อยกว่าจึงทำให้ค่า DLP ในการศึกษานี้มีค่าน้อยกว่า

จากการวิเคราะห์ความสัมพันธ์พบว่าค่า CTDIvol มีความสัมพันธ์สูงกับค่า DLP เนื่องจากค่า DLP คำนวณมาจากค่า CTDIvol คูณกับระยะสแกนที่ผู้ป่วยได้รับรังสีและอีกตัวแปรที่มีความสัมพันธ์กับค่า CTDIvol คือน้ำหนักของผู้ป่วย ทั้งนี้อาจเนื่องมาจากการใช้ระบบปรับกระแสหลอดอัตโนมัติในเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ซึ่งจะปรับให้ปริมาณรังสีสูงขึ้นเมื่อผู้ป่วยมีขนาดใหญ่กว่าขนาดตัวมาตรฐาน และปรับปริมาณรังสีลดลงเมื่อผู้ป่วยมีขนาดตัวเล็กกว่าขนาดตัวมาตรฐาน จากการวิเคราะห์ที่ไม่พบความสัมพันธ์ระหว่างค่า CTDIvol และอายุผู้ป่วย รวมทั้งระยะการสแกน

ข้อสรุป

การศึกษานี้ทำการเก็บข้อมูลผู้ป่วยและปริมาณรังสีที่

ผู้ป่วยได้รับการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ในกระบวนการจำลองการฉายรังสีที่บริเวณอวัยวะเชิงกราน จากผู้ป่วยจำนวน 80 ราย ผลการศึกษาพบว่าค่าปริมาณรังสีอ้างอิงระดับหน่วยงาน สำหรับการถ่ายภาพรังสีบริเวณอวัยวะเชิงกรานที่ได้จากการศึกษานี้มีค่าเท่ากับ 13.0 มิลลิเกรย์ สำหรับค่า CTDIvol และ 478.7 มิลลิเกรย์.เซนติเมตร สำหรับค่า DLP ซึ่งเป็นค่าที่ใกล้เคียงกับผลการศึกษาก่อนหน้านี้ของต่างประเทศที่ทำการศึกษาค่าปริมาณรังสีอ้างอิงจากการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่บริเวณอวัยวะเชิงกรานในกระบวนการจำลองการฉายรังสีเช่นเดียวกัน จึงสรุปได้ว่าค่าปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับจากการถ่ายภาพรังสีด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์

ที่บริเวณอวัยวะเชิงกรานในกระบวนการจำลองการฉายรังสีของกลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏธนบุรี อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณ ผู้อำนวยการโรงพยาบาลมหาวิทยาลัยราชภัฏธนบุรี และคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมการวิจัยในคน ที่อนุมัติให้ทำการวิจัยและเก็บรวบรวมข้อมูลในโรงพยาบาลได้ เจ้าหน้าที่กลุ่มงานรังสีรักษาทุกท่านที่ให้ความช่วยเหลือด้านการเก็บรวบรวมข้อมูลและทำการดำเนินการวิจัยสำเร็จลุล่วงไปด้วยดี

เอกสารอ้างอิง

1. Nika Z, Valerija Zager M, Nejc M. Establishment of national diagnostic reference levels for radiotherapy computed tomography simulation procedures in Slovenia. Eur J Radiol. 2020;127:1-5.
2. Stephen A, Priscilla FB, Kimberly EA, Steven BB, Libby FB, James MH, et al. American College of Radiology White Paper on Radiation Dose in Medicine. J Am Coll Radiol. 2007;4:272-84.
3. González AB, Mahesh M, Kim KP, Bhargavan M, Lewis R, Mettler F, et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. Arch. Intern. Med. 2009;169:2071-7.
4. Smith BR, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. Arch. Intern. Med. 2009;169:2078-86.
5. Supawitoo S, Chitsanupong B, Weerawat S. A survey on radiation dose from computed tomography examinations in Phitsanulok province. J Health Sci. 2017;26:210-9.
6. Celine C, Sinead B, Laura M. Establishment of national diagnostic reference levels (DRLs) for radiotherapy localization computer tomography of the head and neck. Rep Pract Oncol Radiother. 2018;23:407-12.
7. Ana D, Doris S, Ingrid B, Slaven J. An assessment of dose indicators for computed tomography localization procedures in radiotherapy at the

University Hospital Rijeka. Nucl Technol Radiat Prot. 2018;33:301-6

8. Sean O' C, Ora MC A, Laura M. Establishment of national diagnostic reference levels for breast cancer CT protocols in radiation therapy. Br J Radiol. 2016;89: 1-6.
9. Toroi P, Kaijaluoto S, Bly R. Patient exposure levels in radiotherapy CT simulations in Finland. Radit. Prot Dosi. 2015;167:602-7.
10. International Commission on Radiological Protection. Annals of the ICRP Publication 135 Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. 2017;4).
11. กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข.ค่าปริมาณรังสีอ้างอิงในการถ่ายภาพรังสีวินิจฉัยทางการแพทย์ของประเทศไทย 2564. กรุงเทพฯ: บริษัท ปิยอนด์ พับลิชชิง จำกัด; 2564.
12. Tinnagorn D, Thunyarat C. Establishment of local diagnostic reference levels for commonly performed computed tomography examinations in Thai cancer hospitals. Th J of Radio Tech. 2021;46: 35-42.
13. Kanda R, Akahane M, Koba Y, Chang W, Akahane K, Okuda Y, et al. Developing diagnostic reference levels in Japan. Jpn J Radiol. 2021;39:307-14.

Optimal hyperparameters of CBCT-based synthetic CT using U-net deep learning to improve image quality for adaptive radiotherapy in the H&N region

ไฮเปอร์พารามิเตอร์ที่เหมาะสมของการสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สังเคราะห์จากภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ลำรังสีกรวยด้วยการเรียนรู้เชิงลึกชนิดยูเน็ตเพื่อเพิ่มคุณภาพของภาพสำหรับการรักษาเทคนิคครั้งเดียวแบบปรับแผนในบริเวณศีรษะและลำคอ

Tipaporn Prakarnpilas¹, Sangutid Thongsawad¹, Kittipol Dachaworakul¹, Aphisara Deeharing², Chirasak Khamfongkhruea¹

¹Medical Physics Program, Princess Srisavangavadhana College of Medicine, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok

²Radiation Oncology Department, Chulabhorn hospital, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok

Corresponding author

Chirasak Khamfongkhruea

Medical Physics Program, Princess Srisavangavadhana College of Medicine, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

906 Khamphaengpet 6 Rd., Lak Si, Bangkok Thailand, 10210

Email: chirasak.kha@cra.ac.th

ทิพาพร ปราการพิลาศ¹, แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์¹, กิตติพล เดชะวรกุล¹, อภิสรา ดีหะริง², จีรศักดิ์ คำฟองเครือ¹

¹หลักสูตรฟิสิกส์การแพทย์ วิทยาลัยแพทยศาสตร์ศรีสวางควัฒน ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์ กรุงเทพมหานคร

²งานรังสีรักษามะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาภรณ์ ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์ กรุงเทพมหานคร

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

จีรศักดิ์ คำฟองเครือ

หลักสูตรฟิสิกส์การแพทย์ วิทยาลัยแพทยศาสตร์ศรีสวางควัฒน ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์

906 ถ.กำแพงเพชร 6 แขวงตลาดบางเขน เขตหลักสี่ กรุงเทพมหานคร 10210

อีเมล: chirasak.kha@cra.ac.th

Submitted: Nov 4, 2022

Revised: Jan 8, 2023

Accepted: Feb 21, 2023

Abstract

Background: Cone-beam CT (CBCT) imaging is used for adaptive radiation therapy (ART) in head and neck cancer (HNC) due to its more convenient image acquisition and no additional dose. However, CBCT limitations in Hounsfield (HU) accuracy and image quality have emerged for treatment planning. Recently, several studies have proposed using deep learning to generate synthetic CT (sCT) images from CBCT images. However, the quality of images depends on the hyperparameter setting.

Objective: To determine the optimal hyperparameters of the U-net deep learning (DL) for generating sCT images for ART in HNC.

Materials and methods: To generate sCT images, U-net DL with a mean absolute error loss function was used in this study. A total of 3491 image pairs from planning CT (pCT) and CBCT datasets from 40 HNC patients were split into 80% (2976 images from 32 patients) and 20% (515 images from 8 patients) for training and testing, respectively. Each parameter for tuning the U-net model, consisting of learning rates, batch sizes, and epochs, was investigated with various hyperparameter settings in a total of 45 conditions. The best model was assessed using four metrics, including a mean absolute error (MAE) and root mean square error (RMSE) for HU accuracy, peak signal-to-noise ratio (PSNR), and structural similarity index (SSIM) for image quality between sCT and pCT images, as well as a training time.

Results: For optimal hyperparameters, we found that the learning rate was set to $1e-3$, batch size of 8, and epoch of 200. According to this setting, MAE, RMSE, and PSNR improved from 53.15 ± 40.09 , 153.99 ± 79.78 , and 47.91 ± 4.98 to 41.47 ± 30.59 , 130.39 ± 78.06 , and 49.93 ± 6.00 , respectively, while SSIM remained constant. The learning rate played an essential role in the training model. All models with various hyperparameters enhanced the reduction of artifacts and noise. The edges of the bone and the soft tissue boundary were clearly visible. The average training time of an optimal hyperparameter was 6 hours and 36.6 minutes (398 ms/step), while it took less than 10 seconds to generate sCT images.

Conclusion: Hyperparameter optimization can improve the quality of sCT images for treatment planning. This study demonstrates the potential of U-net to use CBCT images for ART in HNC.

Keywords: synthetic CT, cone-beam CT, deep learning, U-net, hyperparameters

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การนำภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ชนิดลำรังสีกรวย (Cone-beam computed tomography: CBCT) มาใช้ในการรักษาด้วยรังสีแบบปรับแผนสำหรับมะเร็งศีรษะและลำคอ สามารถทำได้ง่ายและไม่มีการเพิ่มปริมาณรังสี แต่อย่างไรก็ตามยังมีข้อจำกัดด้านความถูกต้องของค่า HU และคุณภาพของภาพ เมื่อเร็ว ๆ นี้หลายงานวิจัยได้เสนอให้ใช้การเรียนรู้เชิงลึก (Deep learning: DL) เพื่อสร้างภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์สังเคราะห์ (Synthetic CT: sCT) ซึ่งคุณภาพของภาพจากวิธีการนี้ขึ้นอยู่กับค่าไฮเปอร์พารามิเตอร์

วัตถุประสงค์: เพื่อหาค่าไฮเปอร์พารามิเตอร์ที่เหมาะสมของแบบจำลองการเรียนรู้เชิงลึกชนิดยูเน็ต (U-net) สำหรับการสร้างภาพ sCT ในการรักษาด้วยรังสีแบบปรับแผนสำหรับ HNC

วัสดุและวิธีการ: การศึกษานี้ใช้แบบจำลอง U-net โดยใช้ภาพทั้งหมด 3,491 คู่จากชุดข้อมูลภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (pCT) และ CBCT ของ HNC 40 ราย โดยแบ่งข้อมูลเป็น 80% และ 20% สำหรับการฝึกและทดสอบตามลำดับ เพื่อหาค่าไฮเปอร์พารามิเตอร์ที่เหมาะสม ค่าอัตราการเรียนรู้, ขนาดแบทช์, และรอบในการฝึก ได้มีการปรับแต่งทั้งหมด 45 เงื่อนไข และมีการประเมินคุณภาพของภาพระหว่างภาพ pCT และ sCT ดังนี้ ค่าผิดพลาดสัมบูรณ์เฉลี่ย (MAE) และค่าผิดพลาดกำลังสองเฉลี่ยของราก (RMSE), อัตราส่วนสัญญาณต่อสัญญาณรบกวนสูงสุด (PSNR) และดัชนีความคล้ายคลึงกันของโครงสร้าง (SSIM) รวมถึงเวลาในการฝึกแบบจำลอง

ผลการศึกษา: ไฮเปอร์พารามิเตอร์ที่เหมาะสมประกอบด้วยค่าอัตราการเรียนรู้ที่ $1e-3$, ขนาดแบทช์ที่ 8, และรอบการฝึกแบบจำลองที่ 200 ค่า MAE, RMSE และ PSNR มีค่าที่ดีขึ้นจาก 53.15 ± 40.09 , 153.99 ± 79.78 และ 47.91 ± 4.98 เป็น 41.47 ± 30.59 , 130.39 ± 78.06 และ 49.93 ± 6.00 ตามลำดับ ขณะที่ค่า SSIM มีค่าคงที่ งานวิจัยนี้พบว่าค่าอัตราการเรียนรู้คือค่าที่มีความสำคัญในการฝึกแบบจำลอง โดยแบบจำลอง U-net สามารถลดสิ่งแปลกปลอมและสัญญาณรบกวนได้เป็นอย่างดี เวลาการฝึกแบบจำลองมีค่าเฉลี่ยที่ 6 ชั่วโมง 36.6 นาที (398 มิลลิวินาที/ขั้น) โดยใช้เวลาการสร้างภาพ sCT น้อยกว่า 10 วินาที

ข้อสรุป: การปรับไฮเปอร์พารามิเตอร์ที่เหมาะสมสามารถช่วยเพิ่มคุณภาพของภาพ sCT ให้ดีขึ้น การศึกษานี้แสดงให้เห็นว่าภาพ CBCT สามารถนำมาใช้สำหรับการรักษาด้วยรังสีแบบปรับแผนใน HNC ได้

คำสำคัญ: เอกซเรย์คอมพิวเตอร์สังเคราะห์, เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ลำรังสีกรวย, การเรียนรู้เชิงลึก, ยูเน็ต, ไฮเปอร์พารามิเตอร์

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): R34 - R51

Introduction

In radiation therapy, head and neck cancer (HNC) is generally treated with complex techniques, such as intensity-modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric-modulated arc therapy (VMAT) due to numerous organs at risk (OARs) near the treatment volume. However, these techniques are highly sensitive to uncertainties, especially anatomical changes^[1-3]. This results in error in the actual delivery that does not correspond to the planned dose. To solve this problem, adaptive radiation therapy (ART) has been proposed to reduce the effect of anatomical changes^[4,5].

Generally, the images used for ART can be achieved by re-scanned a patient from a computed tomography (CT) simulator. This approach requires more staffing and time. Recently, several studies have proposed using cone-beam CT (CBCT) images obtained from treatment rooms for ART^[6-8]. However, CBCT images cannot be directly used for treatment planning due to the limitations of CBCT image characteristics, including consistency of CT numbers (Hounsfield units: HU) and image quality in CBCT with scattered artifacts and noise^[9-11]. Therefore, before using CBCT images in ART, the improvement of HU accuracy and image quality is needed to meet the requirements of clinical treatment.

Currently, many studies use deep learning (DL) to generate synthetic CT (sCT) images from CBCT images^[12-14]. One of the most popular ones is the U-net model, the U-shaped convolutional

neural network (CNN) architecture. The U-net has a convolution encoder-decoder (CED) network structure where the encoder and decoder parts are directly skip-connected^[15,16]. To achieve the best model in the U-net, the parameter setting is an important step for model training. These parameters, the so-called hyperparameters, significantly impact the model training in terms of predictive image quality, training time, and computer memory space. For the U-net model, the hyperparameters include learning rate, batch size, and epoch. Therefore, this study aims to determine the optimal value of the hyperparameters of the U-net model for generating sCT images for ART in HNC.

Materials and methods

Patient selection and image dataset

This study is a retrospective study. The CBCT and planning CT (pCT) images of 3,720 image pairs from 40 paired pCT datasets and CBCT images of HNC treated with VMAT between January 2018 and December 2021 at the Radiation Oncology Department, Chulabhorn Hospital were enrolled in this study. A dedicated 16-slice helical big-bore CT simulator (Phillips Medical Systems, Andover, MA) and a TrueBeam linear accelerator (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) were used to acquire the pCT and CBCT image datasets, respectively. To minimize the difference in anatomical structure, only the first fraction of all patients' CBCT images before treatment were selected. A voxel spacing was 1.00×1.00×3.00 mm³ and

0.51×0.51×2.00 mm³ for pCT and CBCT images, respectively. Both dimensions of the pCT and CBCT images were 512×512.

Image preparation

Rigid registration was performed to align the pCT images with the CBCT images using an open-sourced registration graphical user interface (OpenREGGUI), a MATLAB-based medical image processing software. During image registration, the number of pixels pCT images was resampled to the CBCT images (0.51×0.51×2.00 mm³). Due to the incomplete field of view (FOV) of CBCT images in HNC, images with uncompleted body outlines were not included in the image datasets. Furthermore, a structure outside the

body was created and assigned to the air density (-1000 HU) for both pCT and CBCT images.

Model generation

The proposed model in this study is based on the U-net architecture, as shown in **Figure 1**. The network model was developed using Keras and TensorFlow 2.9.0 with Python version 3.8, NVIDIA CUDA® Deep Neural Network library version 8.1, and Compute Unified Device Architecture version 11.2. All experiments were implemented on an NVIDIA Quadro RTX 8000 GPU with 48 GB of memory (training was done in a JetBrains PyCharm anaconda environment).

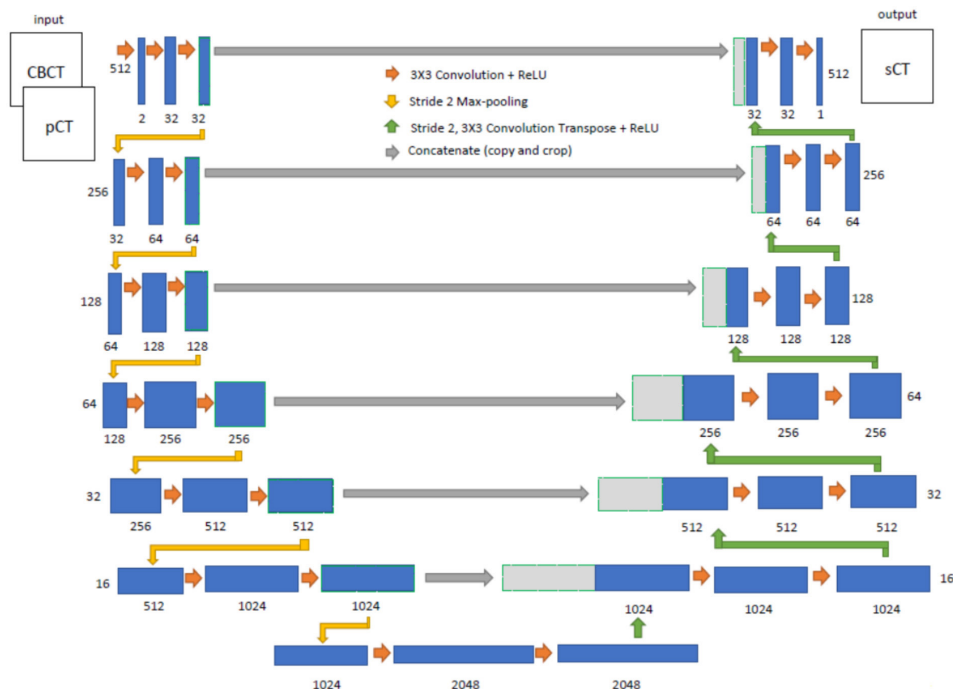


Figure 1 U-net network architecture.

Model architecture

The U-net model (**Figure 1**), which has a CED network structure, comprises two networks: encoders and decoders^[16]. Because of its excellent performance, CED has been widely used in the DL literature. During the encoding phase, low-level feature maps are downsampled to high-level ones. In the decoding phase, the prediction image is constructed by up-sampling, utilizing the transposed convolutional layer, and the high-level feature maps are converted to low-level feature maps. The encoder network employs a set of 2D convolution filters with normalization (batch normalization)^[17], a non-linear activation function (rectified linear unit: ReLU), and maximum pooling for identifying image features. The decoder network uses transposed convolutional layers with concatenating layers and convolutional layers with a ReLU^[18] for combining features and spatial information.

The inputs of the model are pairs of CBCT and pCT images. A max-pooling layer and two convolutional layers are placed before each of the six down-sampling blocks in the encoder, which is the 3×3 convolution kernel with a ReLU as the activation function. The convolutional layers (down-sampling blocks) have a beginning feature number of 32 and grow by 2 with each following block number. The pooling size in the max-pooling layers is 2×2. As a result, as the encoder continuously increases the depth, the image size decreases from 512×512×2 to 4×4×1024. With a kernel size of 3×3 and feature numbers of both 2048, the final two encoder

convolutional layers concentrate the input image information into 4×4×2048.

For the decoder, two convolutional layers follow the up-sampling blocks (convolution transpose) layers of the decoder. One transposed convolutional layer, one concatenate layer, and two convolutional layers are present in each up-sampling block. To obtain more precise location information at the same level, the concatenates layer combines the feature maps from the encoder with the output of the transposed convolution layers. Following the concatenates layer, two convolutional layers let the model develop a more exact output. The transposed convolutional layers have a kernel size of 2×2 and a stride size of 2×2. The kernel size of each convolutional layer in the decoder is 3×3. The convolutional layers (up-sampling blocks) start with a feature number of 2048 and decrease by 2 with each following block number. Then, apply the kernel size of 3×3 and the corresponding feature numbers of 32 and 1 to keep the size of sCT images generated as input images. By reducing the loss error from an average absolute difference between the CBCT to sCT images and the corresponding pCT images, the mean absolute error (MAE) loss function is optimized.

Model training

The 3,491 image pairs of pCT and CBCT image datasets from 40 HNC patients were split into 80% (2,976 images from 32 patients) and 20% (515 images from 8 patients) for training and testing, respectively. For the training stage,

20% of the dataset was used for validation, with a different number of slices depending on each batch size.

To determine the optimal hyperparameter, each parameter for tuning the U-net model, consisting of learning rates, batch sizes, and epochs, was varied, as shown in **Figure 2**. The detail of the parameters are as follows:

1) The learning rates

The learning rate is a hyperparameter that controls how much weight of the neural network is adjusted in one step of the training by setting the learning rate through the Stochastic Gradient Descent Algorithm Adam (Adaptive Moment Estimation) Optimizer^[19,20].

2) Batch sizes

Batch size is the sample number of training datasets divided into the number of batches in

one epoch^[20,21].

3) Epochs

The number of epochs is a hyperparameter specifying how often the learning algorithm will iterate over the training dataset^[22].

Model testing

After model training, eight independent CBCT patient datasets were fed to the model to generate sCT images. The performance of predictive sCT images generated with different hyperparameters was evaluated in terms of quality metrics and time. For quality metrics, pCT (ground truth images) and sCT images were measured and compared as follows:

1) HU accuracy

The image intensity was evaluated in terms of HU differences between the pCT and

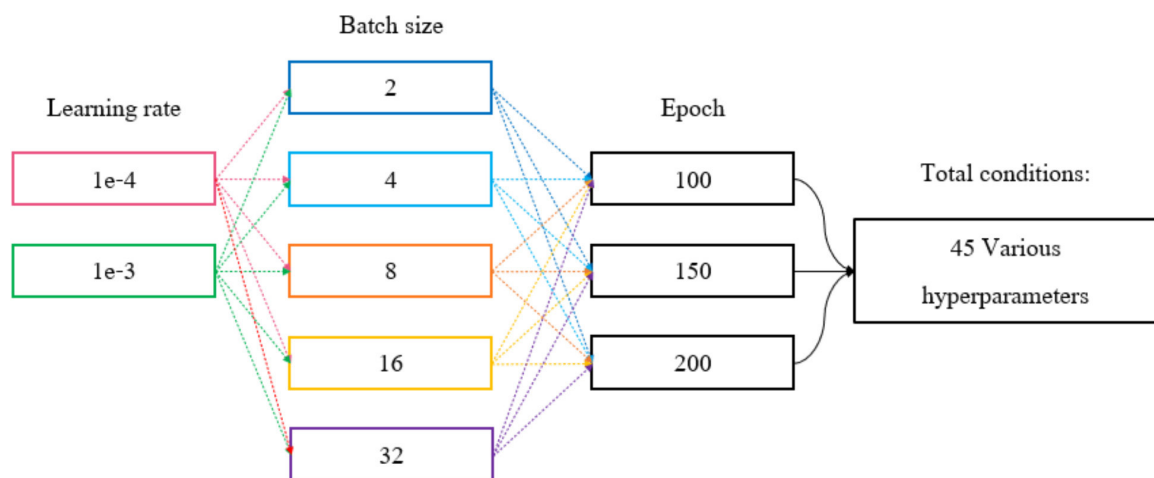


Figure 2 Setting conditions by adjusting various hyperparameters.

the sCT images. Mean absolute error (MAE) and root mean square error (RMSE) were used in this study. Both terms can be described as follow:

MAE: the mean absolute difference of all the pixel values between two images in which the image with lower MAE values shows more accurate pixel-wise HU values.

$$MAE(pCT, sCT) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |pCT_i - sCT_i|$$

RMSE: the root mean square difference between the two images. Lower RMSE indicates a lower noise level in the image because pCT images are less noisy than CBCT images.

$$RMSE(pCT, sCT) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |pCT_i - sCT_i|^2}$$

Where N = the total number of pixels

pCT_i and sCT_i = the HU in each pixel of the pCT and sCT images, respectively.

2) Image quality

The performance of the image quality of sCT was determined via two image quality accepted metrics: peak-signal-noise-ratio (PSNR) and structural similarity index (SSIM). The details of each term can be described as follows:

PSNR: the ratio of a maximal pixel value to the noise of the images degrades the representation of its quality. This term can calculate using the ground truth (pCT) image's maximum intensity value and the mean squared error. PSNR is

the standard metric used to evaluate image quality for noise reduction.

$$PSNR(pCT, sCT) = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{MAX(pCT)}{RMSE(pCT, sCT)} \right)$$

Where MAX = the maximum intensity for pCT and sCT images.

SSIM: a standard metric for comparing the structural similarity of two images. The SSIM close to 1 indicates similar images.

$$SSIM(pCT, sCT) = \frac{(2\mu_{sCT}\mu_{pCT} + C_1) + (2\sigma_{sCT,pCT} + C_2)}{(\mu_{sCT}^2 + \mu_{pCT}^2 + C_1) + (\sigma_{sCT}^2 + \sigma_{pCT}^2 + C_2)}$$

Where μ_{sCT} and μ_{pCT} = the mean values of HU of the sCT and pCT images, respectively.

σ_{sCT} and σ_{pCT} = the variance of HU values of the sCT and pCT images, respectively.

$\sigma_{sCT,pCT}$ = the covariance, the parameters $C_1 = (k_1L)^2$ and $C_2 = (k_2L)^2$ are two variables to stabilize the division with weak denominators, L is the range of HU values in the CT image. $k_1 = 0.01$, $k_2 = 0.02$.

Results

Table 1 shows the MAE, RMSE, PSNR, SSIM, and training time from 45 different hyperparameter settings. There was no pattern relationship for MAE, RMSE, and PSNR when learning rate and batch size were increased. At the same learning rate and batch size, MAE and RMSE tended to decline, PSNR increased and SSIM remained constant as epoch increased.

Table 1 MAE, RMSE, PSNR, SSIM, and training time for various hyperparameters from eight independent test datasets based on 3D images compared with pCT as ground truth images.

Learning rate	Batch size	Epoch	MAE (HU)	RMSE (HU)	PSNR (dB)	SSIM	Training time (hr.)
1e-4	CBCT		53.15 ± 40.09	153.99 ± 79.78	47.91 ± 4.98	0.97 ± 0.02	-
	2	100	45.82 ± 27.85	142.69 ± 81.54	48.94 ± 5.64	0.98 ± 0.02	5.00
		150	44.75 ± 27.23	141.02 ± 79.60	48.99 ± 5.55	0.98 ± 0.02	7.50
		200	43.90 ± 26.77	141.13 ± 78.74	48.94 ± 5.47	0.98 ± 0.02	10.00
	4	100	43.81 ± 29.20	137.70 ± 80.30	49.34 ± 5.80	0.98 ± 0.02	3.89
		150	44.03 ± 31.03	139.75 ± 83.30	49.31 ± 5.97	0.98 ± 0.02	5.78
		200	44.78 ± 30.30	139.28 ± 85.32	49.47 ± 6.193	0.98 ± 0.02	7.78
	8	100	51.22 ± 36.87	148.31 ± 89.09	48.83 ± 6.03	0.98 ± 0.02	3.25
		150	50.33 ± 35.24	147.83 ± 88.09	48.82 ± 5.96	0.98 ± 0.02	4.88
		200	47.80 ± 33.00	144.38 ± 85.68	49.00 ± 5.93	0.98 ± 0.02	6.50
	16	100	45.26 ± 31.67	133.94 ± 76.57	49.49 ± 5.65	0.98 ± 0.02	2.67
		150	45.91 ± 32.00	130.72 ± 87.18	49.29 ± 5.75	0.98 ± 0.02	4.00
		200	43.52 ± 29.53	130.39 ± 73.25	49.65 ± 5.52	0.98 ± 0.02	5.33
	32	100	48.13 ± 33.17	140.06 ± 84.07	49.32 ± 6.02	0.98 ± 0.02	2.53
		150	47.21 ± 32.04	135.77 ± 80.83	49.50 ± 6.00	0.98 ± 0.02	3.79
		200	46.43 ± 32.39	136.62 ± 81.58	49.51 ± 5.98	0.98 ± 0.02	5.06
1e-3	2	100	46.21 ± 35.03	143.24 ± 87.66	49.23 ± 6.12	0.98 ± 0.02	5.19
		150	47.57 ± 34.79	143.25 ± 86.92	49.18 ± 6.11	0.98 ± 0.02	7.79
		200	44.97 ± 32.15	138.21 ± 80.99	49.33 ± 5.83	0.98 ± 0.02	10.39
	4	100	42.94 ± 31.53	133.71 ± 79.90	49.70 ± 5.99	0.98 ± 0.02	3.92
		150	44.46 ± 31.91	137.05 ± 78.97	49.32 ± 5.70	0.98 ± 0.02	5.88
		200	43.52 ± 31.19	132.40 ± 79.23	49.80 ± 6.00	0.98 ± 0.02	7.83
	8	100	42.81 ± 31.58	135.20 ± 78.57	49.48 ± 5.77	0.98 ± 0.02	3.31
		150	45.21 ± 30.61	133.89 ± 76.10	49.47 ± 5.60	0.98 ± 0.02	4.96
		200	41.47 ± 30.59	130.39 ± 78.06	49.93 ± 6.00	0.98 ± 0.02	6.61
	16	100	42.56 ± 30.54	139.30 ± 73.20	48.83 ± 5.07	0.98 ± 0.02	2.67
		150	44.41 ± 31.21	130.26 ± 86.67	48.80 ± 5.22	0.98 ± 0.02	4.00
		200	46.23 ± 32.79	139.68 ± 74.89	48.88 ± 5.20	0.98 ± 0.02	5.33
	32	100	49.20 ± 33.40	152.28 ± 89.39	48.49 ± 5.85	0.98 ± 0.02	2.56
		150	47.06 ± 29.97	148.45 ± 83.19	48.51 ± 5.50	0.98 ± 0.02	3.38
		200	48.34 ± 28.69	150.97 ± 86.81	48.47 ± 5.69	0.98 ± 0.02	5.11

Abbreviations: CBCT=cone-beam computed tomography; MAE = mean absolute error; RMSE = root-mean-square error; SSIM = structural similarity index; PSNR = peak signal-to-noise ratio; HU = Hounsfield units; dB = decibel; hr = hours.

The best sCT images in this study indicated the optimal hyperparameter (OptHyper) when the learning rate was set to 1e-3, batch size was 8, and epoch was 200. When compared to CBCT images, these metrics improved the values of MAE, RMSE, and PSNR, from 53.15 ± 40.09 , 153.99 ± 79.78 , and 47.91 ± 4.98 to 41.47 ± 30.59 , 130.39 ± 78.06 , and 49.93 ± 6.00 , respectively. On the other hand, sCT was generated by setting the hyperparameter to the lowest value, called the minimal hyperparameter (MinHyper) setting, with a set learning rate of 1e-4, batch size of 2, and epoch of 100. With this setting, the MAE, RMSE, and PSNR were 45.82 ± 27.85 , 142.69 ± 81.54 , and 48.94 ± 5.64 , respectively. The highest value of hyperparameter configuration, called maximal hyperparameter (MaxHyper) setting, with a set learning rate of 1e-3, batch size of 32, and epoch of 200. This condition provided the MAE, RMSE, and PSNR of 48.34 ± 28.69 , 150.97 ± 86.81 , and 48.47 ± 5.69 , respectively. The SSIM of sCT images from all hyperparameter conditions was 0.98 ± 0.02 , higher than 0.97 ± 0.02 for CBCT images.

Figure 3 depicts the axial image and HU line profile of pCT, CBCT, and three sCT images obtained from the test datasets (MinHyper, OptHyper, and MaxHyper). This profile crosses through bone and soft tissue structures. The blue line represents the HU profile of OptHyper sCT images, setting optimal hyperparameters as a learning rate of 1e-3, batch size of 8, and epoch 200. The sCT images improved in HU value, with

an increase in HU smoothness and accuracy close to pCT images in the area of soft tissue, bone, and closer to the body boundary. In contrast, both MinHyper sCT images, represented by the red line as setting minimal hyperparameters, and the magenta line representing of MaxHyper sCT images as setting maximal hyperparameters, were less close to pCT images in any area. However, all sCT images were of better quality than the HU profile in the CBCT image, which was noisy and inaccurate.

From the results in **Table 1**, the training time for the minimal hyperparameters setting was 5 hours, the training time for the maximal hyperparameters setting was 5 hours and 7 minutes, and the training time for the optimal hyperparameters setting was 6 hours and 36.6 minutes. Most of the training time was reduced to 9%, 8%, and 53%, respectively, when the batch size increased from 2 to 4, 8 to 16, and 16 to 32, while only the batch size increased from 4 to 8, increasing 3% training time when the learning rate had risen from 1e-4 to 1e-3. This demonstrated less training time when the batch size and learning rate were higher.

Three axial slices of pCT, CBCT, and OptHyper sCT are shown in **Figure 4**. The OptHyper sCT images improved HU values close to pCT images while preserving the geometrical information of CBCT images. Moreover, The OptHyper sCT images could also reduce streak artifacts found in CBCT images (Red arrow in Figure 4).

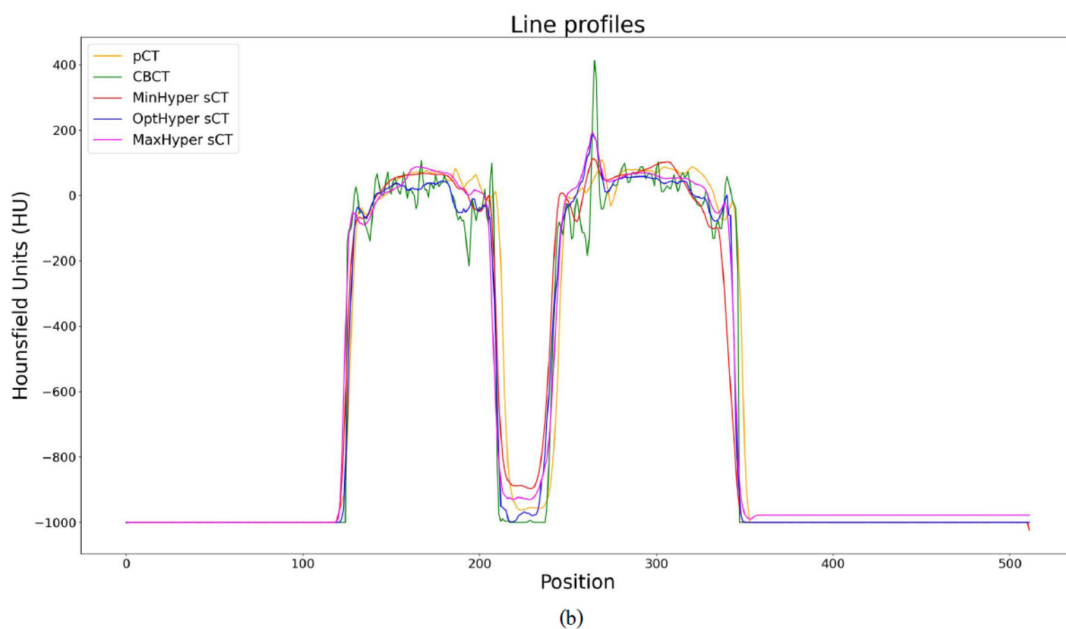
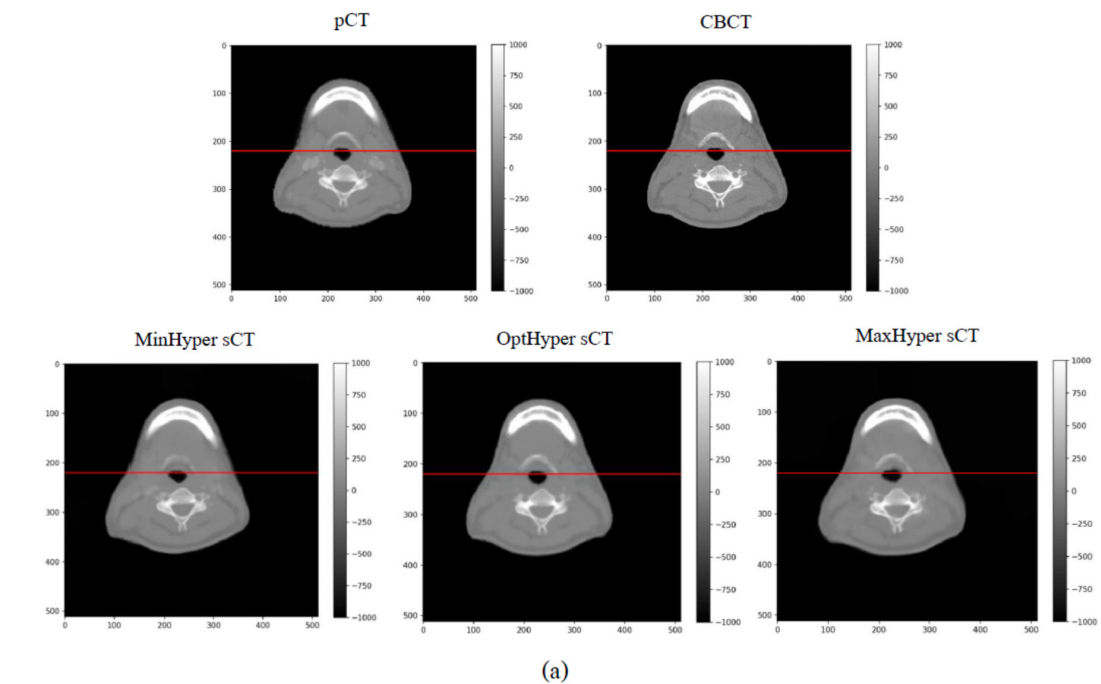


Figure 3 The axial images (a) and HU line profiles (b) of pCT, CBCT, and three sCT images obtained test datasets. Comparing of the pCT (orange), CBCT (green), MinHyper sCT (red), OptHyper sCT (blue), and MaxHyper sCT (magenta).

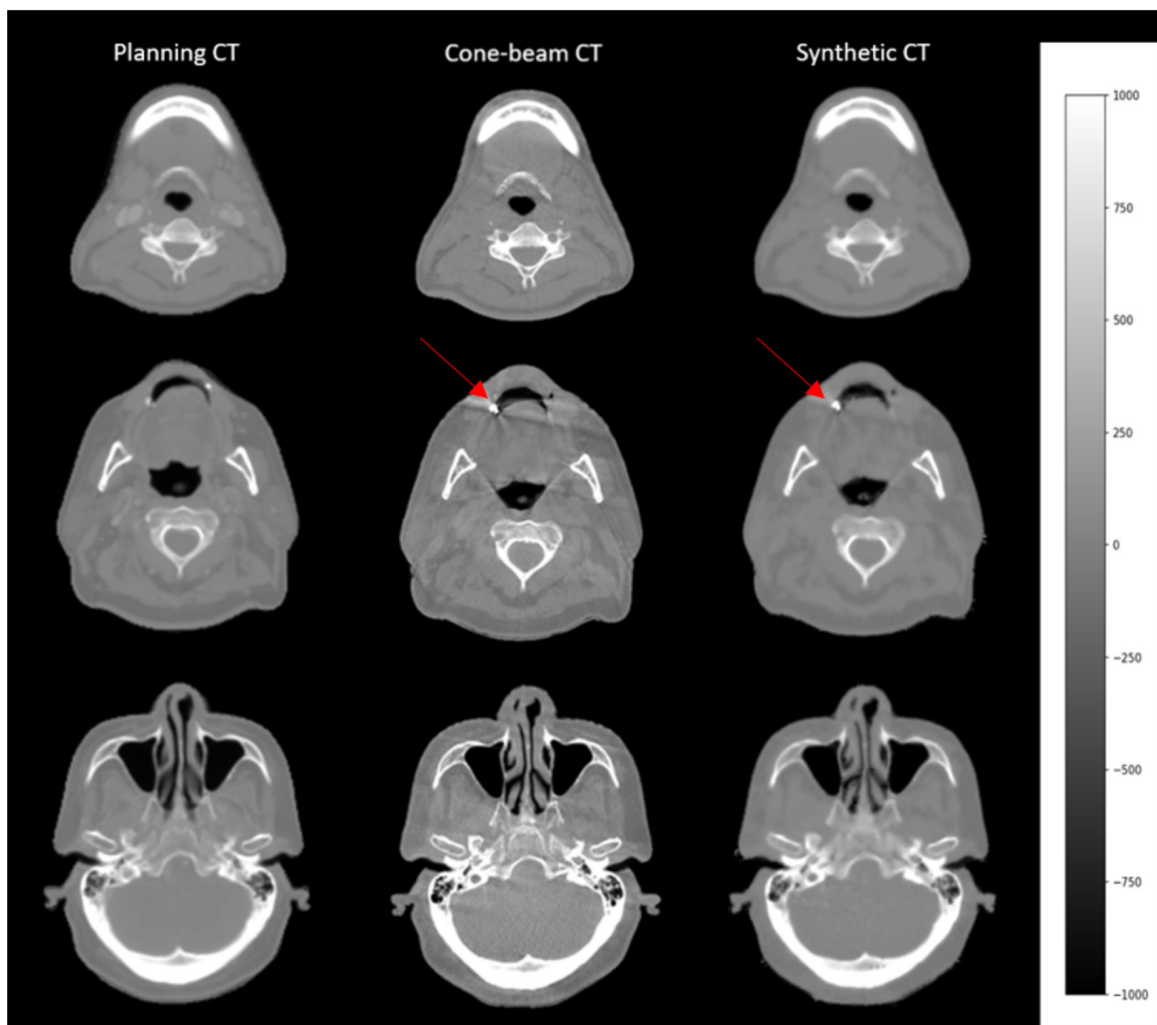


Figure 4 Three axial slices of pCT, CBCT, and OptHyper sCT images with -1000 to 1000 HU window width.

Figure 5 shows the HU line profile through the body of pCT (orange), CBCT (green), and OptHyper sCT (blue) images. According to the line profiles, OptHyper sCT images had an HU line closer to pCT images than the CBCT images,

especially at the body boundaries. There was a peak reduction and a smoothness in OptHyper sCT images. At the soft tissue-air interface, the OptHyper sCT images provided a smooth edge than the CBCT images.

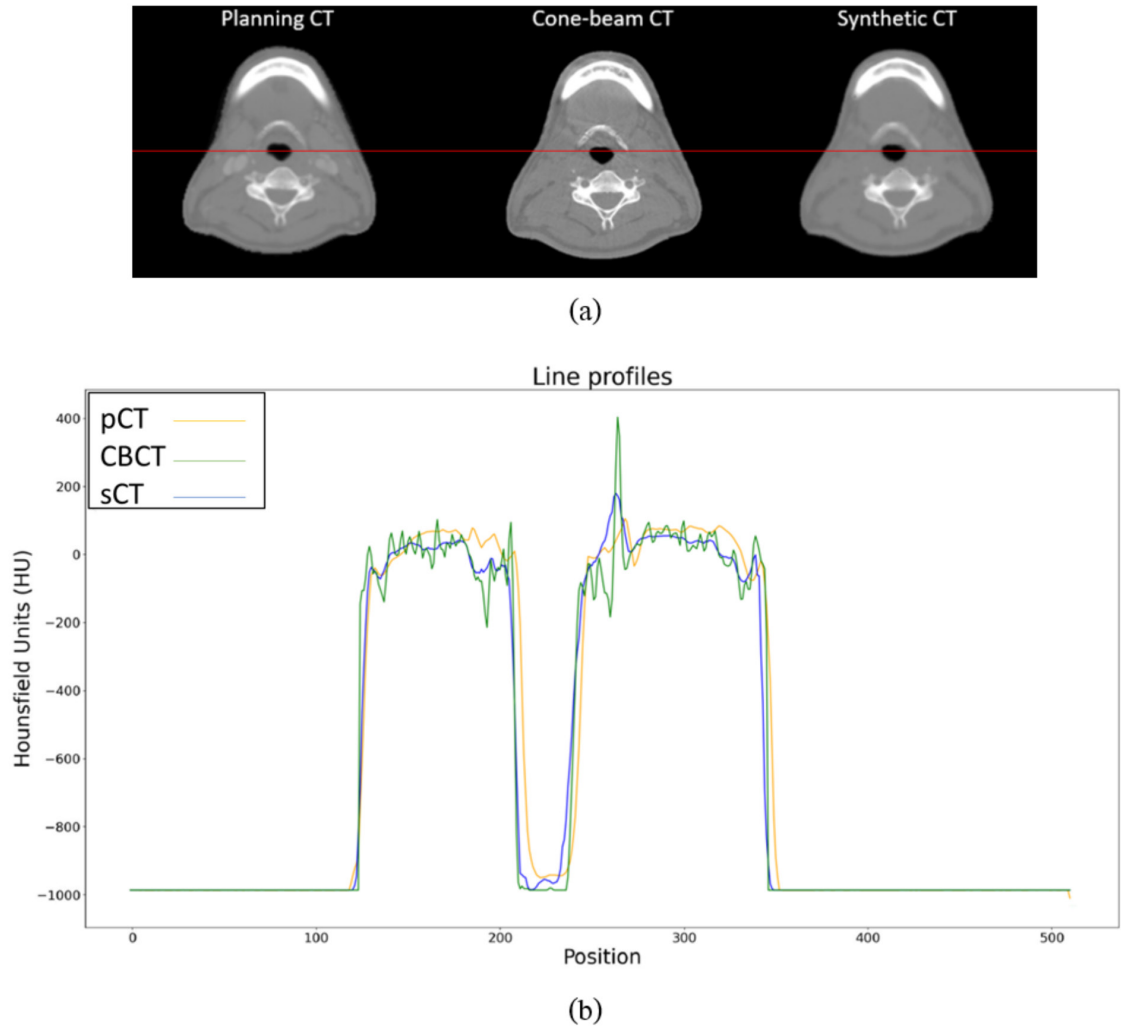


Figure 5 The axial images (a) and HU line profiles (b) of pCT (orange), CBCT (green), and OptHyper sCT (blue) images obtained from test datasets.

Discussion

The purpose of this study was to determine the optimal value of the hyperparameters of the U-net model for generating sCT images for ART in HNC. The head and neck region are extremely

sensitive to anatomical variations, such as weight loss and tumor shrinkage. This study concentrated on three hyperparameters: learning rate, batch size, and epochs. There were four acceptable metrics for evaluating the quality of sCT with a

different set of hyperparameters. These evaluation metrics were assessed in terms of MAE and RMSE for HU accuracy and PSNR and SSIM for image quality. Moreover, the time during model training was collected as well. Since acquisition at the same time for pCT and CBCT images was difficult, first-fraction CBCT images of HNC patients were used and then registered to pCT images for generating synthesis CT images from a model based on a U-net architecture for anatomical structure mismatch.

The advantage of the U-net model is reducing global scattering and improving local HU due to applying in the spatial domain of an image both global and local features^[13,23]. To resolve this issue, a trained model using MAE as a loss function was used to learn the anatomical structures of CBCT images through image preprocessing and the HU value of pCT images. Furthermore, the U-net can generate an output the same size as its input. However, the disadvantage of the model is the unknown number of optimal depths of an encoder-decoder network based on the task complexity for training. In addition, there is a robust theory for the design of skip connections between encoder-decoder networks operating at the same level. Because these feature maps are semantically different, it is not guaranteed that they are the perfect fit for feature fusion^[24].

This study investigated only three hyperparameters, including the learning rate, batch size, and epoch. We did not include weight decay due to less effect on model performance^[25]. Further-

more, these agree with Bergstra et al.^[26], who compared a careful combination of manual and grid searches of deep belief networks with varied these three hyperparameters.

According to the results of the study, it was found that the learning rate had a significant impact on the image quality in terms of MAE, RMSE, and PSNR, except SSIM, while the batch size and epoch had less effect on the image quality. Where SSIM is invariant, this may be due to the high accuracy of alignment of pCT and CBCT images by rigid image registration and selection of images with FOV encompassing body parts. According to **Table 1**, the learning rate impacts the image quality of almost 45 setting conditions across various hyperparameters for the training model to generate sCT. Obviously, when increasing the learning rate to 10e-3, almost all the results had better image quality than the learning rate of 10e-4.

The conditions with the learning rate of 1e-3, the batch size of 8, and the epoch of 200 were the optimal hyperparameters for the U-net model to generate sCT due to the highest PSNR and lowest MAE and RMSE. All various hyperparameters for sCT generation enhanced the reduction of artifacts and noise. The edges of the bone and the soft tissue boundary were clearly visible. The sCT images can improve HU accuracy and image quality compared to the original CBCT images.

According to the HU line profiles of pCT, CBCT, and sCT images with three different hyperparameter settings, OptHyper sCT images

had an HU line closer to pCT images than the others, especially at the body boundaries. At the thyroid cartilage region, all sCT images showed better intensity with the reduction from the peak of CBCT images. The smoothness of soft tissue had improved in all sCT images, the closest to pCT images being MinHyper sCT, MaxHper sCT, and OptHyper sCT images, respectively. Although when the HU line crosses through the surrounding edge of the air region, such as the outside of the body and subglottic larynx, it indicates that sCT images had rounded corners close to pCT images. In contrast, CBCT images had square corners, the closest to pCT images being OptHyper sCT, MinHyper sCT, and MaxHper sCT images, respectively. Furthermore, the MinHyper sCT images had a tail at the bottom of the image. In contrast, the MaxHper sCT images had an inaccurate HU value, especially in air density at the end edge of the body part (intensity higher than -1000 HU). As a result, OptHyper sCT was the best hyperparameter, with an HU profile line that crossed soft tissue, bone, and body boundaries closer to pCT images than the other MinHyper sCT, MaxHper sCT, and the original CBCT images. It also provides OptHyper sCT images with good image detail of bone structure and structure boundaries, soft tissue contrast, and reduces artifacts and noise in CBCT images.

The average training time of an optimal hyperparameter was 6 hours and 36.6 minutes (398 ms/step), while it took less than 10 seconds to generate sCT images. From the results, the

consumed training time depends on the number of images and the setting of the hyperparameter value. The model's answer converges slowly when the learning rate is too low. It takes longer to train because each trained model changes the weight and bias incrementally, requiring several epochs. On the other hand, when the learning rate is set too high, the model's answer stays consistent with the correct or expected answer because each training cycle improves weight and bias rapidly, requiring fewer epochs. The batch size determination directly affected the train speed. The larger the batch size, the faster the training model, but the more memory needs to be processed.

This study reported similar results to Kida et al.^[12]. They used the same U-net model structure without ReLU in transpose convolution and used MAE as a loss function in the pelvic regions. Furthermore, our results showed better MAE, RMSE, PSNR, SSIM, and train time than Li et al.'s work^[27], which developed the U-net architecture with a residual block using MAE as the loss function in the H&N region. However, the study of Chen et al.^[13] provided better HU accuracy metrics results than ours because of an improved loss function that combines structure dissimilarity and MAE. Although this study shows better image quality, the training time was shorter.

Although our results showed improvements in HU accuracy and image quality, there are several limitations to keep in mind. Firstly, the FOV of CBCT images was limited to 250 mm, which cannot provide the anatomy information,

especially the low-risk target volume of HNC in the shoulder region. Secondly, anatomical changes may occur between a pair of pCT-CBCT images due to the different times of image acquisition (taken on separate days). This could impact the model training due to using a pair image of the U-net algorithm. Finally, this study had a small sample size of image data for training and testing, and a larger sample size might lead to better results.

Further research suggests that these limits could be improved by creating an advanced loss function for optimization, such as extracting

image features more precisely. Furthermore, using an unsupervised model or employing another DL algorithm, such as the generative adversarial network (GAN)^[14] might be improved the model due to the difference in using the unpair images for model training.

Acknowledgment

The authors would like to thank Dr. Monchai Phonkrai, Dr.Pasit Jarutatsanangkoon, and Mr. Patiparn Kummanee for a consult with python programming. The authors declare no conflict of interest.

References

1. Spencer S. Head and neck cancers: Advantages of advanced radiation therapy and importance of supportive care. *J Natl Compr Canc Netw* 2018;16:666-9.
2. Belshaw L, Agnew CE, Irvine DM, Rooney KP, McGarry CK. Adaptive radiotherapy for head and neck cancer reduces the requirement for rescans during treatment due to spinal cord dose. *Rad Oncol* 2019;14:1-7.
3. Yeh SA. Radiotherapy for head and neck cancer. *Semin Plast Surg* 2010;24:127-136.
4. Castadot P, Lee JA, Geets X, Grégoire V. Adaptive radiotherapy of head and neck cancer. *Semin Rad Oncol* 2010;20:84-93.
5. Schwartz DL. Current progress in adaptive radiation therapy for head and neck cancer. *Curr Oncol Rep* 2012;14:139-47.
6. Sonke JJ, Aznar M, Rasch C. Adaptive radiotherapy for anatomical changes. *Semin Radiat Oncol*. 2019;29:245-57.
7. Posiewnik M, Piotrowski T. A review of cone-beam CT applications for adaptive radiotherapy of prostate cancer. *Phys Med* 2019;59:13-21.
8. Søvik Å, Rødal J, Skogmo HK, Lervåg C, Eilertsen K, Malinen E. Adaptive radiotherapy based on contrast enhanced cone beam CT imaging. *Acta Oncol* 2010;49:972-7.

9. Buchanan A, McDavid D. Characterization and correction of cupping effect artefacts in cone beam CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2012;41:217–23.
10. Jaju P, Jain M, Singh A, Gupta A. Artefacts in cone beam CT. *Open J Stomatol* 2013;03:292–7.
11. Schulze R, Heil U, Groß D, Bruellmann D, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. *Dentomaxillofac Radiol* 2011;40:265–73.
12. Kida S, Nakamoto T, Nakano M, Nawa K, Haga A, Kotoku J, et al. Cone beam computed tomography image quality improvement using a deep convolutional neural network. *Cureus* 2018; 10:e2548.
13. Chen L, Liang X, Shen C, Jiang S, Wang J. Synthetic CT generation from CBCT images via deep learning. *Med Phys* 2020;47:1115–25.
14. Barateau A, de Crevoisier R, Largent A, Mylona E, Perichon N, Castelli J, et al. Comparison of CBCT-based dose calculation methods in head and neck cancer radiotherapy: from Hounsfield unit to density calibration curve to deep learning. *Med Phys* 2020;47:4683–93.
15. Vincent P, Larochelle H, Lajoie I, Bengio Y, Manzagol PA, Bottou L. Stacked denoising autoencoders: Learning useful representations in a deep network with a local denoising criterion. *J Mach Learn Res*. 2010;11:3371–408.
16. Han X. MR-based synthetic CT generation using a deep convolutional neural network method. *Med Phys* 2017;44: 1408–19.
17. Ioffe S, Szegedy C. Batch normalization: accelerating deep network training by reducing internal covariate shift. *Int Conf Mach Learn* 2015;37:448–56.
18. Nair V, Hinton GE. Rectified linear units improve restricted boltzmann machines. *Int Conf Mach Learn* 2010;807–14.
19. Smith LN. A disciplined approach to neural network hyper-parameters: Part 1-- learning rate, batch size, momentum, and weight decay. *US Nav Res Lab Tech Rep* 2018:1-21
20. Rashmi, Ghose U, Gupta M. Comparative design analysis of optimized learning rate for convolutional neural network. In: Sharma H, Saraswat M, Kumar S, Bansal JC, editors. *Intelligent Learning for Computer Vision*. Springer Singapore; 2021;339–52.
21. Qian X, Klabjan D. The impact of the mini-batch size on the variance of gradients in stochastic gradient descent. *arXiv* 2020:1-11.
22. Afaq S, Rao S. Significance of epochs on training a neural network. *Int J Scien Tech Res* 2020;9:485–8.

23. Ronneberger O, Fischer P, Brox T. U-net: convolutional networks for biomedical image segmentation. *Int Conf Med Imag Comput Com-assist Int* 2015;234-41.
24. Zhou Z, Siddiquee MMR, Tajbakhsh N, Liang J. Unet++: redesigning skip connections to exploit multiscale features in image segmentation. *IEEE Trans Med Img* 2020;39:1856–67.
25. Krogh A, Hertz JA. A simple weight decay can improve generalization. *Int Conf Neur Inform Pros Syst*. 1991;4:950–7.
26. Bergstra J, Bengio Y. Random search for hyper-parameter optimization. *J Mach Lear Res* 2012;13:281-305.
27. Li Y, Zhu J, Liu Z, Teng J, Xie Q, Zhang L, et. al. A preliminary study of using a deep convolution neural network to generate synthesized CT images based on CBCT for adaptive radiotherapy of nasopharyngeal carcinoma. *Phys Med Biol* 2019;64:145010.

The comparative long term survival analysis of 2D conventional radiotherapy and 3D conformal radiotherapy with adjuvant chemotherapy for patients with rectal cancer in Siriraj Hospital

การเปรียบเทียบอัตราการรอดชีวิตระยะยาวระหว่างการฉายรังสี 2 มิติ และ 3 มิติ ร่วมกับยาเคมีบำบัดในการรักษาผู้ป่วยมะเร็ง มะเร็งลำไส้ตรง ในโรงพยาบาลศิริราช

Pentipa Sereepitakul¹, Vutisiri Veerasarn²

¹Division of Radiation Oncology, Department of radiology, Hatyai Hospital.

²Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University.

Corresponding Author

Vutisiri Veerasarn

2 Prannok, Bangkoknoi, Bangkok, Thailand 10700.

Email: vutisiriv@hotmail.com

เพ็ญทิพา เสรีพิทักษ์กุล¹, วุฒิสิริ วีรสาร²

¹งานรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายงานรังสีวิทยา โรงพยาบาลหาดใหญ่

²สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

วุฒิสิริ วีรสาร

สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

2 ถนนพราหมณ์ เขตบางกอกน้อย จังหวัดกรุงเทพมหานคร 10700

อีเมล: vutisiriv@hotmail.com

Submitted: Dec 1, 2022

Revised: Mar 2, 2023

Accepted: Mar 7, 2023

Abstract

Backgrounds: Rectal cancer is the third most common cancer in the world. The adjuvant concurrent chemoradiotherapy (CCRT) has been used as a curative treatment. The standard radiation technique was shifted from 2-dimension conventional radiotherapy (2D-RT) to 3-dimension conformal radiotherapy (3D-CRT) for additional benefits during 2015-2018.

Objective: The primary endpoints of this study were the overall survival rate (OS) and the disease-free survival rate (DFS). The secondary endpoints were locoregional recurrence rate (LRR) and distant metastasis rate (DM).

Materials and Methods: Between January 2012 and December 2018, the locally advanced rectal cancer patients (T2-4 and/or lymph node positive) who had received either pre- or post-operative adjuvant CCRT were divided into two treatment technique groups: 2D-RT or 3D-CRT.

Results: One hundred and ninety-two locally advanced rectal cancer patients, (2D-RT; n = 49 and 3D-CRT; n = 143), were enrolled in this study. The median follow-up time was 5.4 years. There was no significant difference in 5-year OS (89.8% in 2D-RT vs. 87.4% in 3D-CRT, p-value= 0.297) and 5-year DFS (87.8% in 2D-RT vs. 79.0% in 3D-CRT, p-value=0.352). The overall 5-years LRR and DM were 4.2% and 16.7%, respectively.

Conclusion: For locally advanced rectal cancer, there was no difference in OS and DFS in patients who underwent either adjuvant 2D-RT or 3D-CRT.

Keywords: rectal cancer, 2D radiotherapy, 3D conformal radiotherapy, overall survival rate, disease-free survival, locoregional recurrence rate, distant metastasis rate

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: โรคมะเร็งลำไส้ตรงเป็นโรคมะเร็งที่พบบ่อยเป็นอันดับที่ 3 การผ่าตัดเพื่อช่วยให้โรคมะเร็งหายขาดและใช้การฉายรังสีรักษาร่วมกับยาเคมีบำบัด วิธีการฉายรังสีได้มีการพัฒนาเทคนิคการฉายรังสีจากเทคนิคแบบสองมิติเป็นสามมิติในระหว่างปี พ.ศ.2558-2561

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาอัตราการรอดชีวิตโดยรวม, อัตราการปลอดโรค, อัตราการกลับเป็นซ้ำเฉพาะที่, และอัตราการแพร่กระจายของโรค โดยเปรียบเทียบระหว่างการฉายรังสีแบบสองมิติและแบบสามมิติ

วัสดุและวิธีการ: รวบรวมข้อมูลรายละเอียดของผู้ป่วยโรคมะเร็งลำไส้ตรงระยะลุกลามเฉพาะที่ (T2-4 และ/หรือมีการลุกลามที่ต่อมน้ำเหลือง) ที่ได้รับการรักษาด้วยการฉายรังสีร่วมกับยาเคมีบำบัดก่อนหรือหลังการผ่าตัด ตั้งแต่มกราคม พ.ศ. 2555 ถึง ธันวาคม พ.ศ. 2561 โดยแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มคือ กลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสองมิติ และกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสามมิติ โดยผลลัพธ์หลักคือเปรียบเทียบอัตราการรอดชีวิตโดยรวม และอัตราการปลอดโรค และผลลัพธ์รองคือ อัตราการกลับเป็นซ้ำเฉพาะที่ และอัตราการแพร่กระจายของโรค

ผลการศึกษา: ผู้ป่วยมะเร็งลำไส้ตรงระยะลุกลามเฉพาะที่รวม 192 คน แบ่งออกเป็นกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสองมิติ 49 คน และกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสามมิติ 143 คน ค่ามัธยฐานของระยะเวลาติดตามหลังการรักษา (Median follow-up time) เท่ากับ 5.4 ปี ผลลัพธ์หลักพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของอัตราการรอดชีวิตโดยรวมที่ 5 ปี (89.8% ในกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสองมิติ เปรียบเทียบกับ 87.4% ในกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสามมิติ (p-value = 0.297)) และอัตราการรอดโรคที่ 5 ปี (87.8% ในกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสองมิติ เปรียบเทียบกับ 79.0% ในกลุ่มที่ได้รับการฉายรังสีแบบสามมิติ (p-value = 0.352)) ส่วนผลลัพธ์รองคือ อัตราการกลับเป็นซ้ำเฉพาะที่ของทั้งสองกลุ่มเท่ากับ 4.2% และอัตราการแพร่กระจายของโรคของทั้งสองกลุ่มเท่ากับ 16.7%

ข้อสรุป: การศึกษาเปรียบเทียบผลการรักษาโรคมะเร็งลำไส้ตรงระยะลุกลามเฉพาะที่ที่ใช้การฉายรังสีแบบสองมิติและแบบสามมิติ ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญในอัตราการรอดชีวิตโดยรวม และอัตราการรอดโรคที่ 5 ปี

คำสำคัญ: มะเร็งลำไส้ตรง, การฉายรังสี 2 มิติ, การฉายรังสี 3 มิติ, อัตราการรอดชีวิตโดยรวม, อัตราการรอดโรค, อัตราการกลับเป็นซ้ำเฉพาะที่, อัตราการแพร่กระจายของโรค

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): R52 - R66

Introduction

Colorectal cancer is the third most common cancer in the world according to National Cancer institution^[1]. In Thailand, 16% of newly diagnosed cancer was colorectal cancer^[2], which led to be the second most cancer death in 2021^[3].

Nowadays the trimodality: surgery, radiotherapy, and chemotherapy are standard treatments for rectal cancer. Several worldwide studies analyzed the survival rate of colon cancer together with rectal cancer, but the American Cancer Society relied on information from the SEER database to report the survival rate of each cancer separately. The 5-year survival rate for

rectal cancer was divided into 3 stages: localized (89%), regional (72%) and distant (16%) types. However, 5-years overall survival rate of all stages was 64.6-67%^[4,5].

The radiotherapy has been used as a mainstream treatment of curative rectal cancer to improve locoregional disease control. Evolving from 2-dimension conventional radiotherapy (2D-RT) using radiological anatomical reference to 3-dimension conformal radiotherapy (3D-CRT) using CT-image mapping, which increases accuracy in the treatment field and decreases radiation dose to normal tissue. Therefore, at the Siriraj Hospital, the number of patients treated

with 2D-RT had constantly declined since 2012 and on the contrary the number of patients treated with 3D-CRT had increased till the present time. According to our previous studies, there was no difference in quality of life and the late radiation complications, compared 2D-RT and 3D-CRT treatment techniques for locally advanced rectal cancer^[6]. This study was the report of the main oncologic outcome, the survival rate, that related to the prognostic factor the radiation treatment technique.

Materials and methods

This is a retrospective data review of rectal cancer patients who had completed radiation treatment at Siriraj Hospital between January 2012 and October 2018. The most recent update data was until October 2021. The candidates in this study were curative locally advanced rectal cancer patients, aged more than 18 years old with an Eastern Cooperative Oncology Group (ECOG) performance status of 0-2. The radiation treatment machine was a Linear accelerator 10MV with a set of 3-field technique (posteroanterior (PA)/ right lateral (RL)/ left lateral (LL)), and treatment planned with 2D-RT or 3D-CRT. For 3D-CRT, if there was an insufficient dose for conformal coverage, then an extra anteroposterior (AP)-field was added. The patients with initial diagnosis with distant metastasis or had a second primary cancer were excluded. The study was approved by the Institutional Review Board (IRB) of the 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. After treatment, the survival data were surveyed by the civil registration. The primary endpoints were the overall survival rate (OS) and the disease-free survival rate (DFS). The secondary endpoints were locoregional recurrence rate (LR) and distant metastasis rate (DM).

The SPSS Statistics version 18.00 and Medcalc program were used for all statistical analyses. P-value < 0.05 was considered statistically significant.

Results

During January 2012 to October 2018, there were 192 patients remaining for follow-up; 49 patients receiving 2D-RT and 143 patients receiving 3D-CRT who met the inclusion criteria were enrolled in this study with locally advanced rectal cancer at the Siriraj Hospital.

Most of the patients were male and the median age was 61 years old. The overall median follow-up time was 5.4 years (**Table 1**). Majority of all patients were diagnosed with rectal cancer stage III. There were some differences in pre-treatment T staging. T3 and T4 stages were reported in 97.9% of patients who underwent 3D-CRT while only 79.64% of 2D-RT. Meanwhile the N-staging was proportional the same in 2D-RT and 3D-CRT, mostly 47.4% had N1 disease. One third of all cases had the primary

cancer located in the lower rectum (less than 5 cm. from the anal verge) (**Table 2**). For the treatment, the concurrent chemoradiotherapy (CCRT) was given either pre- or post-operative setting. For radiotherapy, total radiation dose was 45-50.4 Gy in most patients, only 2.1% received dose more than 60 Gy. For chemotherapy, Fluorouracil regimen was the most used in concurrent treatment. However, Capecitabine regimen was more used in 3D-CRT (22.4%) than in 2D-RT (7.0%). In adjuvant chemotherapy, both Fluorouracil and Capecitabine regimen were equally prescribed (**Table 3**). For surgery, anterior resection (71.4%) was the most performed in this study, followed by abdominoperineal resection (25.5%). Pathological reports were 79.7% of all patients had moderately differentiated adenocarcinoma. Only 8.3% of all cases had a positive margin. Poor prognostic factors such as perineural invasion, lymphovas-

cular invasion, and tumor deposit were reported as 38.5%, 20.8%, and 11.5%, respectively (**Table 4**).

After 5-year follow up, the 5-year OS was 88.0% and no difference compared 2D-RT and 3D-CRT (89.8% in 2D-RT vs. 87.4% in 3D-CRT, p-value= 0.297) (**Figure 1**). The therapeutic efficacy was also reported as 5-year DFS. Patients receiving 2D-RT rather had higher 5-year DFS compared with patients who received 3D-CRT, but it showed no significance (87.8% in 2D-RT vs. 79.0% in 3D-CRT, p-value=0.352). The overall 5-year DFS was 81.3% (**Figure 2**).

After long-term follow-up, 32 patients had relapse disease. Local recurrences were found in 4 patients and distant metastasis were found in 28 patients. Unfortunately, 4 patients experienced both local recurrence and distant metastasis. Most common metastatic site was lung (52.8%), followed by liver (30.6%).

Table 1. Patient characteristics: General

Parameters	Overall (n=192)	2D-RT (n=49)	3D-CRT (n=143)	P-value
Sex				
Male	110 (57.3%)	28 (57.1%)	82 (57.3%)	0.981
Female	82 (42.7%)	21 (42.9%)	61 (42.7%)	
Age (years)				
Median (IQR*)	61.3 (54,68)	61.2 (54,67)	61.3 (54,68)	0.952
Median follow up time (years)				
Median (IQR*)	5.4 (4,7)	7.2 (6.5,8)	4.9 (4,6)	<0.001

*IQR = Interquartile range

Table 2. Patient characteristics: Primary tumor

Parameters	Overall (n=192)	2D-RT (n=49)	3D-CRT (n=143)	P-value
Staging *				
T staging				
T2	13 (6.8%)	10 (20.4%)	3 (2.1%)	<0.001
T3	156 (81.2%)	35 (71.4%)	121 (84.6%)	
T4	23 (12%)	4 (8.2%)	19 (13.3%)	
N staging				
N0	58 (30.2%)	15 (30.6%)	43 (30.0%)	0.673
N1	91 (47.4%)	21 (42.9%)	70 (49.0%)	
N2	43 (22.4%)	13 (26.5%)	30 (21.0%)	
Staging				
I	2 (1%)	1 (0.02%)	1 (0.01%)	0.646
II	55 (28.7%)	14 (29.2%)	41 (28.9%)	
III	135 (70.3%)	34 (70.8%)	101 (71.1%)	
Distance from anal verge				
Median (IQR)**	7.7 (5,10)	8.2 (5,10)	7.5 (5,10)	0.309
Primary tumor location				
Upper (>10 cm. from AV) ***	68 (35.4%)	21 (42.9%)	47 (32.9%)	0.379
Middle (5-10 cm. from AV) ***	69 (36.0%)	17 (34.7%)	52 (36.3%)	
Lower (<5 cm. from AV) ***	55 (28.6%)	11 (22.4%)	44 (30.8%)	

* Staging = Pretreatment staging; post-op CCRT patients use pathological staging, pre-operative CCRT patients use clinical staging.

** IQR = interquartile range

*** AV = Anal verge

Table 3. Patient characteristics: Treatment; radiotherapy and chemotherapy

Parameters	Overall (n=192)	2D-RT (n=49)	3D-CRT (n=143)	P-value
Radiotherapy				
Treatment schedules				
Pre-operative CCRT *	42 (21.9%)	4 (8.2%)	38 (26.6%)	0.008
Post-operative CCRT *	150 (78.1%)	45 (91.8%)	105 (73.4%)	
Total radiation dose (1.8-2.0 Gy/F)				
45-50.4 Gy	159 (82.8%)	45 (91.9%)	114 (79.7%)	0.120
54-60 Gy	19 (15.1%)	3 (6.1%)	26 (18.2%)	
>60 Gy	4 (2.1%)	1 (2.0%)	3 (2.1%)	
Radiation position				
prone	49 (25.5%)	41 (83.7%)	8 (5.6%)	0.669
supine	143 (74.5%)	8 (16.3%)	135 (94.4%)	
Chemotherapy				
Concurrent regimens				
Fluorouracil regimens **	153 (79.7%)	44 (89.8%)	109 (76.2%)	0.016
Capecitabine regimens ***	35 (18.2%)	3 (7.0%)	32 (22.4%)	
NA	4 (2.1%)	2 (3.2%)	2 (1.4%)	
Adjuvant regimens				
Fluorouracil regimens **	72 (37.5%)	20 (40.8%)	72 (50.3%)	0.956
Capecitabine regimens ***	84 (43.8%)	23 (47.0%)	61 (42.7%)	
NA****	36 (18.7%)	6 (12.2%)	10 (7%)	

* Concurrent chemoradiotherapy

** Fluorouracil, Fluorouracil / Leucovorin, or Fluorouracil / Leucovorin / Oxaliplatin

*** Capecitabine or Capecitabine / Oxaliplatin

**** NA = Not available

Table 4. Patient characteristics: Treatment; surgery and pathology

Parameters	Overall (n=192)	2D-RT (n=49)	3D-CRT (n=143)	P-value
Surgery				
Surgical procedure				
Anterior resection	137 (71.4%)	39 (79.6%)	98(68.5%)	0.12
Abdominal perineal resection	49 (25.5%)	8 (16.3%)	41 (28.7%)	
Hartmann's operation	5 (2.6%)	2 (4.1%)	3 (2.1%)	
Transanal excision	1 (0.5%)	0 (0%)	1 (0.7%)	
Pathology				
Surgical margin positive	16 (8.3%)	3 (6.1%)	13 (9.1%)	0.765
Perineural invasion	74 (38.5%)	13 (26.5%)	61 (42.7%)	0.03
Lymphovascular invasion	40 (20.8%)	9 (18.4%)	31 (21.7%)	0.631
Tumor deposit	22 (11.5%)	3 (6.1%)	19 (13.3%)	0.199
Differentiation type				
Well differentiation	12 (6.3%)	7 (14.3%)	5 (3.5%)	0.182
Moderate differentiation	153 (79.7%)	39 (79.6%)	114 (79.7%)	
Poor differentiation	6 (3.1%)	1 (2.0%)	5 (3.5%)	
Mucinous	12 (6.2%)	2 (4.1%)	10 (7.0%)	
NA*	9 (4.7%)	0 (0%)	9 (6.3%)	

* NA = not available

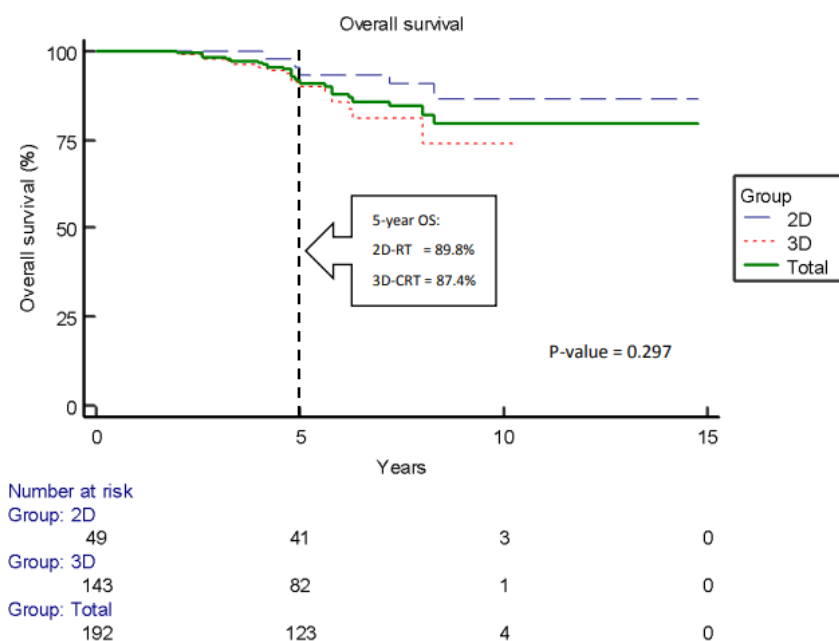


Figure 1: The percentage of overall survival in this trial

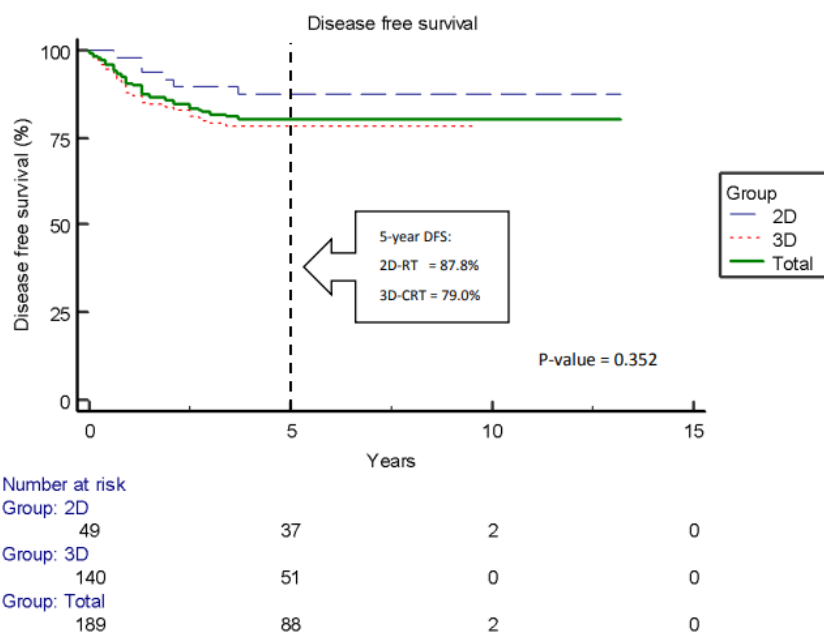


Figure 2: The percentage of disease free survival in this trial

Discussion

This retrospective study compared the survival rates between rectal cancer patients who received 2D-RT vs. 3D-CRT. After 5-year median follow-up, 49 patients in 2D-RT and 143 patients in 3D-CRT were analyzed. Baseline patient's characteristics were similar in both groups; however, poor prognostic factors were more recognized in 3D-CRT patients. Among 3D-CRT the primary tumor was located at the lower rectum and was T3-T4 predominant. There were features associated with higher risk of local recurrence. According to the transition of radiation treatment technique, 3D-CRT patients had shorter median follow-up time.

This trial was constructed during the overlap between both radiation treatment techniques. There was no significant difference in primary endpoint, long-term survival rate and oncologic outcome. The 5-year OS was 89.8% in 2D-RT and 87.4% in 3D-CRT. Meanwhile, 5-year DFS was 87.8% in 2D-RT and 79.0% in 3D-CRT.

This seem like 2D-RT arm has higher percentage in the results which might affect from the mentioned baseline characteristic and the treatment procedures. Almost ninety percent of the patients in 2D-RT arm were treated as post-operative radiation. There was some microscopic residual tumor, the addition of adjuvant chemotherapy would help to decrease locoregional recurrent in the 2D-RT contouring pattern, which related to bony landmarks rather than realistic organ's location. Nowadays, many hospitals in Thailand currently

use CT guided planning in conjunction with standard 3-fields in 2D-RT to treat rectal cancer. Referring to this study, there were no significant differences between 2 treatment techniques in oncologic outcome. And also, the late complications and the quality of life were acceptable in both 2D-RT and 3D-CRT techniques^[6].

For all patients in this study, the oncologic outcomes were proportionate with several previous studies, the 5-year OS were 43-84.2% and 5-year DFS were 30-75%^[6,7,8,9,10,11,12,13,14,15,16,17,18,19] (Table 5). But for the 5-year LR and 5-year DM, there were reported lower rates in this study compared to other previous studies^[6,8,9,10,11,12,13,14,15,17,20,21,22] (Table 6). This result could be attributed to the advancement of radiation technique concurrently with chemotherapy and adequate surgical resection.

Conclusion

This study compared long-term survival analysis between 2D-RT and 3D-CRT techniques, and there was no significant difference between them in 5-year OS and 5-year DFS. Although the percentage of result in 2D-RT arm seem like higher value in 5-year PFS, in our study could not be interpret as 2D-RT arm was superiority in 3D-CRT arm. In addition, the adjuvant post-operative radiation in 2D-RT could be used as a supplement with careful treatment target coverage. Furthermore, it is recommended that follow up for a longer period in the 3D-CRT technique may get the benefit results.

Table 5: The summary of previous studies of survival analysis

	Studies	No. of patients	5-year OS	5-year DFS
1	Swedish rectal cancer trial (2005) ^[8]	1168	72-62% (CSS* 13 years)	-
2	Dutch trial (2011) ^[9]	1861	40-50% (10 years)	-
3	EORTC 22921 (2014) ^[10]	1011	51.8% (10 years)	47% (10 years)
4	GITSG 7175 (1988) ^[11]	227	56% (7 years)	-
5	NSABP R-01 (1988) ^[12]	555	43-53%	30-42%
6	NSABP R-02 (2000) ^[13]	694	62%	56%
7	Polish (2016) ^[14]	312	67%	55.6-58.4% (4 years)
8	German CAO/ARO/AIO-94 (2012) ^[15]	823	59% (10 years)	68% (10 years)
9	NSABP R-03 (2009) ^[16]	256	65.6-74.5%	53.4-64.7%
10	NSABP R-04 (2014) ^[17]	1608	80%	66.4-67.7%
11	The American Cancer Society ^[18]	-	73%	-
12	Martin et al (2021) ^[19]	1400	82-93%	70-92%
13	Punnawat et al (2021) ^[7]	185	72% (Colorectal cancer)	68% (Colorectal cancer)
14	Veerasarn et al	192	88%	81.3%

*CSS= Cancer-specific survival

Table 6: The summary of previous studies of locoregional recurrent rate

	Series and Year published	No. of Patients	5-years locoregional recurrence	5-years distant metastasis
1	Swedish rectal cancer trial (2005) ^[8]	1168	9-26% (13 years)	34% (13 years)
2	Dutch trial (2011) ^[9]	1861	5% vs 11% (10 years)	-
3	EORTC 22921 (2014) ^[10]	1011	10.7-21.9%	29.8-36.9%
4	GITSG (1988) ^[11]	227	11-27% (7 years)	-
5	NSABP R-01 (1988) ^[12]	555	16-25%	-
6	NSABP R-02 (2000) ^[13]	694	8-13%	-
7	Polish (2016) ^[14]	312	10.6-15.5% (4 years)	-
8	German CAO/ARO/AIO-94 (2012) ^[15]	823	6-13%	29.6% (10 years)
9	NSABP R-04 (2014) ^[17]	1608	11.8% (3 years)	-
10	Tse et al (2008) ^[20]	554	9%	-
11	Kusters et al (2010) ^[21]	1417	4.6 and 11%	-
12	Jung et al (2016) ^[22]	2050	5.9% (70months)	-
13	Veerasarn et al ^[6]	192	2.1%	14.6%

References

1. National Cancer Institute. Cancer Stat Facts: Common Cancer Sites. Estimated New Cancer Cases and Deaths for 2021 .2021 [cited 2021 Dec 3]. Available from: <https://seer.cancer.gov/statfacts/html/common.html>
2. National Cancer Institute, Ministry of Public Health, Thailand. Hospital-Based Cancer Registry 2020 2021[cited 2021 Dec 3]. Available from: https://www.nci.go.th/e_book/hosbased_2563/index.html
3. American Cancer Society. Colorectal Cancer Survival Rates, Colorectal Cancer Prognosis 2021 [cited 2021 Dec 4]. Available from: <https://www.cancer.org/cancer/colon-rectal-cancer/detection-diagnosis-staging/survival-rates.html>
4. Elwyn C Cabebe. Colorectal Cancer Guidelines: Colorectal Cancer Screening, Post polypectomy Surveillance, Familial Adenomatous Polyposis 2021 [cited 2021 Dec 04]. Available from: <https://emedicine.medscape.com/article/2500006-overview>
5. 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.
6. Veerasarn V, Sereepitakkul P. The comparison of late complications between 2D conventional radiotherapy and 3D conformal radiotherapy with adjuvant chemotherapy for patients with rectal cancer in Siriraj Hospital. *J Thai Assoc Radiat Oncol* 2021;27:R27-42.
7. Punawat C. Survival Analysis after Surgery of Colorectal Cancer in Vajira Hospital *Vajira Med J* 2021;65: 271-9.
8. Folkesson J., Birgisson H., Pahlman L., Cedermark B., Glimelius B., Gunnarsson U. Swedish Rectal Cancer Trial: long lasting benefits from radiotherapy on survival and local recurrence Rate. *J Clin Oncol.* . 2005; 23:5644-5650.
9. Van Gijn W, Marijnen CA, Nagtegaal ID, Kranenbarg EM-K, Putter H, Wiggers T, et al. Preoperative radiotherapy combined with total mesorectal excision for resectable rectal cancer: 12-year follow-up of the multicentre, randomised controlled TME trial. *Lancet Oncol.* 2011; 12:575–82.
10. Bosset, Jean-François, and Laurence Collette. Adjuvant Chemotherapy for Rectal Cancer – Authors' Reply. *Lancet Oncol* 2014; 15: E197-8.
11. Patrick R.M. Thomas, Anne S. Lindblad. Adjuvant postoperative radiotherapy and chemotherapy in rectal carcinoma: A review of the gastrointestinal tumor study group experience. *Radiotherapy and Oncology* 1988; 13: 245-52.

12. Fisher B, Wolmark N, Rockette H, et al. Postoperative adjuvant chemotherapy or radiation therapy for rectal cancer: results from NSABP protocol R-01. *J Natl Cancer Inst* 1988; 80:21-9.
13. Wolmark N, Wieand HS, Hyams DM, Colangelo L, Dimitrov N V, Romond E H, et al. Randomized trial of postoperative adjuvant chemotherapy with or without radiotherapy for carcinoma of the rectum: National Surgical Adjuvant Breast and Bowel Project Protocol R-02. *J Natl Cancer Inst* 2000; 92:388-96.
14. Bujko, Krzysztof. Neoadjuvant Chemoradiation for Fixed CT3 or CT4 Rectal Cancer: Results of a Polish II Multicentre Phase III Study. *J Clin Oncol* 2016;34: 489.
15. Sauer R, Liersch T, Merkel S, Fietkau R, Hohenberger W, 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.
16. Roh MS, Colangelo LH, O'Connell MJ, Yothers G, Deutsch M, Allerga CJ, et al. Preoperative multimodality therapy improves disease-free survival in patients with carcinoma of the rectum: NSABP R-03. *J Clin Oncol* 2009;27(31):5124-30.
17. Allegra CJ , Yothers G , O'Connell MJ, Roh MS , Lopa SH , Petrelli NJ, et al. Final Results from NSABP Protocol R-04: Neoadjuvant Chemoradiation (RT) Comparing Continuous Infusion (CIV) 5-FU with Capecitabine (Cape) with or without Oxaliplatin (Ox) in Patients with Stage II and III Rectal Cancer . *J Clin Oncol* 2014;32:3603.
18. American Cancer Society. Survival rates for colorectal cancer 2021 [cited 2022 Jan 30]; 2021. Available from: <https://www.cancer.org/cancer/colon-rectal-cancer/detection-diagnosis-staging/survival-rates.html>
19. Weiser MR, Chou JF, Keshinro A, Chapman Jr WC, Bauer PS, Mutch MG, et al. Development and Assessment of a Clinical Calculator for Estimating the Likelihood of Recurrence and Survival Among Patients with Locally Advanced Rectal Cancer Treated With Chemotherapy, Radiotherapy, and Surgery. *JAMA Netw Open* 2021;5:e2147251.
20. Yu TK, Bhosale PR, Crane CH, Iyer RB, Skibber JM, Rodriguez-Bigas MA, et al. Patterns of locoregional recurrence after surgery and radiotherapy or chemoradiation for rectal cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2008;71:1175-80.

21. Kusters M, Marijnen CA, van de Velde CJ, T Rutten HJ, Lahaye MJ, Kim JH, et al. Patterns of local recurrence in rectal cancer; a study of the Dutch TME trial. Eur J Surg Oncol 2010;36:470-6.

22. Yun JA, Huh JW, Kim HC, Park YA, Cho YB, Yun SH , et al. Local recurrence after curative resection for rectal carcinoma: The role of surgical resection . Medicine (Baltimore) 2016; 95: e3942.

Predicting patient body weight and volumes changes using machine
learning for head and neck adaptive radiotherapy
การทำนายการเปลี่ยนแปลงน้ำหนักตัวและปริมาตรของผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและ
ลำคอระหว่างการรักษาด้วยการฉายรังสีชนิดปรับแต่งได้

Phawadee Supreeyaporn¹, Chirasak Khamfongkhruea¹, Sasikarn Chamchod¹,
Thitiwan Prachanukul², Sawanee Suntiwigong², Todsaporn Fuangrod¹

¹Princess Srisavangavadhana College of Medicine, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

²Radiation Oncology Department, Chulabhorn hospital, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

Corresponding author:

Todsaporn Fuangrod

Princess Srisavangavadhana College of Medicine, Chulabhorn Royal Academy, Bangkok, Thailand

906 Khamphaengpet 6 Rd., Lak Si, Bangkok Thailand, 10210

E-mail: todsaporn.fua@cra.ac.th

ภาวดี สุปรียาพร¹, จีรศักดิ์ คำฟองเครือ¹, ศศิกาญจน์ จำจด¹, จิตติวรรณ ประชานกุล², สวณีย์ สันติวงศ์²,
ทศพร เพื่องรอด¹

¹วิทยาลัยแพทยศาสตร์ศรีสวางควัฒน ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์ กรุงเทพฯ

²งานรังสีรักษามะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาภรณ์ ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์ กรุงเทพฯ

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

ทศพร เพื่องรอด

วิทยาลัยแพทยศาสตร์ศรีสวางควัฒน ราชวิทยาลัยจุฬาภรณ์

906 ถ.กำแพงเพชร 6 แขวงตลาดบางเขน เขตหลักสี่ กรุงเทพฯ 10210

อีเมล: todsaporn.fua@cra.ac.th

Submitted: Nov 6, 2022

Revised: Feb 27, 2023

Accepted: Mar 7, 2023

Abstract

Background: Patient anatomical change is the most challenging aspect of head and neck cancer (HNC) patients treated with adaptive radiotherapy (ART) techniques. These can lead to dosimetric deviations and result in an increase in severe radiation toxicity.

Objectives: To use machine learning (ML) in predicting anatomical changes and indicating the optimal time to modify plans in HNC patients for decision-making.

Materials and methods: Volumes of interest (VOI) of 183 Cone-beam computed tomography (CBCT) image datasets were defined based on planning Computed tomography (CT) images. The percentage of body weight (BW), Gross target volume (GTV), Clinical target volume (CTV)70, CTV59.4, Planning target volume (PTV)70, PTV59.4, left parotid gland (PG), and right PG volume changes were retrieved. 143 datasets (78.14%) were applied for training with various ML algorithms; support vector machines (SVMs), kernel approximation regression (KAR), gaussian process regression, Ensembles of trees (ETs), linear regression (LR), regression trees (RTs), and neural networks (NNs). Five and ten-fold cross-validation techniques were applied to select the best prediction model for each specific target. The selected model accuracy for a specific target was tested using the blind testing data set (40 plans or 21.86%) using root mean square error (RMSE) and R-square value (R²).

Results: The selected prediction model (k-fold cross validation, RMSE and R²) were RTs (5-fold, 4.10, 0.49), SVMs (5-fold, 7.40, 0.26), SVMs (5-fold, 5.74, 0.27), GPR (5-fold, 4.88, 0.13), SVMs (5-fold, 5.30, -0.04), ETs (5-fold, 3.19, 0.37), ETs (5-fold, 11.56, 0.57), and RTs (5-fold, 8.31, 0.7), respectively. The system generated the predicted data after the first 11th fractions.

Conclusion: This ML-based patient anatomical change model can provide useful information, which could benefit decision-making in treatment plan modification for HN-ART.

Keywords: Adaptive radiation therapy (ART), Head and neck cancer (HNC), Machine learning (ML), Patient anatomical change

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การเปลี่ยนแปลงทางร่างกายของผู้ป่วยระหว่างการรักษาเป็นความท้าทายในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอด้วยวิธีการฉายรังสีชนิดปรับแต่งได้ การเปลี่ยนแปลงดังกล่าวสามารถนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีในแต่ละอวัยวะ ซึ่งอาจนำไปสู่ผลข้างเคียงรุนแรงจากการฉายรังสีที่เพิ่มขึ้นได้

วัตถุประสงค์: ใช้การเรียนรู้ของเครื่อง (Machine learning) ในการทำนายการเปลี่ยนแปลงทางร่างกายเพื่อการเลือกช่วงเวลาที่เหมาะสมในการปรับแผนการรักษาสำหรับผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ

วัสดุและวิธีการ: ใช้บริเวณที่สนใจจำนวน 183 ชุดข้อมูลจากภาพ Cone-beam computed tomography (CBCT) โดยแต่ละอวัยวะถูกกำหนดตามภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed tomography, CT) ของการวางแผนการรักษา แล้วทำการการคำนวณร้อยละความแตกต่างของน้ำหนักตัว (BW), Gross target volume (GTV), Clinical target volume (CTV)70, CTV59.4, Planning target volume (PTV)70, PTV59.4, ต่อมน้ำลายหน้ากกหู (Parotid gland, PG) ข้างซ้าย และ PG ข้างขวา จากนั้นใช้ 143 ชุดข้อมูล (78.14%) เพื่อนำมาทำโปรแกรมเรียนรู้โดยใช้อัลกอริทึม ดังนี้ support vector machines (SVMs), kernel approximation regression (KAR), gaussian process regression, Ensembles of trees (ETs), linear regression (LR), regression trees (RTs) และ neural networks (NNs) ซึ่งใช้ร่วมกับเทคนิค Five และ ten-fold cross-validation ในการเลือกแบบจำลอง (Model) ที่ดีที่สุดของแต่ละตัวแปร จากนั้นนำแบบจำลองมาทดสอบด้วยชุดข้อมูลทดสอบจำนวน 40 ชุด (21.86%) แล้วทำการประเมินผลด้วยค่า root mean square error (RMSE) และ R-square (R2)

ผลการศึกษา: ผลการทดสอบแบบจำลองที่เหมาะสมของแต่ละตัวแปรมีดังนี้ RTs (5-fold, 4.10, 0.49), SVMs (5-fold, 7.40, 0.26), SVMs (5-fold, 5.74, 0.27), GPR (5-fold, 4.88, 0.13), SVMs (5-fold, 5.30, -0.04), ETs (5-fold, 3.19, 0.37), ETs (5-fold, 11.56, 0.57) และ RTs (5-fold, 8.31, 0.7) ตามลำดับ (ลำดับการแสดงผลได้แก่ k-fold cross validation, RMSE และ R2) จากนั้นระบบทำการสร้างการทำนายหลังจากการฉายแสงครั้งที่ 11

ข้อสรุป: แบบจำลองการเปลี่ยนแปลงทางร่างกายโดยใช้การเรียนรู้ด้วยเครื่องสามารถให้ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงทางร่างกายที่เป็นประโยชน์ต่อการช่วยตัดสินใจในการปรับแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอระหว่างการรักษาด้วยการฉายรังสีชนิดปรับแต่งได้

คำสำคัญ: การฉายรังสีชนิดปรับแต่งได้, การเปลี่ยนแปลงทางร่างกายของผู้ป่วย, การเรียนรู้ด้วยเครื่อง, มะเร็งศีรษะและลำคอ

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): R67-R88

Introduction

Due to the target volume surrounded by several critical organs at risk (OARs^[1], advanced radiotherapy (RT) techniques, such as volumetric modulated arc therapy (VMAT), are widely used for treating head and neck cancer (HNC). This

technique allows highly conformal doses to target volumes while reducing toxicity to OARs^[2,3]. However, treatment deviations obtain significant anatomical changes that can lead to severe toxicity to OARs. These changes resulted from patient weight loss, tumor location shift, or

shrinkage during the treatment course^[4-6]. The toxicity investigation after VMAT treatment revealed that the most prevalent acute toxicities were mucositis, dysphagia, and dermatitis. Meanwhile, late toxicities included xerostomia, laryngeal stiffness, and skin fibrosis^[7]. Several studies indicated that anatomical changes impact dosimetric changes in target volumes and OARs (e.g., spinal cord, brainstem, and parotid gland)^[6,8-11]. These can result in a tumor underdose or OARs overdose^[10,12,13].

There are many approaches to deal with dose deviation from anatomical changes. For example, adaptive radiotherapy (ART) is a modification plan based on anatomical changes. This approach is promising due to the reduction of dosimetric changes and toxicities^[10,14]. There are three strategies of ART: offline ART processed before the following fraction of treatment; online ART occurring prior to each treatment fraction; and inline (real-time) ART adapted during treatment delivery. The therapeutic aim, accessible technology, and available resources influence the choice of an ART timescale^[15]. However, ART implementation is time-consuming and requires resources because there are four main processes in clinical offline ART workflows: image acquisition, evaluation, replanning, and quality assurance (QA)^[10,15-19]. Before treatment delivery, image-guided radiotherapy (IGRT), such as cone-beam computed tomography (CBCT), has been essential for position verification. In addition, some studies have indicated that CBCT is used to investigate dosimetric and volumetric

changes through registration planning CT (pCT) with CBCT images^[8,10]. Additionally, these images include anatomical change data that may be utilized to identify anatomical trends^[8].

According to ART, some cases need to be replanned because of significant anatomical changes. In addition, a study using ART for HNC reported dosimetric benefits of the target volume. Moreover, the doses to target volume were more homogeneous than the non-replanned plans^[20]. Anatomical and dosimetric changes during treatment courses are influenced by a number of factors. Numerous researchers have attempted to investigate the variables that indicate the requirement of HNC patients for ART. There have been studies comparing patients with and without replans. According to the findings, the replanned group substantially had a larger ipsilateral parotid gland dosage than the re-CT group without replanning. The dosages to the brainstem and spinal cord were also nearly dramatically raised^[21,22]. Another study used deformable image registration (DIR) with Dice Similarity Coefficient (DSC) index, a method for assessing the similarity between two groups, to compare pCT and rescan images to forecast the optimal time between rescanning and ART. In the planning target volume (PTV), brain stem, and body outline, the replanning group substantially had DSC values lower than the non-replanning group ($p < 0.05$). The replanning group had fewer overlapping volumes than the non-replanning group because the reduced DSC value corresponds to the smaller overlapping volume^[23]. Research on the use of ART for HNC

also discussed the dosimetric advantages of target volume and OARs. Some studies revealed dose differences of target volume below 1% for the D2% and between 5% and 9% for the D95% and 1.9 Gray (Gy) to gross tumor volume (GTV). In addition, ART helped lower OAR dosages, particularly for the parotid gland and spinal cord [8,10,11]. The dosages reaching the target volume were more homogenous than the non-replanned plans [24]. The recommendation for the frequency of replanning was 1 to 3 times over the treatment course, such as replanning at the first, second, fifth week, or after the fourth week [20,25]. However, CBCT imaging requires more acquisition time and provides more accumulated imaging dose than 2-dimensional orthogonal kV imaging [26,27]. Therefore, trends of predicting anatomical change, including weight change and volumetric change, can assist in quantifying the optimized replanning time.

Machine learning is moving forward in the radiation therapy field. Applications include image fusion, auto-segmentation, planning optimization, treatment outcome, toxicity predictions, QA, ART, and clinical decision support systems [28–33]. Models for predicting anatomical change in HNC treatment have focused on weight loss and volumetric tumor change. The methods, which were utilized to create predictive models to analyze anatomical change over treatment courses, included curve fitting tools (exponential and linear models), logistic regression, and classification and regression tree (CART) analysis [34–37]. For weight loss prediction models, logistic regression was applied

to determine the major factors of crucial weight loss. The significant factors were concurrent chemoradiotherapy (CCRT) status, treatment site, prescription dosage, RT on the neck, and RT method [35,36].

The pCT and CBCT with OAR segmentations were registered to quantify the difference between tumor and OAR volumes, including GTV, clinical target volume (CTVs), PTVs, and the parotid gland (PG). The absolute and percentage differences of GTV and PG were acquired and evaluated. Curve fitting with exponential and linear models was used to fit the GTV and PGs volume data across fractions (treatment days). According to the results, GTV change derived from the exponential model while PG change fitted to the linear model. The R-squared values of both models were > 0.9 for both GTV and PG changes [34]. Displacement field (DF) between pCT and CBCT using B-spline and Demon DIR algorithms can be applied to evaluate the significant patient anatomical change based on DSC [37]. Instead of tracking the patient anatomical change, DF was applied to estimate the dose distribution change based on pCT and CBCT at specific treatment fractions towards the development of ART trigger [37].

This study aims to develop the prediction model of target volume change using various machine learning algorithms to determine the optimal time for replanning in HN ART after 11 fractions of treatment delivery. Because most cases in our center underwent CBCT image acquisitions at the 1st, 11th, 16th, and 21st fractions, there were only 1 to 2 CBCT image

datasets within the second week of treatment. Therefore, we used the image dataset between the 1st and 11th fractions to represent trend change. The optimal time point can assist staff in replan decision-making and/or the frequency of CBCT image acquisition.

Materials and methods

Patient selection and data acquisition

This study was authorized by the Human Research Ethics Committee of Chulabhorn Research Institute, Thailand (026/2565, Apr 22 2022). This research is a retrospective analysis of anonymized radiological and clinical data in the Radiation Oncology department at Chulabhorn Hospital, Bangkok, Thailand. One hundred eighty-three datasets from 25 diagnosed patients with primary HNC were included. These patients were treated with RT or CCRT for HNC. Planning CT images, organ contours, and daily CBCT images of HNC patients were collected from 2018 to 2021. All cases had curative aims, had CBCT images greater than or equal to 5 series, and were treated with VMAT using a simultaneous integrated boost technique. In addition, the clinical data, including tumor staging, age, prescription dose for radiotherapy, and concurrent chemotherapy status, were recruited for analysis. The summary of patient demographic is summarized in **Table 1**.

Treatment planning system

All treatment planning processes took within a week after the CT-sim scan with a supine position immobilized with a thermoplastic mask. Radiation oncologists delineated the

tumors. CTV and PTV were defined as extending 5 mm, and GTV was 10 mm extension. The prescription dose to PTV was 66-70 Gy in 33 fractions, and the dose per fraction was 2 – 2.121 Gy. The radiation dose calculations were computed by the Eclipse treatment planning system version 16.1 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA).

Auto-contouring of CBCT images and their verification

Before each treatment fraction, all patients underwent position verification before treatment delivery using CBCT. In our center, CBCT image acquisitions were usually acquired at the 1st, 11th, 16th, and 21st fractions. In addition, some patients underwent CBCT acquisition more frequently than required by this protocol due to the rapid tumor volume change. With the axial length of full fan mode, the field of view (FOV) of CBCT images obtained TrueBeam (Varian Medical System, Palo Alto, CA) was 28 cm in diameter. The isocenter of the CBCT image was in the same position as the treatment plan. The CBCT dataset of each patient was transferred to MIM (MIM Software, Cleveland, Ohio, USA), a commercial software used for Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) image registration, manipulation, and reading. MIM was used for auto-segmentation into the GTV, CTV70, CTV59.4, PTV70, PTV59.4, and left and right parotid glands. Then, the contours were verified and amended by two radiation oncologists. After that, the volumes outside the FOV of CBCT images were excluded from this study. This means that only the volumes within the FOV were investigated.

Table 1. Summary of patient demographics and characteristics.

Characteristics	Detail
Gender (# patient)	
Male	17
Female	8
Median age (years)	58 (28 – 86)
Diagnosis (# patient)	
Nasopharynx	10
Oropharynx	9
Oral cavity	6
T classification (# patient)	
1	3
2	7
3	8
4	7
N classification (# patient)	
0	4
1	6
2	12
3	3
M Classification (# patient)	
0	25
Treatment method (# patient)	
Radiotherapy alone	2
Concurrent chemoradiotherapy	23
Median prescription dose (Gy)	70 (66 – 70)

Machine learning model

The model construction workflow is outlined in **Figure 1**. A random sampling technique was applied in this study. All the datasets (183 sets) were divided into 143 datasets (20 patients) for the model training and 40 datasets (5 patients) for the model testing. The five patients from the testing dataset included two cases of nasopharyngeal cancer, two cases of oropharyngeal cancer, and one case of oral cancer. These five cases had at least two CBCT datasets within the first 11th fraction for training and the datasets after the 11th fraction for testing the accuracy of the models. In this study, seven different algorithms were used, including Linear regression models (LR), Regression trees (RTs), Support vector machines (SVM), Gaussian process regression models (GPR), Kernel Approximation Regression Models (KAR), Ensembles of trees (ETs), and Neural Networks (NNs). To train the model, 17 features were extracted consisting of age, T classification, N classification, M classification, gender, treatment site, concurrent chemotherapy status, fraction, day difference from planning date, the initial value of patient weight, GTV volume, CTV70 volume, CTV59.4 volume, PTV70 volume, PTV59.4 volume, left PG, and right PG. A feature ranking for regression using the F-tests function for machine learning calculates the f-test score. This score is defined as $-\ln(p\text{-value})$. From this equation, the score of the features must be more than 2.996 to fulfil the significance level of 0.05. The response variable was the percentage difference between the initial value and the

value in that fraction of body weight (BW), GTV, CTV70, CTV59.4, PTV70, PTV59.4, left PG, and right PG. These features of 143 training data sets were entered into the Regression Learner of MATLAB R2022a (Mathworks Inc., Natick, MA, USA) with 5- and 10-fold cross-validation to improve the performance of the models. After training, the results were compared to find the best model for each output using RMSE, and R^2 . Then, the best-performing model was selected and extracted into functions.

Model performance evaluation using blind tests

All the models were tested with the independent 40 datasets in terms of RMSE, and R^2 using the following equations:

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{i=1}^m (X_i - Y_i)^2} \quad (1)$$

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^m (X_i - Y_i)^2}{\sum_{i=1}^m (\bar{Y} - Y_i)^2} \quad (2)$$

Where m is the observation number, X_i is the predicted value, Y_i is the actual value, and $\bar{Y}$ is the average of the actual values.

After that, the best performance models of body weight and all volumes were extracted and generated to be functions. These functions were trained with the 143 training datasets and the independent datasets within the first 11th fraction. Then, the trends of anatomical changes were illustrated in line graphs

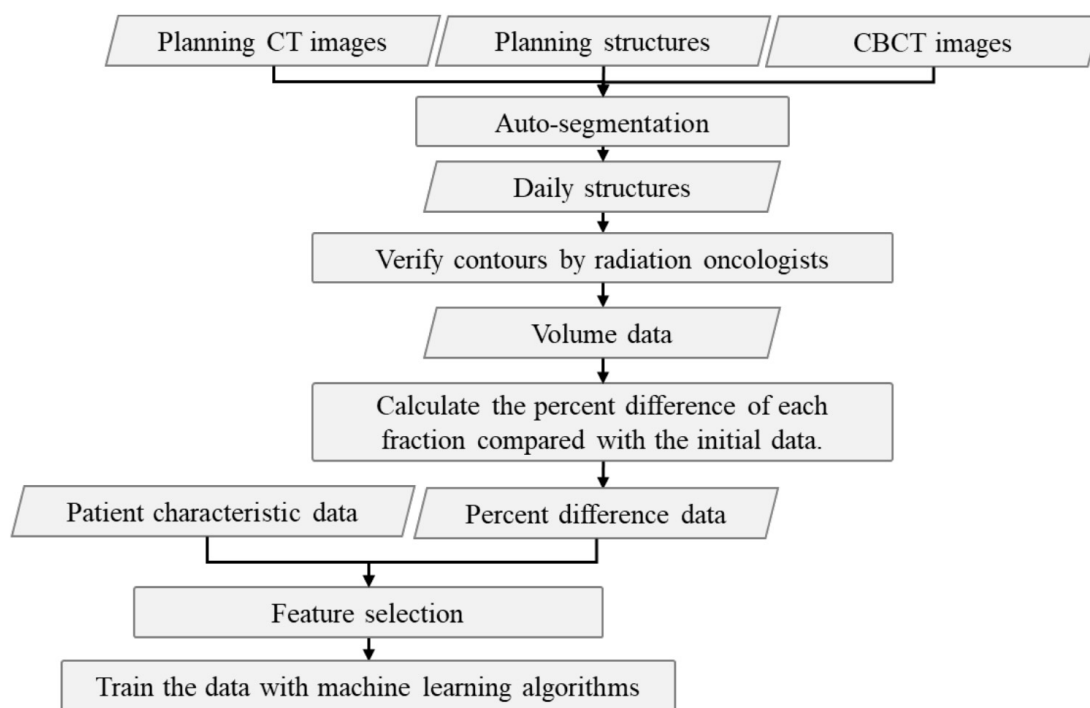


Figure 1. Model construction workflow.

Results

Patient selection

Figure 2 illustrates the percentage differences between the initial and final values of the body weight and volume. The results showed that the average values for body weight, GTV, CTV70, CTV59.4, PTV70, PTV59.4, left and right PG were -6.58 (range: -16.40 to 1.96), -8.16 (range: -42.72 to 26.41), -7.30 (range: -37.14 to 28.92), -4.28 (range: -38.25 to 14.04), -7.09 (range: -31.80 to 20.33), -4.04 (range: -30.99 to 13.13), -21.25 (range: -57.71 to 9.47), and -15.96 (range: -43.43 to 18.07), respectively. The outliers were found in the GTV, CTV, and PTV in areas below -40 and above 60.

Model construction

Before the training model, the features were ranked by F-test score. Table shows the F-test score ranking of BW, GTV, CTV70, CTV59.4, PTV70, PTV59.4, and left and right PG models. The feature selection eliminated the predictors with an f-test score of less than 2.996. Thus, the features selected for body weight, GTV, CTV70, CTV59.4, PTV70, PTV59.4, left and right PG had 12, 13, 13, 11, 13, 11, 12, and 12 features, respectively. The feature with an F-test score of more than 2.996 was chosen for training. For example, the total of 12 features consists of initial PTV70 volume, initial weight, initial GTV volume, age,

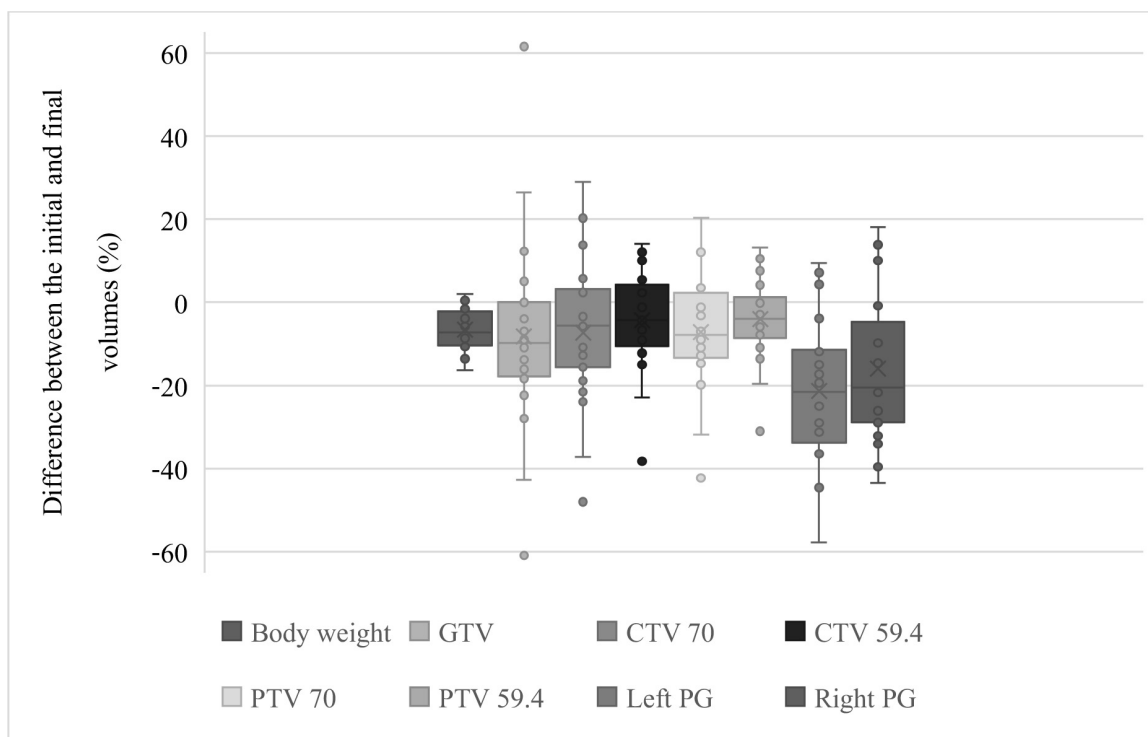


Figure 2. Boxplot of the percentage differences between the initial and final volume of the targets and OAR.

initial PTV59.4 volume, initial CTV70 volume, initial left PG volume, initial CTV59.4 volume, day difference from planning date, fraction, T classification, and initial right PG volume were utilized for BW model training. After that, the selected features were fed into the models for training. The prediction model results of GTV, CTV70, PTV70, BW, left PG, right PG, CTV59.4, and PTV59.4 are shown in **Table 2**, respectively. Moreover, there was no significant difference between the 5-fold and 10-fold cross-validation. Therefore, **Table 2-3** indicates only the

performance of the 5-fold cross-validation technique. From these results, the best models of each response variable (k-fold cross validation, RMSE, R2) were RTs (5-fold, 4.10, 0.49) for body weight, SVMs (5-fold, 7.40, 0.26) for GTV, SVMs (5-fold, 5.74, 0.27) for CTV70, GPR (5-fold, 4.88, 0.13) for CTV59.4, SVMs (5-fold, 5.30, -0.04) for PTV70, ETs (5-fold, 3.19, 0.37) for PTV59.4, ETs (5-fold, 11.56, 0.57) for left PG, and RTs (5-fold, 8.31, 0.7) for right PG. These models were generated into functions and evaluated with blind testing.

Table 2. Results of BW, GTV, CTV59.4, PTV70, CTV59.4, PTV59.4, left and right PG prediction models.

Models	BW		GTV		CTV70		CTV59.4		PTV70		PTV59.4		Left PG		Right PG	
	RMSE	R ²	RMSE	R ²	RMSE	R ²	RMSE	R ²	RMSE	R ²	RMSE	R ²	RMSE	R ²	RMSE	R ²
Linear regression	6.26	-0.24	17.22	-3.01	8.66	-0.67	6.95	-0.75	8.21	-1.49	5.33	-0.95	16.79	0.02	14.78	-0.08
Regression trees	4.10	0.49	13.55	-1.27	11.00	-1.44	8.92	-1.76	11.59	-3.38	8.10	-3.08	12.23	0.52	8.31	0.70
Support vector machines	4.81	0.26	7.40	0.26	5.74	0.27	5.04	0.08	5.30	-0.04	3.70	0.06	12.02	0.50	9.81	0.52
Gaussian process regression	5.05	0.19	11.67	-0.84	6.58	0.04	4.88	0.13	6.04	-0.35	3.65	0.08	15.35	0.18	11.94	0.29
Kernel approximation regression	5.87	-0.10	11.18	-0.69	7.41	-0.22	5.54	-0.11	6.23	-0.44	4.63	-0.47	20.25	-0.43	20.29	-1.04
Ensembles of trees	4.39	0.41	11.09	-0.52	8.53	-0.47	7.64	-1.02	5.94	-0.15	3.19	0.37	11.56	0.57	8.74	0.66
Neural Networks	4.96	0.22	25.89	-8.06	11.24	-1.82	8.30	-1.50	9.92	-2.64	6.68	-2.06	26.97	-1.53	24.15	-1.89

Model evaluation

After training the data, blind independent testing cases were performed for model evaluation. The testing datasets and the first 11th fraction data were trained with the best model of each response variable to predict the anatomical changes of the 12th fraction until the end of

treatment. The results of the five testing cases are shown in Table . The average RMSEs of body weight, GTV, CTV70, CTV59.4, PTV70, PTV59.4, and left and right PG were 3.74, 4.23, 3.80, 5.83, 5.00, 3.52, 11.65, 10.29, respectively. While the R^2 were -4.06, 0.53, 0.36, -3.62, -0.76, -0.69, -0.87, 0.19, respectively.

Table 3. Test results of the model prediction with blind independent cases.

Response variables	Patient no.1		Patient no.2		Patient no.3		Patient no.4		Patient no.5	
	RMSE	R^2	RMSE	R^2	RMSE	R^2	RMSE	R^2	RMSE	R^2
Weight	2.55	0.70	2.74	-1.94	3.74	0.67	3.14	-0.59	6.52	-19.15
GTV	2.72	0.69	9.11	0.28	3.55	0.74	3.73	0.42	2.03	0.52
CTV70	2.26	0.63	7.72	0.32	5.19	0.37	1.42	0.90	2.40	-0.45
CTV59.4	0.45	0.97	6.28	-1.52	15.11	-4.68	2.04	0.46	5.26	-13.33
PTV70	4.46	-1.20	6.66	-0.66	9.73	-1.90	2.14	0.59	2.00	-0.62
PTV59.4	3.41	-0.52	1.13	0.66	10.45	-3.57	1.51	0.38	1.12	-0.39
Lt. PG	9.58	-0.53	8.01	0.31	13.82	0.03	6.32	0.77	20.51	-4.93
Rt. PG	9.48	0.10	7.82	0.43	16.08	-0.17	15.01	-0.02	3.06	0.63

abbreviation: GTV = gross tumor volume, CTV = clinical target volume, PTV = planning target volume, PG = parotid gland, LT = left, RT = right

Discussion

For this study, there were some problems with the auto-segmentation of MIM software as follows: There was a significant error in adding a margin to target volumes, particularly near the shoulder region. In addition, the overestimated CTV auto-segmentations were also detected in the other studies^[38-40]. Furthermore, CBCT images of each fraction were not scanned at the same

position exactly. This situation caused the lower part of the PTV to have many variations in contouring. Moreover, the PTV59.4 volumes were usually more extensive than the FOV of CBCT scanning. As a result, only the parts of the PTV59.4 volumes within the FOV of CBCT scanning could be analyzed.

From the results of this study, the body weight, CTV59.4, and PTV 59.4 prediction

models provided quite desirable performance (RMSE < 5%, and R2 > 0.12). Since almost all the data for training was non-linear and some datasets had high variations, the RTs, SVMs, ETs, and GPR algorithms were appropriate for these response changes^[41,42].

However, there were terrible performance models, including left and right PG volumes with RMSE > 8%. Because these volume sizes were too small, minor errors in prediction could result in a large RMSE. In addition, another study used exponential and linear curve fitting to predict GTV and PG shrinkages. The results showed that the exponential curve was proper with GTV and linear regression was optimal with PG with R² of more than 0.9^[34]. Moreover, as shown in Figure 2, there were significant variations in the final volumes. In addition, some target volumes increased in size at the end of treatment. These occurrences were probably multifactorial and may be related to edema, inflammation, physiology, and dynamic cell processes^[43]. The large variations and small sample size caused training machine learning models more difficult and resulted in high errors.

Recently, there were no exact criteria to replan for head and neck cancer. The trends of anatomical change can be a part of the decision support to generate the trigger point for replanning. There is a relative paucity of studies investigating the criteria to make ART. Most of these studies analyzed anatomical changes from weight loss, tumor shrinkage, and parotid gland volume change. The comparison between planning CT and rescanning CT was 9.5%, 5.3%,

8.4%, 20.5%, and 20.9% for GTV, CTV of primary tumors (CTV1), CTV of nodal diseases (CTV2), left PG, and right PG, respectively^[44]. In addition, a study indicated that the CTV1 and CTV2 volumes decreased in week two by 3.2% and 10%, respectively. These findings resulted in a 2 Gy and 3.9 Gy decrease in the minimum doses of PTV1 and PTV2, respectively. Furthermore, these volume reductions may result from chemotherapy induction^[45]. Therefore, adjusting the model to predict dose change can increase the impact on clinical workflow.

In this study, new datasets from the 1st to the 11th fractions were fed into the generated model function along with the training data set. Then, the model predicted the percentage volume difference of the GTV, CTVs, and PTVs, which starts at the 12th fraction to the end of treatment. **Figure 3** shows an example of the percentage difference of prediction models between the initial and each fraction response variables. The x-axis indicates the fraction of the treatment. While the y-axis indicates the difference in these response variables in percentage. The legend is shown at the bottom left corner, including the actual and predicted values of body weight, GTV, CTVs, PTVs, and PGs. The trained line shows that the actual values are in this fraction, which is the 11th fraction. The blue zone represents the actual values at the 1st to 11th fraction. The yellow zone represents the predicted values at the 12th fraction until the end of the treatment course. In addition, the plot shows the warning point for each variable, consisting of the significant

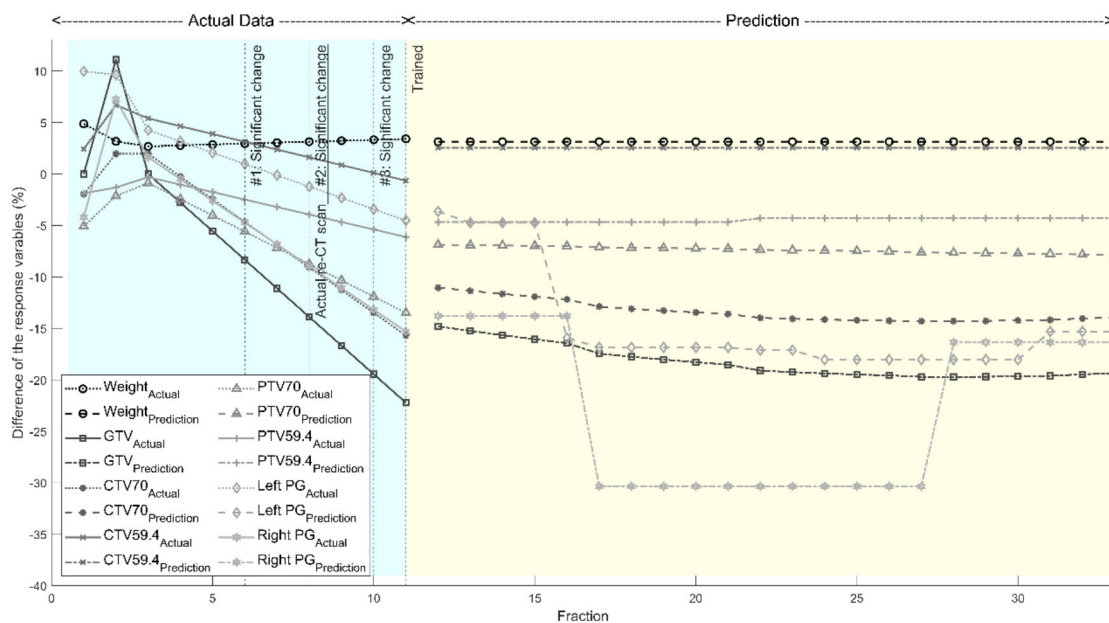


Figure 3. The example of using the percentage difference prediction models.

change point and the CBCT recommendation point. The cut points were -12.24%, -9.5%, -3.2%, -10%, and -26 for BW, GTV, CTV70, CTV59.4, and PGs, respectively^[44-46].

In this case, the first CBCT dataset was acquired after the patients underwent CT simulation for 14 days. As shown in the first week of treatment, the GTV volume increased by about 10%. The Schwartz formula can describe this situation: $DT = [\ln 2 \times \Delta T] / [\ln(X_2/X_1)]$. Where DT is the doubling time of the tumor volume (days), ΔT is the time between the two scans (days), and X_1 and X_2 are the initial and final volumes, respectively^[47]. Additionally, from a study of tumor progression, they found that

the average DT of HNC was 99 days^[48]. Thus, the ΔT was 14 days for this case, which resulted in the X_1/X_2 value being 1.103 according to the Schwartz formula. This means the tumor volume may increase the size by about 10% after a waiting time of 14 days.

Moreover, the graph shows that predicted tumor volume change trends were usually higher than the actual values before the 12th fraction. The reason is that the values of the training dataset impacted the predicted values. If most cases had higher values than this example case, the predicted values might be higher than the actual values. It can be seen that the body weight trend after the 11th fraction was constant,

and the algorithm used for this prediction was RTs. Moreover, the ranks of predictors in **Table 1S** show that the day difference from the planning date and fraction was in the 9th and 10th orders, respectively. Therefore, these predictors impact the calculation less than the others. Because the other predictors were the same, the results frequently showed constant values. However, the other graphs of the other cases showed the body weight change more obviously than the graph of this case. In addition, the PG predictions suddenly decreased during the fourth week of treatment. These reductions can result from ongoing reductions between the third and fourth weeks. Furthermore, the right PG prediction indicated a more rapid decline than the left PG because the algorithms used for the right and left PGs were RTs and ETs, respectively. ETs produced smoother results than RTs, which frequently change abruptly after the input is in the conditions of the other branch of the RTs

The limitations of this study are the accuracy and precision of the target volumes, which were affected by the quality of CBCT images and the auto-contouring software. Furthermore, the data set was too small and had high variation, which caused the training results to provide high error. Moreover, after the model can predict dose change and dose-volume histograms (DVHs) and the warning cut-off points of each organ are defined, these can develop a clinical decision support system (DSS). The DSS will provide the

data trends and trigger points for staff to make their decision.

Conclusion

This model development from machine learning was a pilot approach for developing anatomical change prediction. The trends of body weight, GTVs, CTVs, PTVs, and PG volume changes for HNC patients can be predicted. According to Table , the model of BW, CTV59.4, and PTV59.4 provided the predicted values that resemble the actual values. If the model accuracy can be improved, the models would be useful for providing decision support before treatment delivery in the following fraction. Further studies on volume changes in other OARs and dosimetric changes in targets and OARs should be investigated. This establishes the tool as a decision support system to trigger the optimal time to replan.

Acknowledgements

The authors would like to thank the lecturers and medical physicists in the Princess Srisavangavadhana College of Medicine, Chulabhorn Royal Academy and Radiation Oncology department, Chulabhorn Hospital for their useful comments and support with this research. The authors declare that they have no known competing financial interests or personal relationships that could have appeared to influence the work reported in this paper.

Table 1S F-test results of BW, GTV, CTV70, CTV59.4, PTV70, PTV59.4, left and right PG models.

Rank	BW			GTV			CTV70			CTV59.4			PTV70			PTV59.4			Left PG			Right PG		
	Features	F-test score		Features	F-test score		Features	F-test score		Features	F-test score		Features	F-test score		Features	F-test score		Features	F-test score		Features	F-test score	
1	Initial PTV70 volume	26.98		M	57.47		M	53.62		M	59.11		M	53.52		Initial classification	56.26		Fraction	30.65		Fraction	20.12	
2	Initial weight	14.92		Initial right PG volume	50.30		Initial right PG volume	47.35		Initial PTV70 volume	58.72		Initial right PG volume	47.60		Age	51.33		Day difference from planning date	25.68		Initial right PG volume	20.06	
3	Initial GTV volume	14.57		Initial PTV59.4 volume	47.40		Initial left PG volume	45.79		Initial right PG volume	58.62		Age	44.22		Initial weight	50.22		Initial PTV59.4 volume	21.32		Day difference from planning date	19.25	
4	Age	12.30		Initial PTV70 volume	46.55		Initial PTV59.4 volume	45.76		Initial weight	58.57		Initial weight	41.38		M classification	47.67		Initial CTV70 volume	13.72		Initial weight	17.08	
5	Initial PTV59.4 volume	12.12		Age	44.75		Initial PTV70 volume	43.23		Initial PTV59.4 volume	53.58		Initial PTV59.4 volume	41.06		Initial PTV59.4 volume	46.41		Initial CTV59.4 volume	10.44		Initial left PG volume	16.55	
6	Initial CTV70 volume	10.88		Initial left PG volume	43.32		Age	35.42		Initial CTV70 volume	48.42		Initial left PG volume	40.95		Initial PTV70 volume	41.15		Initial left PG volume	10.18		Initial PTV59.4 volume	15.86	
7	Initial left PG volume	10.53		Initial GTV volume	41.02		Initial weight	33.26		Age	43.28		Initial PTV70 volume	39.69		Initial CTV70 volume	39.43		Initial PTV70 volume	9.03		Initial PTV70 volume	15.22	
8	Initial CTV59.4 volume	9.42		Initial CTV70 volume	39.94		Initial CTV70 volume	32.66		Initial CTV59.4 volume	41.74		Initial CTV70 volume	35.15		Initial CTV59.4 volume	34.23		Initial right PG volume	7.16		Age	11.99	

Rank	BW		GTV		CTV70		CTV59.4		PTV70		PTV59.4		Left PG		Right PG	
	Features	F-test score	Features	F-test score	Features	F-test score	Features	F-test score	Features	F-test score	Features	F-test score	Features	F-test score	Features	F-test score
9	Day difference from planning date	9.36	Initial CTV59.4 volume	35.40	Initial GTV volume	29.97	Initial GTV volume	39.03	Initial CTV59.4 volume	33.41	Initial GTV volume	30.93	Initial GTV volume	7.05	Initial CTV59.4 volume	11.49
10	Fraction	9.00	Initial weight	30.36	Initial CTV59.4 volume	29.09	Initial left PG volume	33.29	Initial GTV volume	29.62	Initial left PG volume	30.88	Age	6.39	Initial GTV volume	11.20
11	T classification	6.31	Gender	6.46	Day difference from planning date	5.52	Day difference from planning date	6.98	Day difference from planning date	5.98	Day difference from planning date	7.44	Initial weight	6.26	Initial CTV70 volume	9.65
12	Initial right PG volume	4.97	Treatment sites	5.10	Gender	3.70	Gender	2.77	T classification	3.22	T classification	1.81	Concurrence chemotherapy status	4.16	M classification	5.64
13	Treatment sites	2.44	Day difference from planning date	5.07	Treatment sites	3.61	Concurrence chemotherapy status	2.15	Gender	3.01	Fraction	1.79	Treatment sites	2.94	T classification	1.99
14	Concurrence chemotherapy status	1.38	T classification	2.57	Concurrence chemotherapy status	1.92	T classification	2.06	Treatment sites	2.66	Concurrence chemotherapy status	1.07	M classification	2.30	Concurrence chemotherapy status	1.00
15	M classification	0.11	Fraction	1.50	Fraction	1.56	Treatment sites	2.04	Fraction	1.68	Treatment sites	0.75	T classification	0.68	Treatment sites	0.52
16	Gender	0.04	Concurrence chemotherapy status	1.00	T classification	1.27	Fraction	0.92	Concurrence chemotherapy status	0.05	Gender	0.62	Gender	0.32	Gender	0.39
17	N classification	0.00	N classification	0.00	N classification	0.00	N classification	0.00	N classification	0.00	N classification	0.00	N classification	0.00	N classification	0.00

References

1. Arora A, Purohit R, chigurupalli K, Bhandari M, Gupta A, Peter S. Comparison of Sequential Boost and Simultaneous Integrated Boost Volumetric Modulated Arc Therapy in Treatment of Head and Neck Carcinoma: A Prospective Interventional Study. *JCDR* 2022; 16: 1-5.
2. Dahele M, Tol JP, Vergeer MR, Jansen F, Lissenberg-Witte BI, Leemans CR, et al. Is the introduction of more advanced radiotherapy techniques for locally-advanced head and neck cancer associated with improved quality of life and reduced symptom burden? *Radiother Oncol* 2020;151:298–303.
3. Cilla S, Deodato F, Macchia G, Digesù C, Ianiro A, Piermattei A, et al. Volumetric modulated arc therapy (VMAT) and simultaneous integrated boost in head-and-neck cancer: is there a place for critical swallowing structures dose sparing? *Br J Radiol* 2016;89: 1-10.
4. Gros SAA, Xu W, Roeske JC, Choi M, Emami B, Surucu M. A novel surrogate to identify anatomical changes during radiotherapy of head and neck cancer patients. *Med Phys* 2017;44:924–34.
5. Noble DJ, Yeap P-L, Seah SYK, Harrison K, Shelley LEA, Romanchikova M, et al. Anatomical change during radiotherapy for head and neck cancer, and its effect on delivered dose to the spinal cord. *Radiother Oncol* 2019;130:32–8.
6. Rozendaal RA, Mijnheer BJ, Hamming-Vrieze O, Mans A, van Herk M. Impact of daily anatomical changes on EPID-based in vivo dosimetry of VMAT treatments of head-and-neck cancer. *Radiother Oncol* 2015;116:70–4.
7. Moncharmont C, Vallard A, Mengue Ndong S, Guy J-B, Saget C, Méry B, et al. Real-life assessment of Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) toxicity in Head and Neck Squamous Cell Carcinoma (HNSCC) treatment. *Acta Oto-Laryngologica* 2016;136:181–8.
8. Wang H, Xue J, Chen T, Qu T, Barbee D, Tam M, et al. Adaptive radiotherapy based on statistical process control for oropharyngeal cancer. *J Appl Clin Med Phys* 2020;21:171–7.
9. Sun L, Kirkby C, Smith W. Dosimetric effect of body contour changes for prostate and head and neck volumetric modulated arc therapy plans. *J Appl Clin Med Phys* 2019;20:115–24.
10. Belshaw L, Agnew CE, Irvine DM, Rooney KP, McGarry CK. Adaptive radiotherapy for head and neck cancer reduces the requirement for rescans during treatment due to spinal cord dose. *Radiat Oncol* 2019;14:189-195.
11. Chibane BI, Benrachi F, Salah Bali M. Adaptive approach for nasopharyngeal

- carcinoma patients during Volumetric Modulated Arc Therapy treatment (VMAT). *Int J Radiat Res* 2020;18:369–74.
12. van Beek S, Jonker M, Hamming-Vrieze O, Al-Mamgani A, Navran A, Remeijer P, et al. Protocolised way to cope with anatomical changes in head & neck cancer during the course of radiotherapy. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol* 2019;12:34–40.
 13. Alexander KM, Gooding J, Schreiner LJ, Olding T. Clinical management of tumour volume changes in VMAT head & neck radiation treatment. *J Phys: Conf Ser* 2017;847:1-5.
 14. Navran A, Heemsbergen W, Janssen T, Hamming-Vrieze O, Jonker M, Zuur C, et al. The impact of margin reduction on outcome and toxicity in head and neck cancer patients treated with image-guided volumetric modulated arc therapy (VMAT). *Radiother Oncol* 2019;130:25–31.
 15. Green OL, Henke LE, Hugo GD. Practical Clinical Workflows for Online and Offline Adaptive Radiation Therapy. *Semin Radiat Oncol* 2019;29:219–27.
 16. Gros SAA, Santhanam AP, Block AM, Emami B, Lee BH, Joyce C. Retrospective clinical evaluation of a decision-support software for adaptive radiotherapy of Head & Neck cancer patients. *Front Oncol* 2022;12:1-20.
 17. Lim SB, Tsai CJ, Yu Y, Greer P, Fuangrod T, Hwang K, et al. Investigation of a Novel Decision Support Metric for Head and Neck Adaptive Radiation Therapy Using a Real-Time In Vivo Portal Dosimetry System. *Technol Cancer Res Treat* 2019;18:1-6.
 18. Lim SB, Lee N, Zakeri K, Greer P, Fuangrod T, Coffman F, et al. Can the Risk of Dysphagia in Head and Neck Radiation Therapy Be Predicted by an Automated Transit Fluence Monitoring Process During Treatment? A First Comparative Study of Patient Reported Quality of Life and the Fluence-Based Decision Support Metric. *Technol Cancer Res Treat* 2021; 20: 1-7.
 19. Castelli J, Simon A, Lafond C, Perichon N, Rigaud B, Chajon E, et al. Adaptive radiotherapy for head and neck cancer. *Acta Oncologica* 2018;57:1284–92.
 20. Dewan A, Sharma S, Dewan A, Srivastava H, Rawat S, Kakria A, et al. Impact of Adaptive Radiotherapy on Locally Advanced Head and Neck Cancer - A Dosimetric and Volumetric Study. *Asian Pac J Cancer Prev* 2016;17:985–92.
 21. Brown E, Owen R, Harden F, Mengersen K, Oestreich K, Houghton W, et al. Predicting the need for adaptive radiotherapy in head and neck cancer. *Radiother Oncol* 2015;116:57–63.

22. Brown E, Owen R, Harden F, Mengersen K, Oestreich K, Houghton W, et al. Head and neck adaptive radiotherapy: Predicting the time to replan. *Asia Pac J Clin Oncol* 2016;12:460–7.
23. Tanooka M, Doi H, Ishida T, Kitajima K, Wakayama T, Sakai T, et al. Usability of Deformable Image Registration for Adaptive Radiotherapy in Head and Neck Cancer and an Automatic Prediction of Replanning. *IJMPCCRO* 2017;06:10–20.
24. Morgan HE, Sher DJ. Adaptive radiotherapy for head and neck cancer. *Cancers Head Neck* 2020;5:1-16.
25. Zhang P, Simon A, Rigaud B, Castelli J, Ospina Arango JD, Nassef M, et al. Optimal adaptive IMRT strategy to spare the parotid glands in oropharyngeal cancer. *Radiother Oncol* 2016;120:41–7.
26. Kearney M, Coffey M, Leong A. A review of Image Guided Radiation Therapy in head and neck cancer from 2009–2019 – Best Practice Recommendations for RTTs in the Clinic. *Tech Innov Patient Support Radiat Oncol* 2020;14:43–50.
27. Cheng CS, Jong WL, Ung NM, Wong JHD. Evaluation of Imaging Dose From Different Image Guided Systems During Head and Neck Radiotherapy: A Phantom Study. *Radiat Prot Dosimetry* 2017;175:357–62.
28. Jarrett D, Stride E, Vallis K, Gooding MJ. Applications and limitations of machine learning in radiation oncology. *Br J Radiol* 2019;92:1-12.
29. Barragán-Montero A, Javaid U, Valdés G, Nguyen D, Desbordes P, Macq B, et al. Artificial intelligence and machine learning for medical imaging: A technology review. *Phys Med* 2021;83:242–56.
30. Deig CR, Kanwar A, Thompson RF. Artificial Intelligence in Radiation Oncology. *Hematol Oncol Clin North Am* 2019; 33:1095–104.
31. Sheng K. Artificial intelligence in radiotherapy: a technological review. *Front Med* 2020;14:431–49.
32. Siddique S, Chow JCL. Artificial intelligence in radiotherapy. *Rep Pract Oncol Radiother* 2020;25:656–66.
33. Giraud P, Giraud P, Gasnier A, El Ayachy R, Kreps S, Foy J-P, et al. Radiomics and Machine Learning for Radiotherapy in Head and Neck Cancers. *Front Oncol* 2019;9:174-186.
34. Marzi S, Pinnarò P, D'Alessio D, Strigari L, Bruzzaniti V, Giordano C, et al. Anatomical and Dose Changes of Gross Tumour Volume and Parotid Glands for Head and Neck Cancer Patients during Intensity-modulated Radiotherapy: Effect on the Probability of Xerostomia Incidence. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2012;24:e54-62.
35. Langius JAE, Twisk J, Kampman M, Doornaert P, Kramer MHH, Weijs PJM, et al. Prediction model to predict critical

- weight loss in patients with head and neck cancer during (chemo)radiotherapy. *Oral Oncol* 2016;52:91–96.
36. Pandit P, Patil R, Palwe V, Yasam VR, Nagarkar R. Predictors of Weight Loss in Patients With Head and Neck Cancer Receiving Radiation or Concurrent Chemoradiation Treated at a Tertiary Cancer Center. *Nutr Clin Pract* 2020; 35:1047–52.
 37. Lee D, Zhang P, Nadeem S, Alam S, Jiang J, Caringi A, et al. Predictive Dose Accumulation for HN Adaptive Radiotherapy. *Phys Med Biol* 2020;65:1-27.
 38. Pukala J, Johnson PB, Shah AP, Langen KM, Bova FJ, Staton RJ, et al. Benchmarking of five commercial deformable image registration algorithms for head and neck patients. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17:25–40.
 39. Hvid CA, Elstrøm UV, Jensen K, Alber M, Grau C. Accuracy of software-assisted contour propagation from planning CT to cone beam CT in head and neck radiotherapy. *Acta Oncologica* 2016; 55:1324–30.
 40. La Macchia M, Fellin F, Amichetti M, Cianchetti M, Gianolini S, Paola V, et al. Systematic evaluation of three different commercial software solutions for automatic segmentation for adaptive therapy in head-and-neck, prostate and pleural cancer. *Radiat Oncol* 2012;7: 160-175.
 41. Raju MP, Laxmi AJ. IOT based Online Load Forecasting using Machine Learning Algorithms. *Procedia Comput Sci* 2020; 171:551–60.
 42. Kapoor NR, Kumar A, Kumar A, Kumar A, Mohammed MA, Kumar K, et al. Machine Learning-Based CO2 Prediction for Office Room: A Pilot Study. *Wirel Commun Mob Comput* 2022;2022: 1-16.
 43. Barker JL, Garden AS, Ang KK, O'Daniel JC, Wang H, Court LE, et al. Quantification of volumetric and geometric changes occurring during fractionated radiotherapy for head-and-neck cancer using an integrated CT/linear accelerator system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;59: 960–70.
 44. Bak B, Skrobala A, Adamska A, Kazmierska J, Jozefacka N, Piotrowski T, et al. Criteria for Verification and Replanning Based on the Adaptive Radiotherapy Protocol “Best for Adaptive Radiotherapy” in Head and Neck Cancer. *Life (Basel)* 2022;12:722-735.
 45. Bhide SA, Davies M, Burke K, McNair HA, Hansen V, Barbachano Y, et al. Weekly Volume and Dosimetric Changes During Chemoradiotherapy With Intensity-Modulated Radiation Therapy for Head and Neck Cancer: A Prospective Observational Study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76:1360–8.

46. Yao W-R, Xu S-P, Liu B, Cao X-T, Ren G, Du L, et al. Replanning Criteria and Timing Definition for Parotid Protection-Based Adaptive Radiation Therapy in Nasopharyngeal Carcinoma. *Biomed Res Int* 2015;2015:1-9.
47. Li J, Xia T, Yang X, Dong X, Liang J, Zhong N, et al. Malignant solitary pulmonary nodules: assessment of mass growth rate and doubling time at follow-up CT. *J Thorac Dis* 2018;10:S797-806.
48. Coca-Pelaz A, Takes RP, Hutcheson K, Saba NF, Haigentz M, Bradford CR, et al. Head and Neck Cancer: A Review of the Impact of Treatment Delay on Outcome. *Adv Ther* 2018;35:153-60.

An evaluation of two-dimensional array ion chambers for
patient-specific quality assurance of Tomotherapy HDA™
การประเมินการทำงานหัววัดรังสีสองมิติชนิดไอออน สำหรับสอบทวนการวางแผน
การรักษาผู้ป่วยด้วยเครื่องฉายรังสีโทโมเทอราปี รุ่น HDA™

Sunadda Kammak¹, Suphaluck Khachonkham¹, Pimolpun Changkaew², Nauljun Stansook¹

¹Master of Science in Medical Physics, Department of Diagnostic and Therapeutic Radiology, Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Thailand

²Division of Radiation Oncology, Department of Diagnostic and Therapeutic Radiology, Faculty of Medicine, Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Thailand

Corresponding author:

Nauljun Stansook

Ramathibodi Hospital, 270 Thanon Rama VI, Thug Phaya Thai, Ratchathewi, Bangkok 10400

E-mail: comet2522@gmail.com

สุนัดดา คำมาก¹, ศุภลักษณ์ ขจรคำ¹, พิมลพรรณ ช่างแก้ว², นวลจันทร์ สท้านสุข¹

¹วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาฟิสิกส์การแพทย์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

²หน่วยงานรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้สนับสนุนประสานงาน

นวลจันทร์ สท้านสุข

โรงพยาบาลรามาธิบดี 270 ถนนพระรามที่ 6 แขวงทุ่งพญาไท เขตราชเทวี กรุงเทพมหานคร 10400

อีเมล: comet2522@gmail.com

Submitted : Jan 31, 2023

Revised : Mar 8, 2023

Accepted : Mar 20, 2023

Abstract

Background: The MatriXX is a 2D array based on ion chamber detector that provides real-time dose measurement and ease of use. However, there are few studies on MatriXX for patient-specific quality assurance (PSQA) of Tomotherapy.

Objective: The purpose of this study is to validate the MatriXX for using as a PSQA tool for Tomotherapy HDATM at Ramathibodi hospital.

Materials and Methods: The MatriXX dosimetric characteristics were evaluated in terms of dose linearity, distance dependence, and directional dependence including field width (FW), pitch, and modulation factor (MF) were examined by varying the parameter based on the clinical use. For the clinical application, the gamma analysis results of ten prostate plans by MatriXX were evaluated. The location of detector effect was evaluated by shifting the virtual planning target volume (PTV) and ten breast plans were investigated.

Results: The dose response was linear for delivery time of 5-300 seconds. Source-to-detector distance (SDD) effect showed a good agreement with A1SL with a difference less than 1%. The directional response was showed a large discrepancy (0.5) at the rear part of the detector, which was the effect of MatriXX structure. The gamma passing rate (GP) for all plans that optimized by varying planning parameter were greater than 97% for 3%/3mm criteria. For clinical test, the average GP of ten prostate plans was $98.29 \pm 0.82\%$ which pass the criteria of AAPM TG-148. In addition, the GP for virtual PTV for a location effect test were greater than 96% for all six directions. The results indicated that location did not affect to the MatriXX measurement. However, for clinical breast cases, which were large field size and almost located in non-isocenter, the results showed a low GP ($< 50\%$) for non-shifting the detector. It showed an increasing of average GP up to greater than 88% when shifting almost dose distributions to cover the whole effective detector area.

Conclusion: This study indicated that MatriXX was an effective and reliable dosimeter tool, and it could be used for PSQA. However, the use of MatriXX for PSQA in clinical cases with a large radiation field and non-isocenter should be concerned.

Keywords: Helical Tomotherapy, Patient-Specific Quality Assurance, Two-dimensional array ion chambers

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: เมทริกซ์ คือหัววัดรังสีสองมิติแบบอาร์เรย์ ชนิดไอออน สามารถอ่านค่าได้ทันทีและใช้งานง่าย อย่างไรก็ตาม การศึกษาของหัววัดสำหรับสอบทวนการวางแผนการรักษาผู้ป่วย ด้วยเครื่องโทโมเทอราปีมีน้อย

วัตถุประสงค์: เพื่อตรวจสอบหัววัดรังสี เมทริกซ์ สำหรับสอบทวนการวางแผนการรักษาผู้ป่วยด้วยเครื่องโทโมเทอราปี รุ่น HDATM ในโรงพยาบาลรามธิบดี

วัสดุและวิธีการ: คุณสมบัติเชิงรังสีนั้นประเมินในส่วน การทดสอบความสัมพันธ์เชิงเส้นของการนับวัดรังสี การตอบสนองต่อระยะทางที่ได้รับรังสี และการตอบสนองต่อทิศทางของการเข้าของรังสี รวมด้วย field width (FW), pitch, และ modulation factor (MF) ตรวจสอบโดยเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ตามค่าที่ใช้ทางคลินิก การทดสอบทางคลินิกจะประเมินผลค่าแกมมาสำหรับแผนการรักษา มะเร็งต่อมลูกหมาก 10 รายที่ได้จากหัววัด ผลกระทบจากตำแหน่งนั้นประเมินจากแบบจำลอง planning target volume (PTV) และแผนการรักษาของมะเร็งเต้านม 10 ราย

ผลการศึกษา: ความสัมพันธ์ของปริมาณรังสีที่นับวัดกับเวลาที่ใช้ 5 ถึง 300 วินาทีเป็นเส้นตรง ผลกระทบจาก SDD ไปทางเดียวกับหัววัดรังสี A1SL โดยแตกต่างกันน้อยกว่า $\pm 1\%$ การตอบสนองต่อทิศทางของรังสีแสดงความแตกต่างมากที่สุด (0.5) ที่ด้านหลังจากส่วนประกอบของหัววัด การเปลี่ยนแปลงพารามิเตอร์ได้อัตราค่าผ่านแกมมามากกว่า 97% ที่ดัชนีแกมมา 3%/3 มิลลิเมตร อัตราค่าผ่านแกมมาเฉลี่ยมะเร็งต่อมลูกหมาก 10 ราย เท่ากับ $98.29 \pm 0.82\%$ ซึ่งผ่านเกณฑ์ AAPM ฉบับที่ 148 ค่าเฉลี่ยอัตราค่าผ่านแกมมาของ PTV ทั้ง 6 ทิศทางมากกว่า 96% บ่งชี้ว่าตำแหน่งไม่ส่งผลต่อการนับวัด กรณีมะเร็งเต้านมแสดงอัตราค่าผ่านแกมมาต่ำ ($< 50\%$) สำหรับแผนที่ไม่เลื่อนหัววัด ขณะที่ค่าเฉลี่ยอัตราค่าผ่านแกมมาเพิ่มขึ้น 88% สำหรับแผนที่เลื่อนหัววัดครอบคลุมตำแหน่งที่มีการกระจายปริมาณรังสี

ข้อสรุป: การศึกษานี้บ่งชี้ว่า หัววัดรังสี เมทริกซ์ เป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพสามารถใช้สำหรับสอบทวนการวางแผนการรักษาผู้ป่วย อย่างไรก็ตาม สำหรับการใช้งานหัววัดนี้กรณีที่มีขนาดลำรังสีใหญ่และไม่อยู่กึ่งกลางนั้นควรระวัง

คำสำคัญ: โทโมเทอราปีชนิดเกลียวหมุน, การสอบทวนการวางแผนการรักษาผู้ป่วย, หัววัดรังสีสองมิติชนิดไอออน

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): R89-R107

Introduction

Recently, advanced techniques such as intensity-modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT) have

been widely used for radiation treatment. Helical Tomotherapy is one of the machines that has been developed to achieve the advanced technique and become commonly used.

Tomotherapy's goal is to deliver a highly conformal dose distribution with steep dose gradients to the target volume while sparing normal tissues. The operation of the machine is quite complicated, the modulated dose distribution was generated from the high-speed binary multileaf collimator (MLC) combined with ring gantry-based technology. The dose delivery using gantry rotation synchronize with a couch translation into the bore^[1]. Therefore, each patient planned dose need to be verified to ensure accurate delivery. This procedure is Patient-specific Quality Assurance (PSQA).

Patient-specific QA or delivery quality assurance (DQA) for Helical Tomotherapy is performed to identify discrepancies between treatment planning dose calculation and delivered dose prior patient treatment. The purpose is to detect the gross error in radiation delivery and minimize all potential sources of error. To ensure delivery accurately and patient safety, an adequate system of DQA must be implemented. Based on the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) TG-148, Gafchromic EBT3 films and A1SL ionization chambers are a goal standard dosimeter for planar dose and point dose distribution evaluation in PSQA of Helical Tomotherapy^[2-5]. Radiochromic film is a highly efficient QA tool for planar dosimetry due to its dosimetric characteristics such as high spatial resolution, near-tissue equivalent, and less energy dependence^[6-8]. However, there are several factors that limit the radiochromic films dosimetry, time-consuming from a saturation of the optical density response,

uncertainties of films procedure, and cannot be reusable^[6, 8, 9]. Currently, there are several commercial two-dimensional (2D) as well as three-dimensional (3D) detectors array have been introduced to use for PSQA^[4, 10]. These dosimeters provide instantaneous dose distribution readout and analysis including easily operated.

The MatriXX is one of the detectors that is widely used in IMRT and VMAT, which were delivered by C-arm based^[11-14]. It is a 2D detectors array that consists of a bundle of ionization chambers, which is not required for frequent sensitivity calibration, easy setup, and provide real-time dose measurement^[11, 15]. However, there are a few numbers of studies on MatriXX for dosimetric characteristic including pre-treatment verification for Tomotherapy. There are some studies evaluated the Matrixx to be used as a QA tool for IMRT and VMAT plan for Tomotherapy. The results showed that the gamma passing rate (GP) was greater than 90%, which was consistent with TG-148 recommendation^[14, 16]. However, the previous studies did not include the limitation of effective field size of MatriXX, which was affected on the large irradiation field, validation is required. In addition, there are a few numbers of studies on MatriXX for dosimetric characteristic including pre-treatment verification for Tomotherapy. Therefore, the purpose of this study is to validate the dosimetric characteristics of MatriXX and evaluated the detector for using in a clinical application as a PSQA tool for Tomotherapy HDATM at Ramathibodi hospital. The present study, a comprehensive MatriXX response was

carried out in terms of the dosimetric characteristic test, planning parameters effect test, and clinical test. For clinical application, we selected the two majority cancer sites that are treated in our center, which were prostate and breast cancers. In addition, a location evaluation was performed for breast cancer plans due to these cases had a large field and located in a non-center of the body.

Materials and Methods

This study using the MatriXX Evolution, a 2D array detector that based on ionization chambers, manufactured by IBA Dosimetry

GmbH, Schwarzenbruck, Germany. The array consists of 1020 vented ion chambers, arranging in a 32×32 cm² grid cover an active measurement area of 24.4×24.4 cm². Each chamber volume is 0.08 cm³ and the distance between the chamber center is 0.762 cm. This array detector combination with IBA miniPhantom (IBA Dosimetry GmbH, Schwarzenbruck, Germany), which is a water equivalent solid phantom that use for PSQA verification (**Figure 1**). All experiments were performed on Tomotherapy HDATM system (Accuray, Sunnyvale, CA), which provide a nominal 6 MV-FFF beams and dose rate of 870 monitor unit (MU)/min. The machine has 85 cm

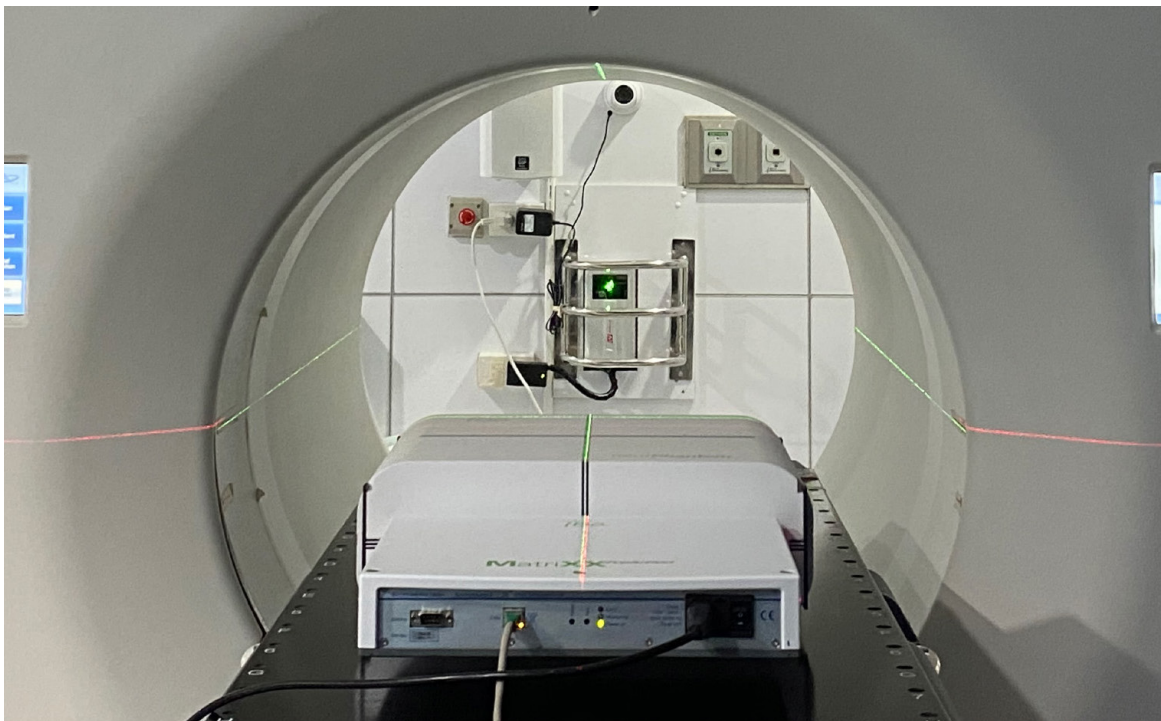


Figure 1 The MatriXX with miniPhantom for measuring on Tomotherapy HDATM at Ramathibodi hospital.

source to axis distance (SAD) and bore diameter. Tomotherapy has 64 leaves binary multileaf collimator (MLC) cover 40 cm in the transverse direction, with each leaf width of 0.625 cm at isocenter.

Prior to all experiments, the MatriXX have been calibrated for dose measurement following manufacturer instruction. A1SL ion-chamber (Standard Imaging, Middleton, WI), which is a standard detector for performed absolute dose following AAPM TG-51^[17] of Tomotherapy machine was set combination with solid water phantom as the same condition as MatriXX within miniPhantom (Figure 2).

All results were compared with the dose response that obtained from the four central chambers of MatriXX. In addition, the validation of the experiments using MatriXX and miniPhantom were analyzed using Omnipro™ I'mRT software version 1.7.

Dosimetric characteristics test

The MatriXX dosimetric characteristics were evaluated in terms of dose linearity, distance dependence, and directional dependence. For this study, A1SL also used as a reference dosimeter for dosimetric characteristic test in terms of distance dependence.

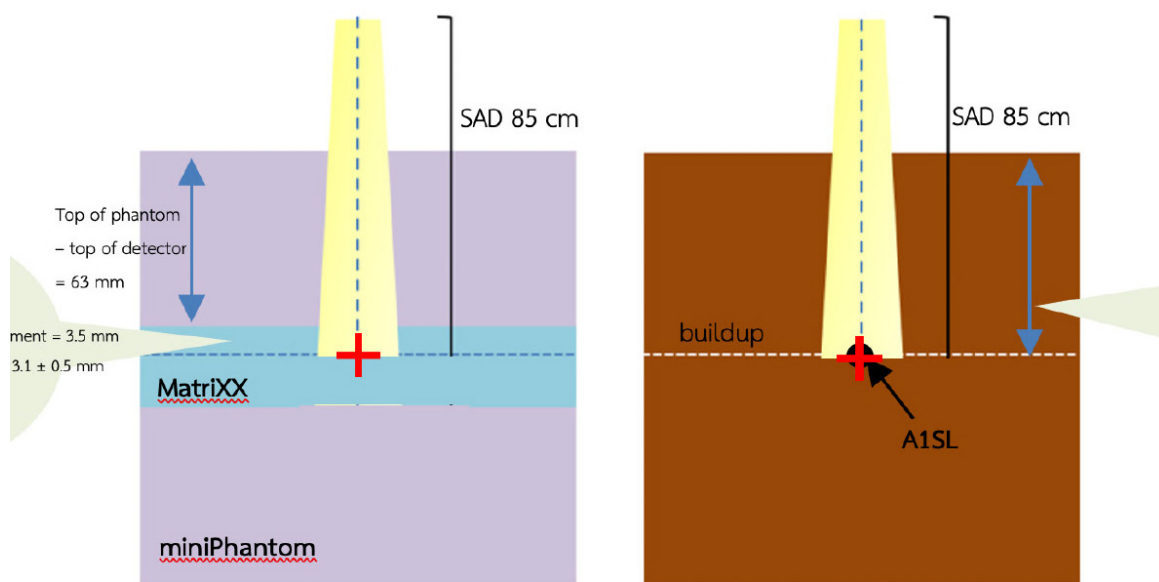


Figure 2 Schematic of calibration set-up for a) MatriXX and b) A1SL ion-chamber.

Linearity test was performed by varying beam on time from 5-300 seconds based on clinical use at Ramathibodi Hospital. The Tomotherapy machine-specific reference field size of 10×5 cm² was used for delivery^[3, 18]. This field size was also used for distance dependence and directional dependence test. All experiments were performed by using irradiation time of 10 seconds per each measurement following AAPM TG-148. The purpose of the linearity test was to evaluate the properties of detector reading that were proportional to the actual dose with a linear equation.

Distance dependence test were performed to estimate the effect of the varying distance of measurement on the detector response. The measurement was carried out by varying source to detector distance (SDD) by 85±5 cm, in 1 cm increment. The measured dose of MatriXX (normalized at 85 SSD) in each SDD was compared with A1SL.

For the directional dependence test, the purposed of this test was to evaluate the incident beam angle affects the MatriXX response. The gantry was varied from 0 to 360 degrees within a 7° interval, following the specific characteristics of the Tomotherapy machine that were split into 51 projections while delivering helical beams. The dose measurement was normalized to the dose response at the incidence angle of 0°.

Geometry planning parameters test

A cylinder virtual planning target volume (PTV) with a 5 cm diameter and 5 cm long was created as a target for test the geometry planning parameter effect on the DQA analysis, which was measured by MatriXX combination with miniPhantom. The field width (FW) and pitch parameters were varied while fix the modulation factor (MF) value of 2 that is a default value of TPS. This test was performed for FW with a static jaw of 1 cm and dynamic jaws of 2.5 and 5 cm. The variable of pitch in this test was used the magic numbers that purposed by Kissick et al.^[19], which were 0.215, 0.287, and 0.430. In addition, the MF were varied 1, 2, 2.5, 3, and 5 while keep the setting defaults value of dynamic FW = 2.5 and pitch = 0.430. A total of fourteen plans were optimized by varying the planning parameters as the previous described in helical mode. In addition, the target PTV dose were prescribed to 2 Gy per fraction and the main criteria was 100% dose cover 95% volume of PTV based on a clinical routine of Ramathibodi hospital. The tolerance of the GP acceptance results should be more than 90% using the gamma criteria of 3%/3 mm according to AAPM TG-148 recommendation. The criteria of 2%/2 mm were additional analyzed to evaluate the small error effect. Two-way ANOVA and Kruskal-Wallis H test were used to analyze the statistic.

Clinical test

A. Patient-specific QA of MatriXX for prostate cancer

Ten prostate cancer plans that treated between 2017-2018 by Tomotherapy HDATM at Ramathibodi hospital were randomly selected. The position of MatriXX with MiniPhantom was set up using red laser and MV-CBCT imaging to minimize the set-up error. The agreement criteria were set following the AAPM TG-148 which is GP more than 90% with 3% /3 mm criteria, and 10% threshold with global analysis by Omnipr - I'mRT software^[3]. The GP results for ten prostate plans of MatriXX measurement were compared with retrospective data of EBT3 films, which were previously measured at Ramathibodi hospital.

B. Patient-specific QA of MatriXX for breast cancer

For breast cases, the experiment was divided into two parts including location of detector

effect and clinical breast cases. Because the main issues of breast case were large radiation field size and non-isocenter, most of the high dose distribution were not in the MatriXX detector area. Thus, the detector had to be shifted from the position obtained from the DQA plan by treatment planning.

B.1 Location effect of virtual PTV

The simple virtual PTV of a 10 cm diameter was created and used for location effect test. The DQA plans were evaluated by shifting the phantom for measurement in six directions, which were left-right lateral position, superior position including upper-lower couch shift position. All directions were shifted 5 cm from the isocenter of the detector as shown in **Figure 3**. The GP derived from DQA plans across six locations were analyzed and further determine the moving position of the sample group.

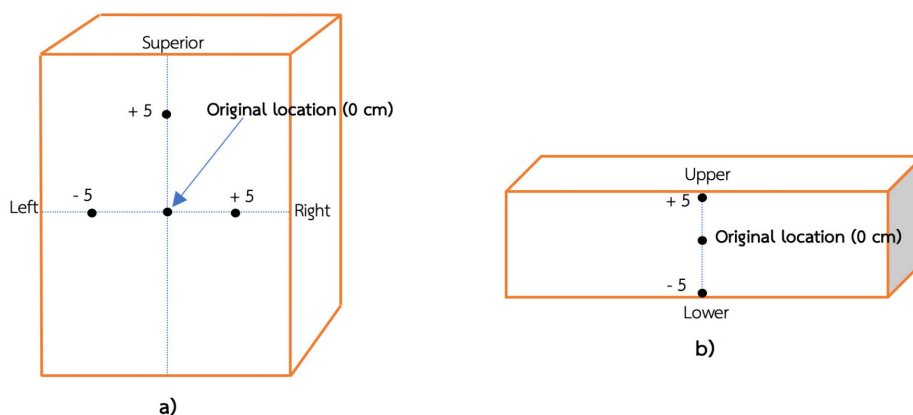


Figure 3 The location of virtual PTV of a 10 cm diameter for the measured dose plan on MatriXX
a) front view showed the superior and lateral location and b) lateral view showed the upper and lower location.

B.2 Clinical breast cancer

Ten clinical breast cancer plans in 2021 that treated by Tomotherapy HDATM at Ramathibodi Hospital were selected, the treatment plans included both right and left side lesions. Typical of DQA process, the patient treatment plan was generated without moving phantom by fixing the isocenter of detector at the isocenter of the bore. We stated this location as an original position plan as shown in **Figure 4a**. Whereas corrected

position plans were the DQA plans that shifting the detector to a position with mostly dose distribution covering especially in the high dose region, as shown in **Figure 4b**. The gamma analysis results were compared between the original position plans and corrected position plans. The 3%/3 mm gamma criteria and passing rate more than 90% were used to analyze based on AAPM TG-148 with gamma analysis results were used by global normalization method^[3].

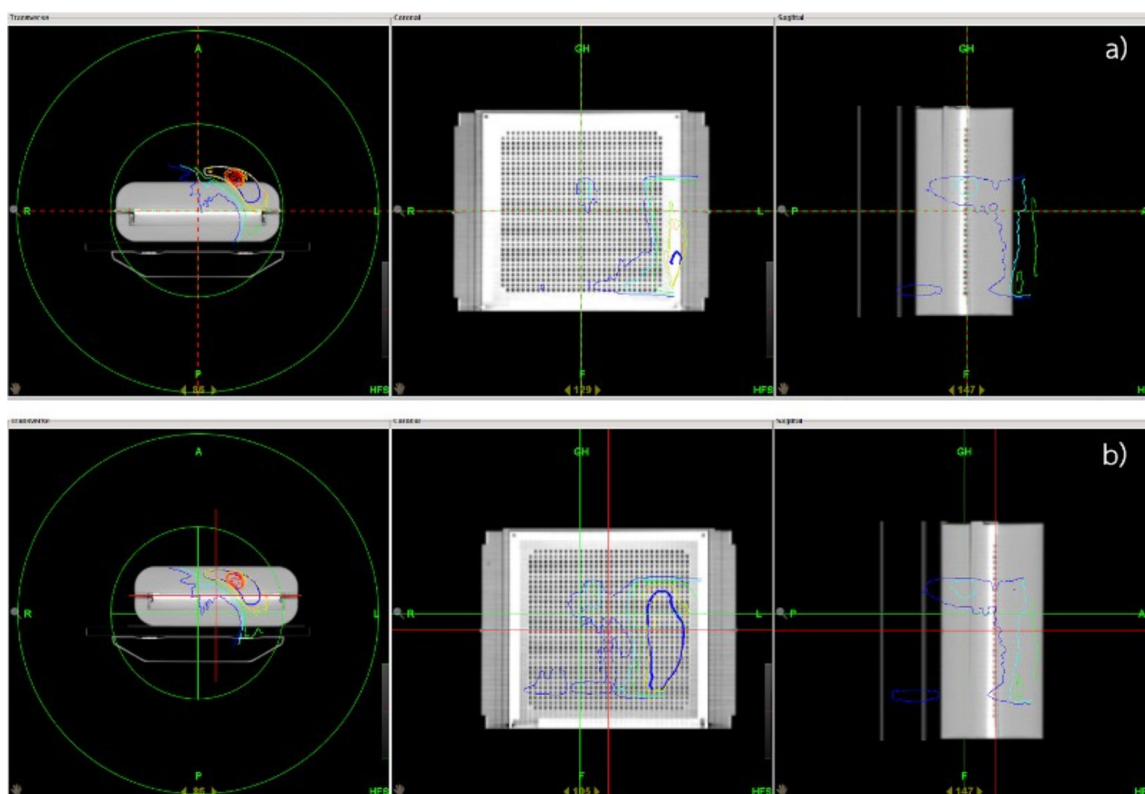


Figure 4 The DQA of breast plans a) original position and b) corrected position in MatriXX with miniPhantom.

Results

Dosimetric characteristics test

The dosimetric characteristics of MatriXX with miniPhantom showed good dose linearity. The relationship between the MatriXX dose response obtained from the averaging of the central four chambers and time delivery (5-300 s) were represented a linear line with a coefficient R^2 equal to 1 as shown in (Figure 5). For distance effect, the MatriXX response decreased when SDD increased. The results were corresponding to the A1SL measurement. The difference of

relative measurement for varying the distance were within $\pm 1\%$ with a maximum difference of 0.79% at SDD of 80 cm (Figure 6). For directional dependence, the result depended on incident angle as shown in (Figure 7). Especially in the rear part of the detector, the high variation showed at the gantry ranging from 70° to 112° and 245° to 287° incident angles, the directional response was $0.54 \pm 0.03\%$ and $0.55 \pm 0.03\%$, respectively. Moreover, the result showed a maximum difference of dose response of 0.5 at a gantry angle of 266° .

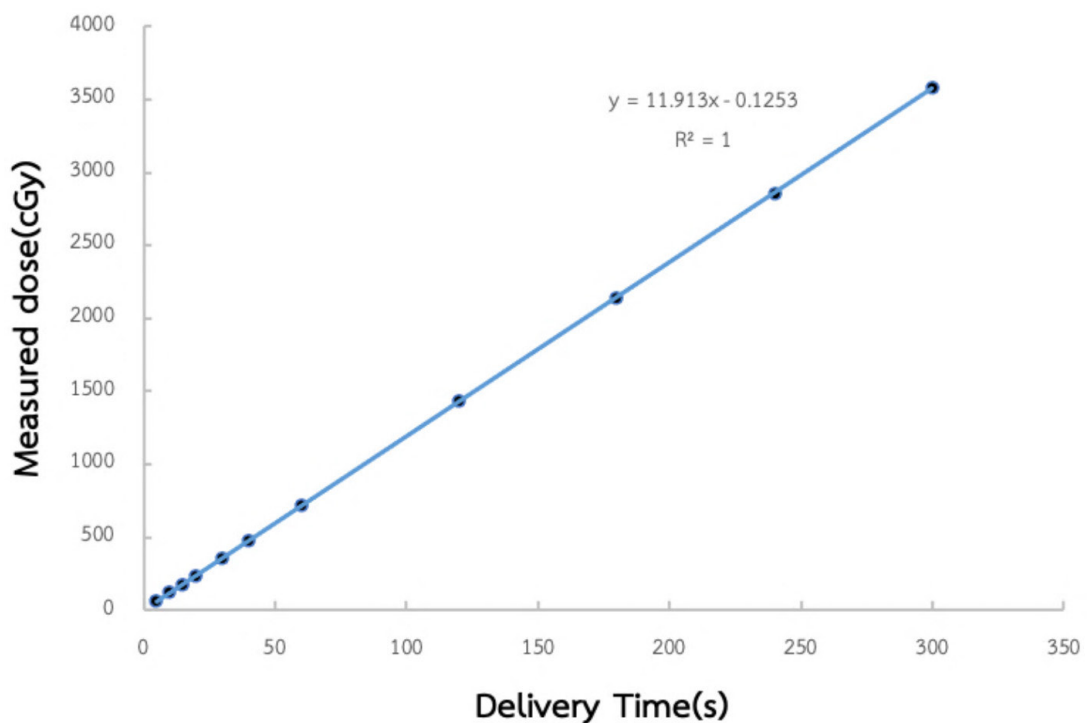


Figure 5 The MatriXX dose response at time delivery of 5-300 secs.

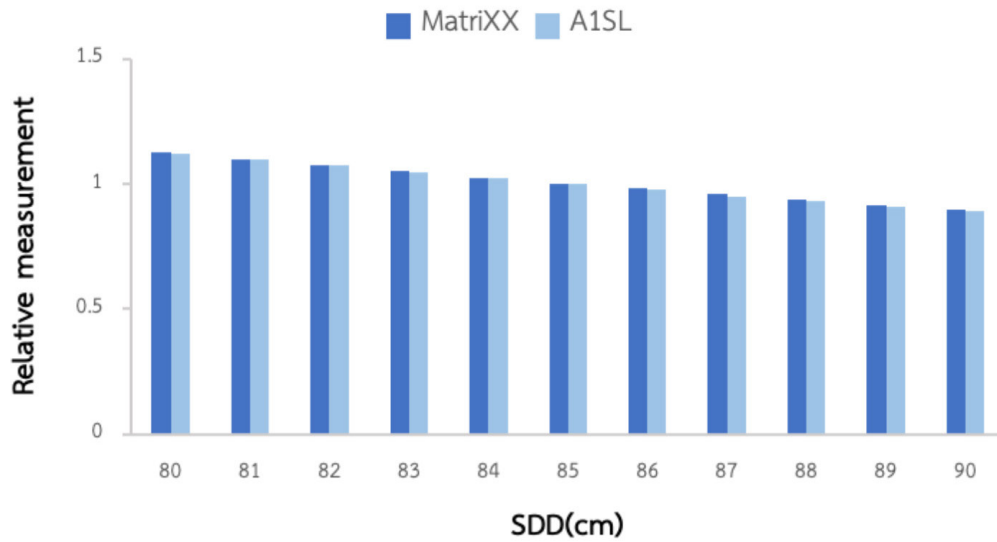


Figure 6 The SDD response on dose measurement for MatriXX and A1SL, normalized to 85 SDD cm.

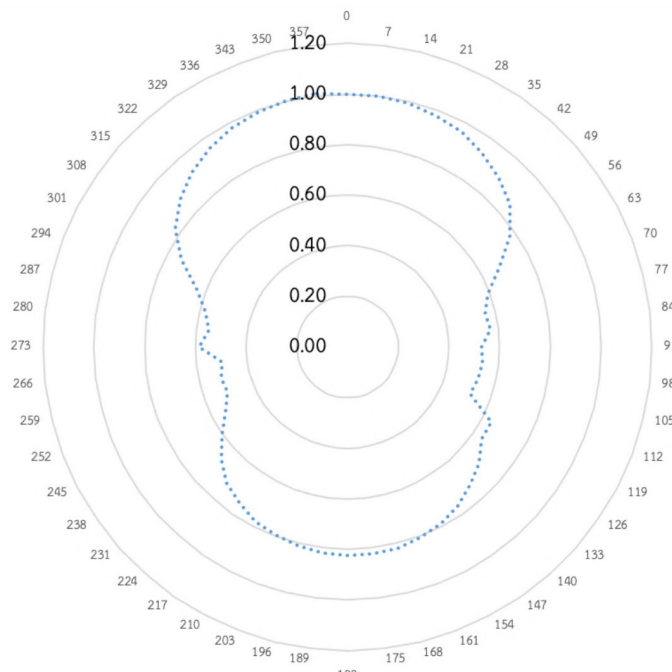


Figure 7 Dose response of average four central chambers with the variation of beam direction in full arc of 360 ° (the particular angle dose response was normalized to the incident angle of 0 °).

Geometry planning parameters test

All fourteen plans were optimized by varying the three different planning parameters: pitch, FW, and MF. The average of GP for all plans were greater than 97% and 90% with a gamma criteria of 3%/3 mm and 2%/2 mm, respectively. The mean and SD values for the gamma criteria of 3%, 3 mm were $98.47 \pm 0.45\%$, $98.57 \pm 0.50\%$, and $98.57 \pm 0.36\%$, while for the gamma criteria of 2%, 2 mm were $98. \pm 1.15\%$, $98.57 \pm 1.37\%$, and $98.57 \pm 1.45\%$, for various FWs and pitch of 0.215, 0.287, and 0.430, respectively. The average of GP for all plans for varying MF values were $98.32 \pm 0.33\%$, $94.36 \pm 0.97\%$ of 3%/3 mm and 2%/2 mm, respectively. Although, the GP for stringent criteria of 2%/2 mm were lower than the gamma criteria of 3%/3 mm, there were no significant difference with Two-way ANOVA and Kruskal-Wallis H test, by specifying p-value ($P > 0.05$) for all three planning parameters.

B. Patient-specific QA of MatriXX for breast cancer

B.1 Location effect of virtual PTV

For location effect, the high GP demonstrated $98.15 \pm 0.26\%$ at the center position and slightly reduced when the position of detector was shifted to the lateral ($96.78 \pm 0.20\%$ and $96.58 \pm 0.20\%$ for left and right side, respectively). However, the GP of all plans in six directions for simple PTV with a 10 cm diameter were greater than 96% with 3%/3mm criteria.

B.2 Clinical breast cancer

For clinical breast DQA plans, this study

analyzed original and corrected position plans. Most original positions had GP lower than the corrected position that the high dose distribution covering the effective detector area. The result showed an increasing of average GP to greater than 88% for 3%/3 mm criteria. The GP results were low in some cases and also depended on the shape of dose distribution of the plan, limitation of detector such as an effective area and electronic part. However, the maximum increasing of GP was found up to 79.90% from the original position plan. Our results showed the GP were significantly increased when the phantom was shifted to the position that cover dose distribution for most of the plans as shown example plan in (Figure 8). However, each patient breast instances were highly complex with individual anatomies and nodules, some plans did not agree with the corresponding results.

Discussion

Our study showed good dosimetric characteristics of MatriXX response for linearity and SDD effect. This result confirmed that the detector was suitable for measurement in Tomotherapy machine. Moreover, distance effect for MatriXX responses was similar to the reference dosimetry (A1SL) in the same condition with the variation within $\pm 1\%$. For the 85 cm Tomotherapy bore, the range for this tested (± 5 cm) are appropriated and safe to travel in the up and down phantom directions in this machine. For angle effect, our study showed that the response of

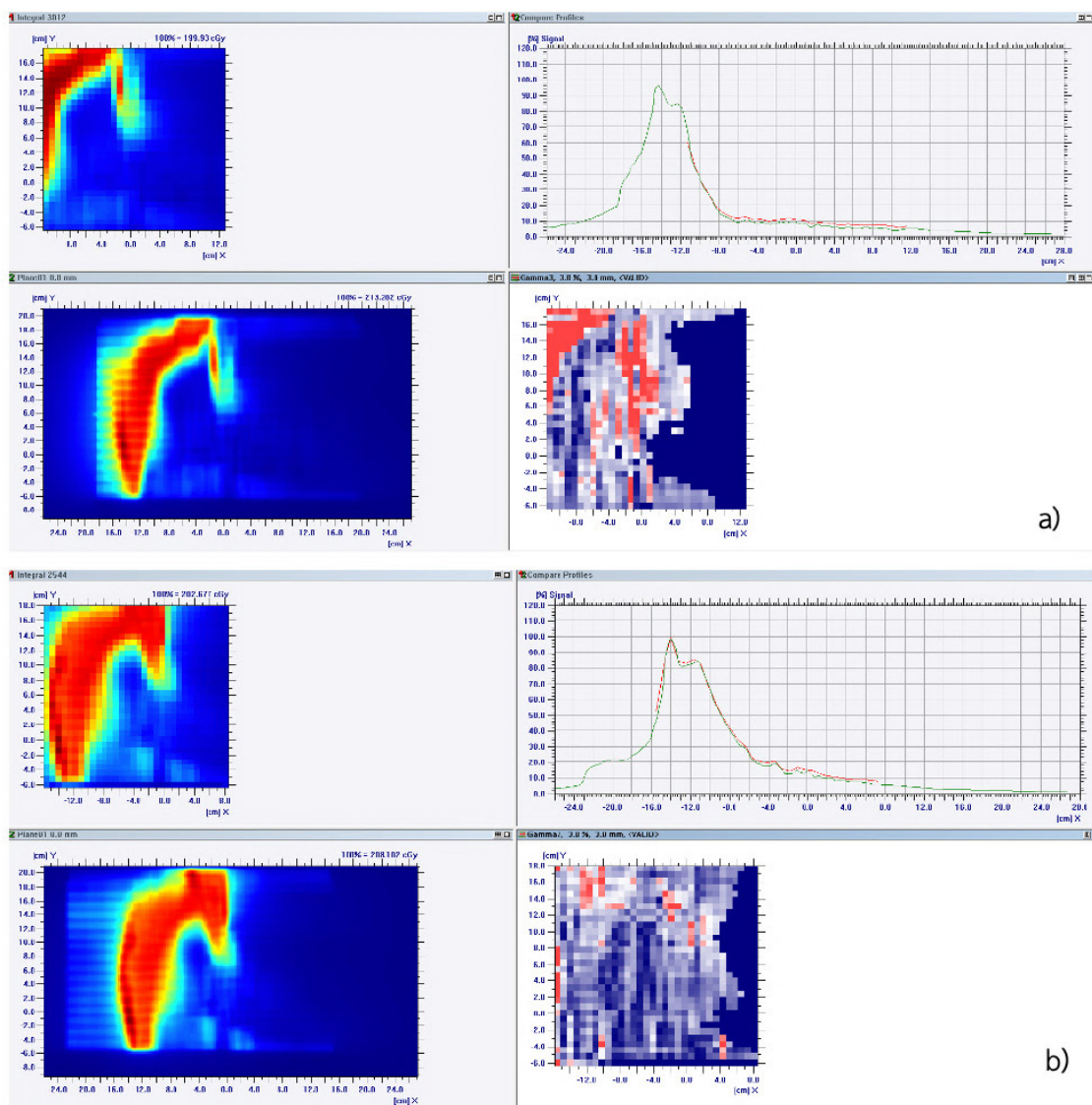


Figure 8 An example of gamma analysis for breast plans in a) original and b) corrected position by Omni-pro-I'mRT software.

MatriXX detector depended on incident beam angle. Especially in the rear part of the detector, it caused by the attenuation of the air-high Z interface in the MatriXX structure^[13, 20]. However, for helical technique, which the beam was delivered with a small portion direct to the phantom per one rotation then directional effect of MatriXX was dilute^[20, 21].

This consumption was clearly seen in the geometry plan parameter test that using helical irradiation.

The GP for all plans that optimized by varying FW, Pitch, and MF were greater than 97% and 90% for 3%/3mm and 2%/2mm criteria, respectively. According to the AAPM TG-148 requirements, the Tomotherapy system must have a GP of at least 90% at 3%/3 mm^[3]. Although, the average GP was reduced when using a stringent of 2%/2 mm criteria, the value was more than 90% that regrading to TG-148 recommendation. The MatriXX response in this study assessed the impacted factors of TPS for Tomotherapy, where the values of these factors were based on clinical routine in our center. All results were supported by previous studies from Sresty et al.^[16] and statistical analysis results were not statistically different (P-value > 0.05) for all three plan parameters. This indicated that the routine clinical use of geometry plan parameter for simple PTV was not affected on the MatriXX measurement results. However, the experiment results were based only on a virtual simple PTV and had no organ at risk while optimizing. The variable should be more

observing in the clinical cases for various PTV sizes and locations.

For clinical test, the average GP of all DQA plans for the ten prostate cases demonstrated a good agreement with requirements from AAPM TG-148 for patient-specific QA in Tomotherapy. The study found that the mean GP up to 98%, was in line with pervious study of MatriXX by Xu et al. and Sresty et al.^[14, 16]. In addition, the result indicated a moderate correlation of 0.53 between the MatriXX measurement and EBT3 films. Nevertheless, the comparatively results were investigated in a small sample size (ten sample plans) due to the limited of EBT3 film information which was a retrospective data. With a small sample size, the r value obtained by correlation statistical analysis had lower creditability than the large size of sample group^[22]. Therefore, this sample size should be considered as a limitation of the interpretation of the correlation analysis in this research. However, the GP of ten prostate plans by MatriXX with miniPhantom pass the criteria showed that this detector could be used for pre-treatment verification on Tomotherapy machine.

We observed that the gamma pass rate was not dependent on the MatriXX location, which was clearly showed in the location effect test of simple PTV that provided the GP above 96% (3%/3mm) for all shifting direction. Our results indicated that shifting did not affect to GP measured by MatriXX for virtual PTV of 10 cm diameter. The results were consistent with results of the uniformity test from MatriXX calibration.

However, the GP was mainly depended on the dose distribution that covered the effective area. This state in clinical breast case results, which the GP significant increased when shift the high dose distribution to almost cover the detector. In addition, the results also depend on the shape of dose distribution of the plan, limitation of detector such as an effective area and electronic part including machine configuration^[14, 23].

In breast case that had a large body, the original position was located far out of the axis

as shown example in **(Figure 9)**. One of the sample cases for limitation of machine and an effective area of the detector founded. Therefore, the phantom had to be moved a lot in an upper direction. However, moving the aforementioned more than 6 cm causes the operation safety to prohibit couch movement due to the safety of Tomotherapy bore **(Figure 10)**. The limited detector area that could not cover the entire high-dose region results in low GP values. For this reason, the use of MatriXX for

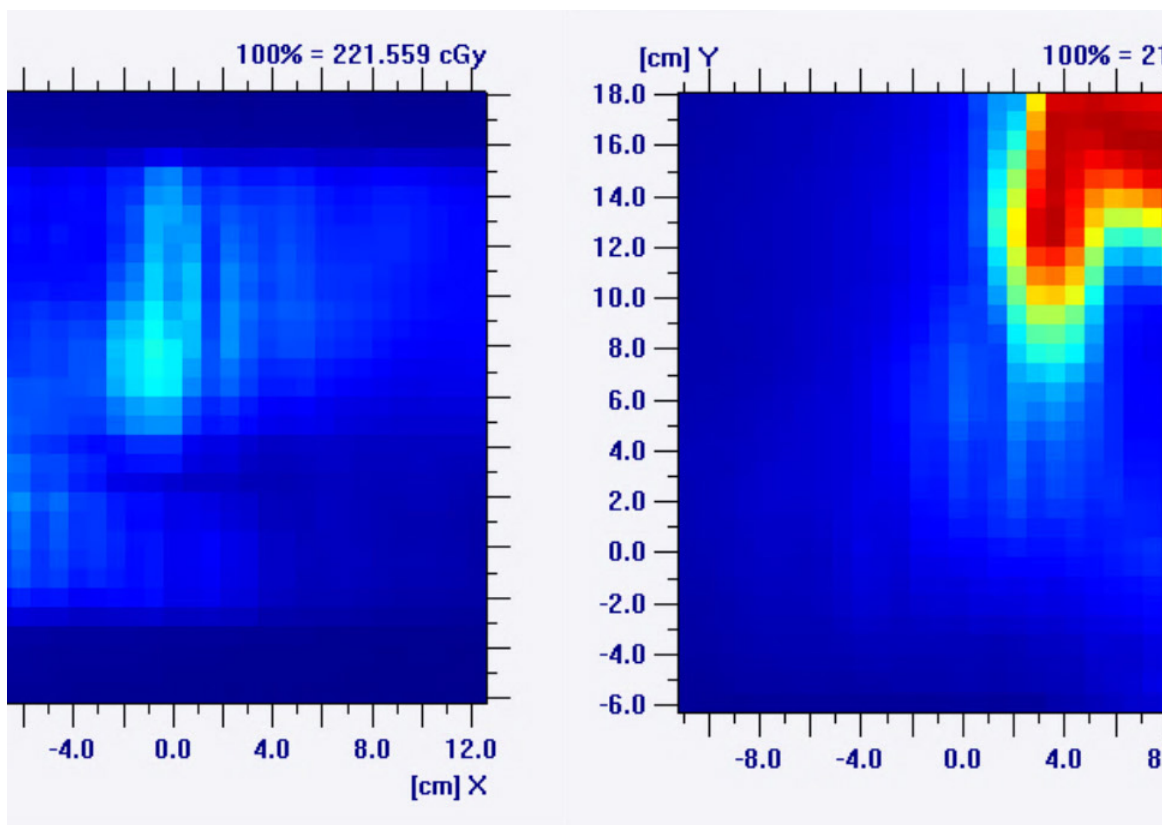


Figure 9 Example case for original position plan that dose distribution was out of the active area of MatriXX.

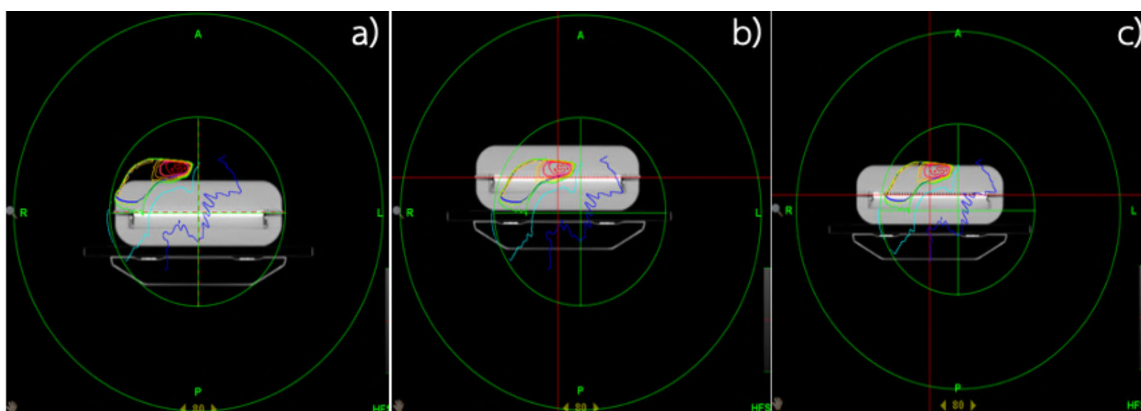


Figure 10 a) The original position plan without a phantom moving, b) Phantom moved in an upper direction more than 6 cm and c) The new DQA plan to shift the phantom by 3 cm.

PSQA in clinical cases with a large radiation field should be concerned. In addition, the gamma criteria should be adjusted for a large field size such as 5%/5 mm, 5%/3 mm, or 4%/4 mm as the suggestion of International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) no.83 report^[24], Atiq et al.^[26], and Day et al.^[25] However, this study assessed a small sample group of breast cancer, the other factor effect such as plan parameter that had to be adjusted for more complicated anatomy including a large group of sample cases should be investigated to improve the efficiency of using MatriXX detector. Nevertheless, for all extensive tests performed by MatriXX with a miniPhantom for the Tomotherapy HDATM system in this study indicated that the MatriXX was an effective and reliable dosimeter tool and it could be used for patient- specific QA.

Conclusion

Our results showed that MatriXX had a good dosimetric characteristics, including independent of the routine clinically modulation factor, pitch, and field width. The GP of MatriXX measurement for ten prostate cancers passed the criteria following AAPM TG-148 including provided a positive moderate correlation with EBT3 film. Although location moving had no impact on the MatriXX response, the covering of dose distribution and high dose gradient shift should be considered for PSQA of breast cancer using MatriXX. However, the breast case was located out of the axis and had a large radiation field. While the MatriXX detector had a small effective field size and electronic part that to be aware. For this reason, the use of MatriXX for PSQA in clinical cases with a large radiation field should be concerned. Furthermore, the larger sample

group of clinical breast cases with various PTV size and the other factor effect for breast cancer should be investigated to improve the understanding of using MatriXX in Tomotherapy. Nevertheless, for all extensive tests performed

by MatriXX with a miniPhantom for the Tomotherapy HDATM system in this study indicated that the MatriXX was an effective and reliable dosimeter tool and it could be used for patient-specific QA.

References

1. Van Dyk J, Kron T, Bauman G, Battista JJ. Tomotherapy: a 'revolution' in radiation therapy. *Phys Can* 2002;58:79-86.
2. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med phys* 2018;45:e53-e83.
3. Langen KM, Papanikolaou N, Balog J, Crilly R, Followill D, Goddu SM, et al. QA for helical tomotherapy: Report of the AAPM Task Group 148 a. *Med phys* 2010;37:4817-53.
4. Cho S, Goh Y, Kim C, Kim H, Jeong JH, Lee SB, et al. Patient QA System Using Delta 4 Phantom for Tomotherapy: A Comparative Study with EBT3 Film. *J Korean Phys Soc* 2019;74:816-21.
5. Fuss M, Sturtewagen E, De Wagter C, Georg D. Dosimetric characterization of GafChromic EBT film and its implication on film dosimetry quality assurance. *Phys Med Biol* 2007;52:4211-25.
6. Fiandra C, Ricardi U, Ragona R, Anglesio S, Romana Giglioli F, Calamia E, et al. Clinical use of EBT model Gafchromic™ film in radiotherapy. *Med Phys* 2006;33:4314-9.
7. Devic S, Tomic N, Lewis D. Reference radiochromic film dosimetry: review of technical aspects. *Phys Med* 2016;32:541-56.
8. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys* 2011;38:1313-38.
9. Zhu Y, Kirov AS, Mishra V, Meigooni AS, Williamson JF. Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry. *Med Phys* 1997;24:223-31.
10. Chang KH, Kim DW, Choi JH, Shin H-B, Hong C-S, Jung DM, et al. Dosimetric Comparison of Four Commercial Patient-Specific Quality Assurance Devices for Helical Tomotherapy. *J Korean Phys Soc* 2020;76:257-63.

11. Herzen J, Todorovic M, Cremers F, Platz V, Albers D, Bartels A, et al. Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys Med Biol* 2007;52:1197-208.
12. Chandraraj V, Stathakis S, Manickam R, Esquivel C, Supe SS, Papanikolaou N. Comparison of four commercial devices for RapidArc and sliding window IMRT QA. *J Appl Clin Med Phys* 2011;12:338-49.
13. Kong C, Yu S, Cheung K, Geng H, Ho Y, Lam W, et al. Quality assurance of TomoDirect treatment plans using I'mRT MatriXX. *Biomed Imaging Interv J* 2012;8:e14.
14. Xu S, Xie C, Ju Z, Dai X, Gong H, Wang L, et al. Dose verification of helical tomotherapy intensity modulated radiation therapy planning using 2D-array ion chambers. *Biomed Imaging Interv J* 2010;6:e24.
15. Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, Boriano A, Bourhaleb F, Cornelius I, et al. D-IMRT verification with a 2D pixel ionization chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Phys Med Biol* 2005;50:4681-94.
16. Sresty NM, Raju AK, Reddy BN, Sahithya V, Mohmd Y, Kumar GD, et al. Evaluation and validation of IBA I'MatriXX array for patient-specific quality assurance of tomotherapy®. *Med Phys* 2019;44:222-7.
17. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, Hanson WF, Huq MS, Nath R, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1999;26:1847-70.
18. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009;36:5359-73.
19. Kissick MW, Fenwick J, James JA, Jeraj R, Kapatoes JM, Keller H, et al. The helical tomotherapy thread effect. *Med Phys* 2005;32:1414-23.
20. Wolfsberger LD, Wagar M, Nitsch P, Bhagwat MS, Zygmanski P. Angular dose dependency of MatriXX TM and its calibration. *J Appl Clin Med Phys* 2010; 11:241-51.
21. Chan M, Li J, Wang P, Burman C. Evaluation of Angular Response of 2D Diode Array Detectors with Buildup Phantom. *Med Phys* 2009;36:2592-3.
22. Goodwin LD, Leech NL. Understanding correlation: Factors that affect the size of r. *Int J Exp Educ* 2006;74:249-66.
23. GmbH ID. MatriXX User's Guide: IBA Dosimetry GmbH; 2008.
24. Grégoire V, Mackie T. State of the art on dose prescription, reporting and recording in Intensity-Modulated Radiation Therapy (ICRU report No. 83). *Cancer Radiother* 2011;15:555-9.

25. Day R, Sankar A, Nailon W, MacLeod A. On the use of computed radiography plates for quality assurance of intensity modulated radiation therapy dose distributions. Med Phys 2011;38:632-45.

26. Atiq M, Atiq A, Iqbal K, ain Shamsi Q, Andleeb F, Buzdar SA. Interpretation of gamma index for quality assurance of simultaneously integrated boost (SIB) IMRT plans for head and neck carcinoma. Pol J Med Phys Eng 2017;23:93-7.

การตรวจสอบปริมาณรังสีในการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้โดยใช้ซอฟต์แวร์อิสระ

Dose verification in brachytherapy by independent software

พศวีร์ พงศ์ปิยะประเสริฐ¹, อัญมณี พรหมธีระวงศ์¹, สรจรส อุนห์ศิริ², นิชกานต์ ชาทิชำนาญ²

¹ภาควิชารังสีเทคนิคและฟิสิกส์ทางการแพทย์ คณะสหเวชศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย กรุงเทพมหานคร

²สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ผู้รับผิดชอบประสานงาน

นิชกานต์ ชาทิชำนาญ

สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

อีเมล: nichamush_fern@hotmail.com

*Possawee Pongpiyaprasert¹, Anyamanee Phromteerawong¹, Sornjarod Oonsiri²,
Nichakan Chatchumnan²*

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

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

Corresponding author

Nichakan Chatchumnan

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

E-mail: nichamush_fern@hotmail.com

Submitted: Jan 26, 2023

Revised: Mar 9, 2023

Accepted: Mar 22, 2023

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การรักษาด้วยรังสีระยะใกล้เป็นการรักษาที่ต้องนำสารต้นกำเนิดรังสีไปยังบริเวณที่ทำการรักษาผู้ป่วยโดยตรง การควบคุมคุณภาพการวางแผนการรักษาให้มีความถูกต้อง รวมถึงการตรวจสอบการคำนวณด้วยซอฟต์แวร์อิสระเพื่อประเมินและตรวจสอบปริมาณรังสีจากการวางแผนการรักษาจึงมีความสำคัญ

วัตถุประสงค์: เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ตำแหน่งอ้างอิงซึ่งคำนวณได้จากระบบการวางแผนการรักษาเทียบกับการคำนวณจากซอฟต์แวร์อิสระในผู้ป่วยมะเร็งที่เข้ารับการรักษารังสีระยะใกล้ และหาเกณฑ์มาตรฐานของความคลาดเคลื่อนในการคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่องวางแผนการรักษาโดยซอฟต์แวร์อิสระ

วัสดุและวิธีการ: ตรวจสอบความถูกต้องของซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy โดยเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้จาก ionization chamber ปริมาตร 0.6 cc ยี่ห้อ IBA รุ่น FC65-P จากนั้นจึงตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากเครื่องวางแผนการรักษาด้วยรังสีแบบระยะใกล้ ยี่ห้อ Elekta รุ่น Oncentra MasterPlan Version 4.5.3 เทียบกับซอฟต์แวร์อิสระ โดยการเก็บข้อมูลแบบย้อนหลัง จากผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาโรคมะเร็ง ซึ่งผู้ป่วยที่คัดเลือกเป็นกลุ่มตัวอย่างคือ ผู้ป่วยที่ใช้อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิด vaginal cylinder, Utrecht interstitial และ Fletcher รวม 569 แผนการรักษา ทำการเก็บข้อมูลและหาค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุดและค่าสูงสุดของร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสี รวมทั้งสร้างเกณฑ์มาตรฐานความคลาดเคลื่อนเพื่อใช้ในหน่วยงาน

ผลการศึกษา: จากการศึกษาพบว่า ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากซอฟต์แวร์อิสระเทียบกับที่วัดจาก ionization chamber เท่ากับ 0 ค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่าง Mobius Brachy และ Oncentra ใน vaginal cylinder, Utrecht interstitial, Fletcher และรวมทุกแผนการรักษา มีค่าร้อยละ -2.42, -1.07, -2.47 และ -1.64 ตามลำดับ เกณฑ์มาตรฐานของ vaginal cylinder, Utrecht interstitial, Fletcher และรวมทุกแผนการรักษามีค่าเท่ากับร้อยละ 4.44, 5.32, 3.27 และ 5.31 ตามลำดับ

ข้อสรุป: การคำนวณปริมาณรังสีที่ได้จากระบบการวางแผนการรักษาเทียบกับซอฟต์แวร์อิสระมีความถูกต้องอยู่ในช่วงร้อยละ 3 และเกณฑ์มาตรฐานอยู่ในช่วงไม่เกินร้อยละ 6

คำสำคัญ: การรักษาด้วยรังสีระยะใกล้, การวางแผนการรักษา, ซอฟต์แวร์อิสระ

Abstract

Background: Brachytherapy is a treatment method that delivers radiation directly into a specific site of the patient. It is necessary to control the quality of the Treatment Planning System and verify calculations using independent software to prevent errors that may occur in the planning.

Objective: To verify the radiation dose calculation at the reference point calculated from the treatment planning system compared to the independent software in cancer patients receiving brachytherapy. In addition, it also determined the benchmark for confidence limit in radiation dose calculation.

Materials and Methods: The Mobius Brachy independent software calibration was performed with IBA FC65-P Ionization Chamber 0.6 cc. The verification of the radiation dose calculation was performed by using the Oncentra MasterPlan version 4.5.3 treatment planning system compared with the independent software. This investigation is a retrospective study. The data were collected from patients receiving cancer treatment. The patients who were chosen as a sample group must use a defined type of applicator in the planning: Vaginal cylinder, Utrecht interstitial, and Fletcher for the total of 569 plans. The data were divided into groups following the type of applicator for finding the statistical values: maximum value, minimum value, average, and standard deviation. Then generate a confidence limit for use in an institution.

Results: The Mobius Brachy independent software demonstrated its results in the 0-percentage difference of calculated point doses compared with the ionization chamber. In verification of dose calculation, the results revealed that the Vaginal cylinder was -2.42%, the Utrecht interstitial was -1.07%, the Fletcher was -2.47% and all planning is -1.64%. The corresponding confidence limits were 4.44%, 5.32%, 3.27%, 5.31%, respectively.

Conclusion: The accuracy of radiation dose calculation at the reference point calculated from the treatment planning system compared to the independent software was within the range of $\pm 3\%$, and the overall confidence limit for the workers was not exceed 6%.

Keywords: Brachytherapy, Treatment Planning System, Independent software

J Thai Assoc Radiat Oncol 2023; 29(1): R108-R120

บทนำ

มะเร็งปากมดลูกเป็นหนึ่งในสี่มะเร็งที่พบและมีอัตราการเสียชีวิตมากที่สุดในประชากรเพศหญิงทั่วโลก^[1] แม้ในปัจจุบันอัตราการเสียชีวิตของผู้ป่วยมะเร็งชนิดนี้

ลดลง เนื่องจากการตรวจพบตั้งแต่ระยะเริ่มต้นและเป็นโรคที่สามารถรักษาได้^[2] แต่จำนวนผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษา มะเร็งปากมดลูกนั้นยังคงมีมากในทุกปี โดยโรคมะเร็งชนิดนี้สามารถใช้รังสีในการรักษาได้กับผู้ป่วยมะเร็งทุกระยะ

การรักษาด้วยรังสีระยะใกล้จึงมีบทบาทสำคัญต่อการรักษามะเร็งชนิดนี้ให้หายขาด^[3]

การรักษาโรคมะเร็งด้วยรังสีระยะใกล้ (brachytherapy) เป็นเทคนิคการรักษาแบบเฉพาะที่ โดยการนำสารกัมมันตรังสีที่ปล่อยอัตราปริมาณรังสีสูงเข้าไปในร่างกาย ณ ตำแหน่งก้อนมะเร็งหรือบริเวณติดกันกับก้อนมะเร็งด้วยอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสี (applicator) รูปแบบต่างๆ เพื่อให้เซลล์มะเร็งถูกทำลาย ในขณะที่เดียวกันอวัยวะข้างเคียงนั้นได้รับรังสีในปริมาณน้อยเพื่อลดความเสียหายของเนื้อเยื่อปกติโดยรอบ อย่างไรก็ตามก่อนเริ่มทำการรักษาผู้ป่วยต้องมีการวางแผนการรักษาและคำนวณปริมาณรังสีทุกครั้ง

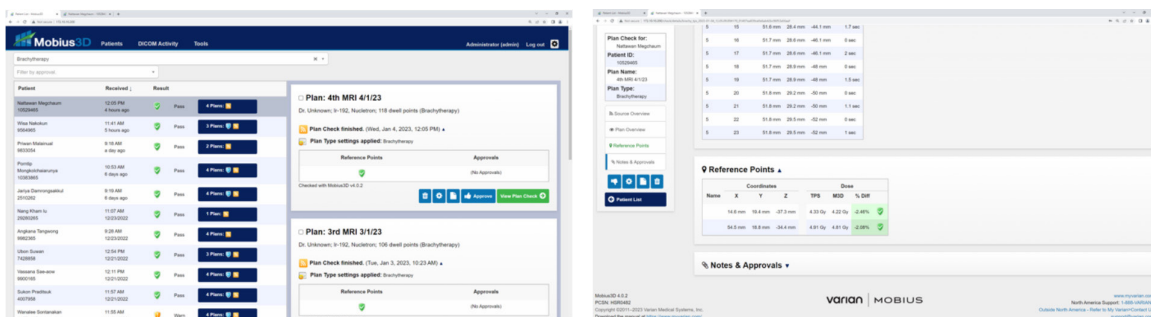
การวางแผนการรักษา (treatment planning system: TPS) เป็นระบบการวางแผนและคำนวณปริมาณรังสีที่ก้อนมะเร็งและเนื้อเยื่อปกติได้รับโดยคอมพิวเตอร์สำหรับการวางแผนการรักษาในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทยนั้นใช้ซอฟต์แวร์ Oncentra MasterPlan จากบริษัท Elekta^[4] ทั้งนี้ การประกันคุณภาพและการตรวจสอบปริมาณรังสีที่คำนวณจากระบบการวางแผนการรักษาก่อนการรักษาด้วยซอฟต์แวร์อิสระนั้นมีความจำเป็นและสำคัญอย่างยิ่งเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสี^[5]

ซอฟต์แวร์อิสระ (independent software) เป็นวิธีที่ใช้ตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีในซอฟต์แวร์การวางแผนการรักษาของการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ โดยในการตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสี ซอฟต์แวร์อิสระใช้สูตรการคำนวณจาก AAPM Task Group 43 ที่เป็นสูตรการคำนวณเดียวกับซอฟต์แวร์ Oncentra^[6] เมื่อนำปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากทั้งสองซอฟต์แวร์มาเปรียบเทียบกัน สามารถหาค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณได้ และสามารถหาเกณฑ์มาตรฐานความคลาดเคลื่อนจากสูตร ที่ AAPM Task Group 119 กำหนด^[7] เพื่อใช้สำหรับเป็นเกณฑ์มาตรฐานในหน่วยงานนั้นๆ ดังนั้นซอฟต์แวร์อิสระต้องเป็นซอฟต์แวร์ที่มีความ

ถูกต้องและแม่นยำ รวมทั้งมีความน่าเชื่อถือ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพรวมถึงเพิ่มความปลอดภัยสำหรับผู้ป่วยในการรักษา

สำหรับซอฟต์แวร์อิสระที่ใช้งานในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย คือ ซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy รุ่น 4.0.2 จากบริษัท Varian Medical System ดังแสดงในภาพที่ 1 ที่รองรับการคำนวณปริมาณรังสีในการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ จะคำนวณปริมาณรังสีที่จุดต้นกำเนิดรังสี โดยมีพื้นฐานมาจากสูตรการคำนวณของ AAPM Task Group 43 เช่นเดียวกับกับซอฟต์แวร์อิสระอื่นๆ สามารถนำเข้าแผนการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้แบบอัตโนมัติ และทำการเปรียบเทียบผลลัพธ์ระหว่างปริมาณรังสีทั้งสองซอฟต์แวร์ เพื่อรายงานผลในรูปของร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสี^[8]

ในปัจจุบันได้มีการศึกษาการตรวจสอบการคำนวณปริมาณรังสีจากซอฟต์แวร์วางแผนการรักษาด้วยซอฟต์แวร์อิสระ ดังตัวอย่างงานวิจัยของ Sanklaa W^[5] ที่ได้ทำการตรวจสอบปริมาณรังสีที่ตำแหน่งอ้างอิงในผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกด้วยการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ ซึ่งคำนวณได้จากซอฟต์แวร์ที่ใช้วางแผนการรักษา (Oncentra) โดยใช้ซอฟต์แวร์อิสระ (MUCheck) โดยเก็บข้อมูลจากอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิด vaginal cylinder, Utrecht interstitial และ Fletcher งานวิจัยของ Safian NA^[9] ที่ทำการศึกษาเรื่องการทวนสอบการประกันคุณภาพแผนการรักษาสำหรับการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ เพื่อตรวจสอบปริมาณจุดที่ใช้ปริมาณรังสีสูงของ Ir-192 ระหว่างระบบการวางแผนการรักษา Oncentra Masterplan และซอฟต์แวร์อิสระที่ออกแบบบน Microsoft Excel 2002 และคำนวณผลลัพธ์ที่ได้ให้อยู่ในรูปร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากทั้งสองซอฟต์แวร์ และงานวิจัยของ Carmona V^[10] ที่ได้ศึกษาการนำเสนอซอฟต์แวร์ในการตรวจสอบการคำนวณของแผนงานระบบการวางแผนการรักษาด้วยรังสีระยะใกล้จากผู้ป่วยทางคลินิก เพื่อหาร้อยละความแตกต่างของ



ภาพที่ 1 ซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy

ปริมาณรังสีที่ได้จากโปรแกรมตรวจสอบการคำนวณและการคำนวณจากการวางแผนการรักษาและนำไปใช้ยืนยันการคำนวณปริมาณรังสีรักษาทางคลินิก

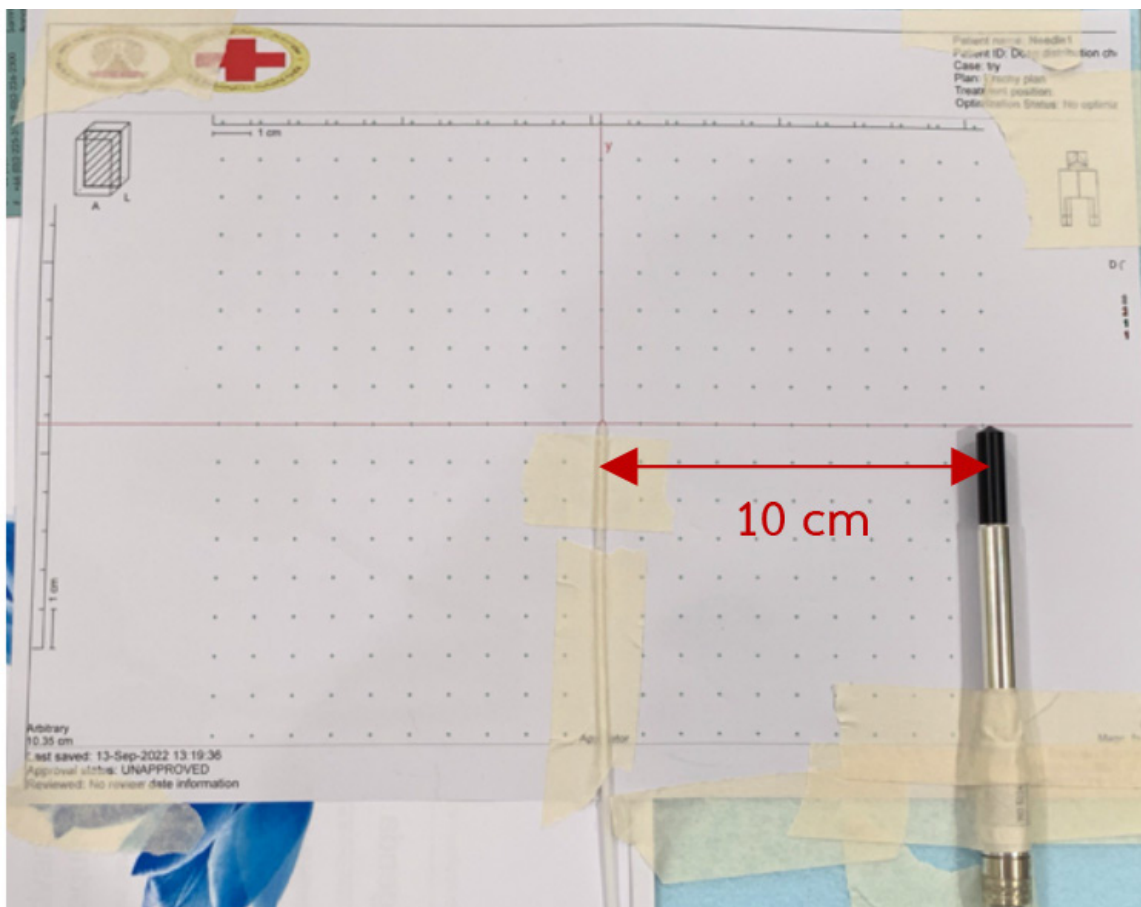
ทั้งนี้ยังไม่มียานวิจัยใดที่ทำการตรวจสอบความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีของซอฟต์แวร์วางแผนการรักษาโดยเทียบกับซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีวัตถุประสงค์เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ตำแหน่งอ้างอิงซึ่งคำนวณได้จากระบบการวางแผนการรักษา (Oncentra MasterPlan) เปรียบเทียบกับการคำนวณจากซอฟต์แวร์อิสระ (Mobius Brachy) จากกลุ่มตัวอย่างผู้ป่วยมะเร็งที่เข้ารับการรักษาแบบรังสีรักษาระยะใกล้ นอกจากนี้ยังมีจุดประสงค์เพื่อทำการสร้างเกณฑ์มาตรฐานความคลาดเคลื่อนของการคำนวณปริมาณรังสีสำหรับผู้ปฏิบัติงานในแผนกรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาเพื่อเป็นเกณฑ์กำหนดและเปรียบเทียบสำหรับการวางแผนการรักษาในอนาคตให้มีความถูกต้อง

วัสดุและวิธีการ

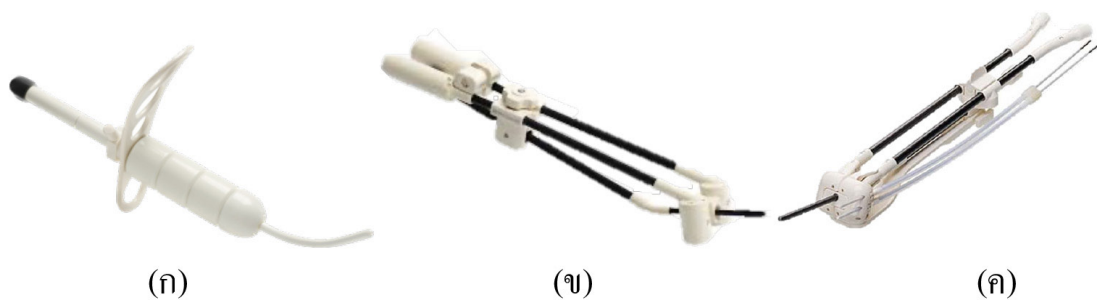
การศึกษารั้งนี้เริ่มจากการตรวจสอบซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy Version 4.0.2 บริษัท Varian Medical Systems โดยเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่ได้จากการคำนวณด้วยซอฟต์แวร์อิสระกับปริมาณรังสีที่วัดในอากาศด้วย ionization chamber ปริมาตร 0.6 cc ยี่ห้อ IBA

รุ่น FC65-P และเครื่อง electrometer ยี่ห้อ IBA รุ่น Dose 1 ณ ตำแหน่งที่ห่างจากตำแหน่งต้นกำเนิดรังสีเป็นระยะ 10 เซนติเมตร ดังแสดงในภาพที่ 2 ซึ่งอ้างอิงจาก NCS Report No 7 ที่กล่าวถึงเทคนิคการวัดปริมาณรังสีในอากาศ สำหรับการสอบเทียบ Ir-192^[11] ทำการวัดและเปรียบเทียบปริมาณรังสี จากนั้นนำมาประเมินเทียบกับเกณฑ์ที่ IAEA Technical Report Series No.430 กำหนด^[12] คือต้องมีความแตกต่างของปริมาณรังสีไม่เกินร้อยละ 5

ในการประเมินความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสี การศึกษารั้งนี้ทำการเก็บข้อมูลปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากระบบการวางแผนการรักษา Oncentra MasterPlan Version 4.5.3 เปรียบเทียบกับการคำนวณจากซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy ซึ่งเป็นการศึกษาแบบ Retrospective ในผู้ป่วยเพศหญิงอายุตั้งแต่ 18 ปีขึ้นไปที่ได้รับการรักษามะเร็งด้วยรังสีระยะใกล้ด้วยเครื่องใส่สารกัมมันตรังสียี่ห้อ Elekta รุ่น Flexitron และใช้อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิด vaginal cylinder CT/MR, Utrecht interstitial CT/MR และ Fletcher CT/MR ดังแสดงในภาพที่ 3 (ก), (ข) และ (ค) ตามลำดับ ตั้งแต่วันที่ 1 มกราคม 2564 ถึงวันที่ 31 สิงหาคม 2565 รวมจำนวนทั้งสิ้น 569 แผนการรักษา (IRB เลขที่ 0816/65) โดยทำการเก็บข้อมูลการคำนวณปริมาณรังสี



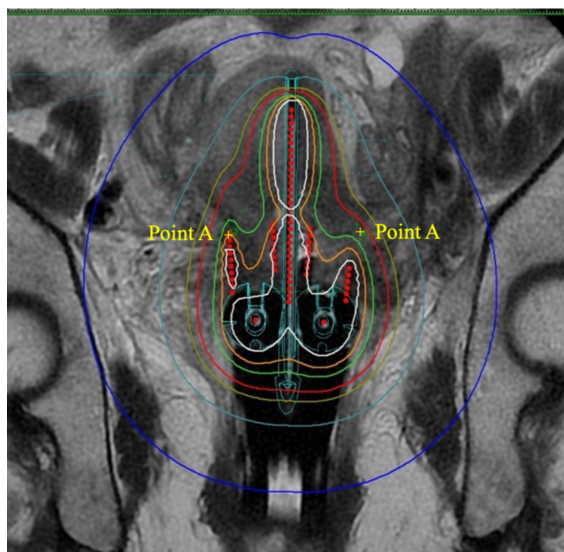
ภาพที่ 2 การจัดวางอุปกรณ์สำหรับการตรวจสอบซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy



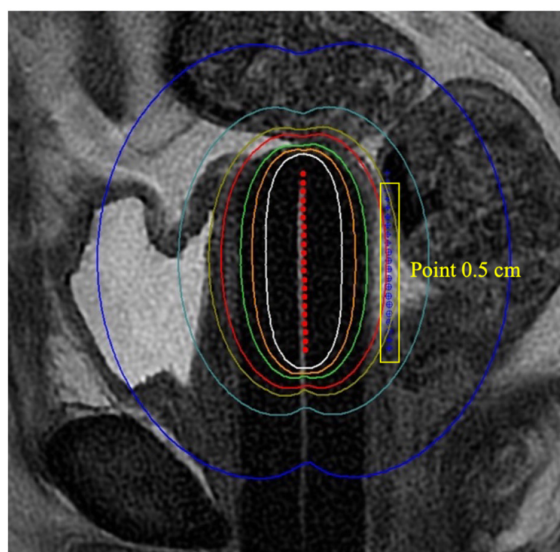
ภาพที่ 3 อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิด (ก) Vaginal cylinder, (ข) Utrecht interstitial และ (ค) Fletcher ตามลำดับ

สำหรับการรักษาผู้ป่วยที่ตำแหน่งจุดอ้างอิง คือ Point A ในอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิด Utrecht interstitial และชนิด Fletcher ซึ่งจะเป็นตำแหน่งที่อยู่เหนือจาก cervical os เป็นระยะ 2 เซนติเมตร และห่างออกไปทางด้านซ้ายและขวาอีก 2 เซนติเมตร และ point

0.5 เซนติเมตร และในอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิด Vaginal cylinder ซึ่งเป็นตำแหน่งที่ห่างจากพื้นผิวของ cylinder เป็นระยะ 0.5 เซนติเมตร ดังแสดงในภาพที่ 4 (ก) และ (ข) ทั้งนี้การศึกษานี้ทำการเก็บข้อมูลในอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีแต่ละชนิด ดังแสดงในตารางที่ 1



(ก)



(ข)

ภาพที่ 4 ตำแหน่งจุดอ้างอิง Point A จาก (ก) Utrecht interstitial และชนิด Fletcher และ (ข) Vaginal cylinder

ตารางที่ 1 ข้อมูลอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีแต่ละชนิด

ชนิด	จำนวน แผนการ รักษา	ขนาด (ซม.)	Tandem		Ovoid		Needles
			เส้นผ่าน ศูนย์กลาง (มม.)	ความโค้ง (องศา)	เส้นผ่าน ศูนย์กลาง (มม.)	ความโค้ง (องศา)	
Vaginal cylinder	200	2-3.5	-	-	-	-	-
Utrecht interstitial	329	-	4	15, 30	15, 20, 25	10, 15, 25	0-13
Fletcher	40	-	4	15, 30	10, 15, 20	10, 15	-

นอกจากนี้ได้ทำการเก็บค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากทั้งสองซอฟต์แวร์ของแต่ละแผนการรักษาที่ใช้อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีแต่ละชนิด ซึ่งค่าร้อยละความแตกต่างนี้คำนวณได้จากการนำค่าความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างที่คำนวณได้จากซอฟต์แวร์ Mobius Brachy และจากซอฟต์แวร์ Oncentra มาเทียบกับปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากซอฟต์แวร์ Oncentra ดังสมการ

$$\%Diff = \frac{(Mobius\ Brachy - Oncentra) \times 100}{Oncentra}$$

%Diff คือ

ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากทั้งสองซอฟต์แวร์

Mobius Brachy คือ

ปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy หน่วย เกรย์

Oncentra คือ

ปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากซอฟต์แวร์วางแผนการรักษา Oncentra หน่วย เกรย์

จากนั้นทำการคำนวณหาค่าทางสถิติคือ ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุดและค่าสูงสุดของร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณได้จากทั้งสองซอฟต์แวร์ในอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีแต่ละชนิด และใช้ค่าเฉลี่ยเป็นค่าที่ประเมินความถูกต้องของการ

คำนวณปริมาณรังสี โดยเทียบกับงานวิจัยที่เกี่ยวข้องของ Sanklaa W^[5], Safian NA^[9] และ Carmona V^[10] ที่มีค่าร้อยละความแตกต่างโดยรวมอยู่ในช่วงไม่เกินร้อยละ 3

การศึกษานี้ นำค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีมาใช้ในการหาเกณฑ์มาตรฐานความคลาดเคลื่อนของการคำนวณปริมาณรังสี ที่ช่วงความเชื่อมั่นร้อยละ 95 และสามารถคำนวณหาเกณฑ์มาตรฐานได้จากสูตรที่ AAPM Task Group 119 กำหนด^[6] ดังสมการ

$$Confidence\ limit = |Mean| + 1.96\ SD$$

Confidence limit คือ

เกณฑ์มาตรฐานความคลาดเคลื่อน

Mean คือ

ค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากทั้งสองซอฟต์แวร์

SD คือ

ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

ผลการศึกษา

ผลการตรวจสอบซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy พบว่า ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างที่คำนวณได้จากซอฟต์แวร์อิสระและที่วัดได้จาก Ionization chamber เท่ากับ 0 ดังแสดงในตารางที่ 2 ซึ่งมีความแตกต่างไม่เกินร้อยละ 5 ตามเกณฑ์ที่ Technical Report Series No.430 กำหนด^[12]

ตารางที่ 2 ปริมาณรังสีจาก Mobius Brachy และ Ionization chamber ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสี

ครั้งที่	Mobius Brachy (เกรย์)	Ionization chamber (เกรย์)	ความแตกต่าง (%)
1	0.29	0.29	0
2	0.29	0.29	0
3	0.29	0.29	0

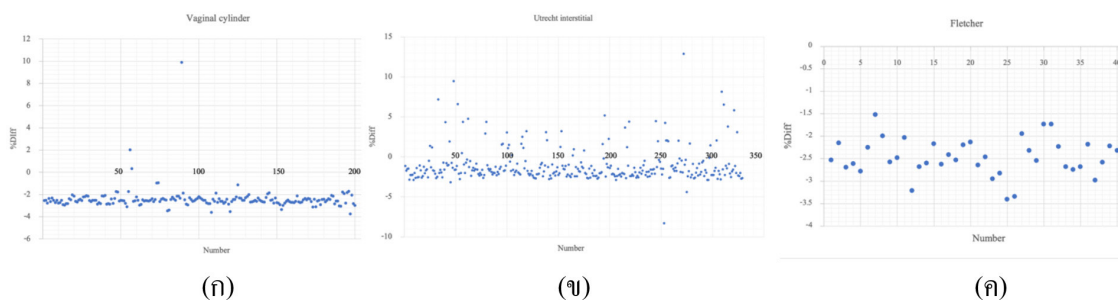
ในส่วนของการประเมินความถูกต้องและการหาเกณฑ์มาตรฐานความคลาดเคลื่อนของการคำนวณปริมาณรังสีจากทั้งสองซอฟต์แวร์ สามารถคำนวณค่าทางสถิติและ

เกณฑ์มาตรฐานของร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากทั้งสองซอฟต์แวร์ในอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีแต่ละชนิดได้ดังแสดงในตารางที่ 3

ตารางที่ 3 ค่าเฉลี่ย ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน ค่าต่ำสุด ค่าสูงสุด และเกณฑ์มาตรฐานความคลาดเคลื่อนของร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจากทั้งสองซอฟต์แวร์ ณ ตำแหน่งจุดอ้างอิง

ชนิด	จำนวน แผนการรักษา	Mean $\pm$ SD (%)	Min (%)	Max (%)	Confidence limit (%)
Vaginal cylinder	200	-2.42 $\pm$ 1.03	-3.75	9.90	4.44
Utrecht interstitial	329	-1.07 $\pm$ 2.17	-8.30	12.90	5.32
Fletcher	40	-2.47 $\pm$ 0.41	-3.40	-1.52	3.27
รวมทุกแผนการรักษา	569	-1.64 $\pm$ 1.88	-8.30	12.9	5.31

คำย่อ: SD = standard deviation, Min = minimum value, Max = maximum value



ภาพที่ 5 การกระจายตัวของข้อมูลร้อยละความแตกต่างปริมาณรังสีในอุปกรณ์ชนิด (ก) Vaginal cylinder, (ข) Utrecht interstitial และ (ค) Fletcher

จากตารางที่ 3 และภาพที่ 5 จะเห็นได้ว่า ข้อมูลร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีที่คำนวณได้ในทุกชนิดของอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีมีค่าใกล้เคียงกันคืออยู่ในช่วงร้อยละ ± 3 แต่ในบางแผนการรักษานั้นมีค่าร้อยละความแตกต่างที่สูงกว่าแผนการรักษาอื่นอย่างเห็นได้ชัด

อย่างไรก็ตามค่าเฉลี่ยของร้อยละความแตกต่างที่คำนวณได้ในอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีแต่ละชนิดนั้นอยู่ในช่วงไม่เกินร้อยละ 3 ตามเกณฑ์ที่อ้างอิงจากงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง^[5,9,10]

บทวิจารณ์

การศึกษาครั้งนี้พบว่าการทดสอบปริมาณรังสีที่คำนวณได้จาก Mobius Brachy เปรียบเทียบกับปริมาณรังสีที่วัดได้จาก ionization chamber อยู่ในเกณฑ์ที่ IAEA Technical Report Series No.430 กำหนด^[12] ดังนั้นซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy จึงมีความถูกต้องและสามารถนำมาเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีจากระบบวางแผนการรักษา Oncentra Masterplan ได้

อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิด vaginal Cylinder และชนิด Fletcher มีร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy และ Oncentra MasterPlan เท่ากับร้อยละ -2.42 ± 1.03 และ -2.47 ± 0.41 ตามลำดับ ซึ่งอยู่ในช่วงที่สอดคล้องกับงานวิจัยของ Sanklaa Z^[5] ที่กล่าวว่าปริมาณรังสีที่แตกต่างกันระหว่างซอฟต์แวร์วางแผนการรักษาและซอฟต์แวร์อิสระพบค่าสูงสุดไม่เกินร้อยละ 3 ในส่วนของชนิด Utrecht interstitial และการคำนวณแบบภาพรวมทุกแผนการรักษา พบว่ามีร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างการคำนวณปริมาณรังสีด้วยซอฟต์แวร์อิสระและระบบการวางแผนการรักษาเท่ากับร้อยละ -1.07 ± 2.17 และ -1.64 ± 1.88 ตามลำดับ ซึ่งอยู่ในช่วงที่สอดคล้องกับงานวิจัยของ Safian NA^[9] และงานวิจัยของ Carmona V^[10] ที่กล่าวว่าผลลัพธ์ที่ได้ในรูปแบบร้อยละความแตกต่างระหว่างระบบการวางแผนการรักษา และการคำนวณอิสระอยู่ในช่วงร้อยละ 2

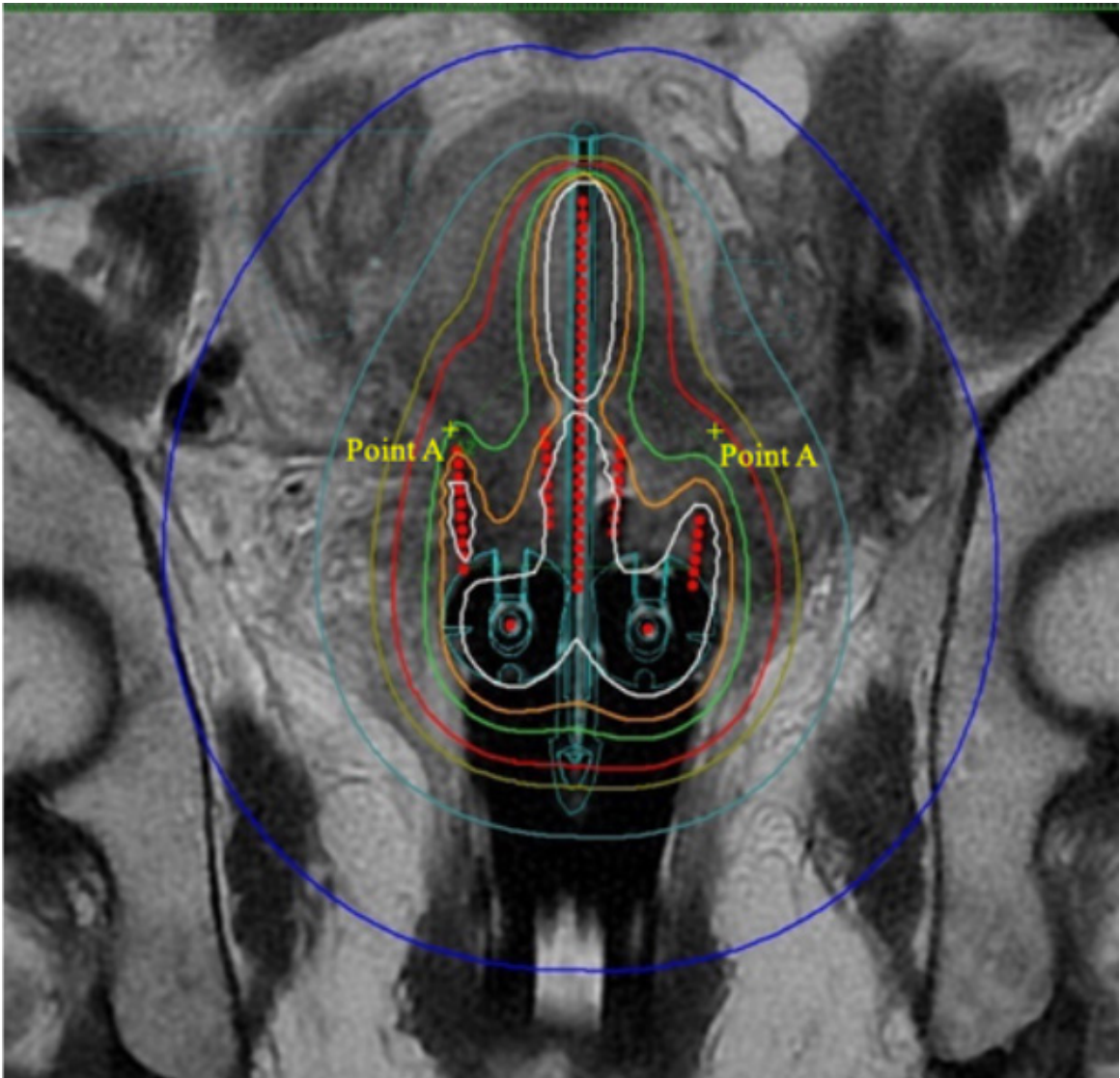
อย่างไรก็ตาม แม้ว่าค่าเฉลี่ยร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีจะมีค่าอยู่ในช่วงร้อยละ 3 แต่ในบางแผนการรักษาพบว่า ค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีมีค่าเกินกว่าช่วงดังกล่าวอย่างเห็นได้ชัด ซึ่งอาจเป็นผลมาจากชนิดของอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสี เช่น แผนการรักษาที่ใช้อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิด Utrecht interstitial ดังแสดงในภาพที่ 6 ที่ร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างการคำนวณด้วยซอฟต์แวร์อิสระ (Mobius Brachy) และระบบการวางแผนการรักษา

(Oncentra Masterplan) มีค่าเท่ากับร้อยละ 5.91 เนื่องมาจากเป็นแผนการรักษาที่ใช้อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีชนิดที่มีอุปกรณ์เพิ่มมา คือ เข็ม (needle) ส่งผลให้ตำแหน่งที่ต้องการ normalize ปริมาณรังสี หรือ Point A อาจตรงหรือมีตำแหน่งใกล้เคียงกับตำแหน่งของเข็มที่มีต้นกำเนิดรังสี ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Okamoto H^[13] ที่กล่าวว่า แผนการรักษาที่มีการใช้อุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีที่มีจำนวนเข็มมาก จะมีระยะห่างจากต้นกำเนิดรังสีน้อยกว่าอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสีประเภทอื่นๆ และหากตำแหน่งของจุดที่สนใจอยู่ใกล้กับแหล่งต้นกำเนิดรังสี จะทำให้มีความคลาดเคลื่อนของปริมาณรังสีสูง จึงสรุปได้ว่า เมื่อใช้อุปกรณ์ประเภทที่มีเข็มจะทำให้ตำแหน่งที่สนใจเกิดบริเวณที่มีความแตกต่างของปริมาณรังสีสูง (high dose gradient) หรือเป็นภาวะที่ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีมากในระยะทางสั้นๆ

ทั้งนี้การประเมินความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีในการศึกษานี้เป็นการศึกษาโดยแยกตามชนิดของอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสี จึงนำปัจจัยเรื่องลักษณะของอุปกรณ์มาวิเคราะห์ข้อมูลที่มีความแตกต่างจากค่าเฉลี่ยโดยรวมสูงกว่าค่าอื่นๆในแต่ละชนิดของอุปกรณ์เพื่อวิเคราะห์หาสาเหตุของความคลาดเคลื่อนนั้น ไม่ได้นำมาเปรียบเทียบในชนิดของอุปกรณ์ที่แตกต่างกัน และในบางกรณีที่ค่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีนั้นมีค่าสูงหรือต่ำกว่าค่าอื่นค่อนข้างมากนั้น ไม่ส่งผลต่อการวิเคราะห์และประเมินความถูกต้องของการคำนวณปริมาณรังสีมากนัก เนื่องจากนับว่าเป็นแผนการรักษาที่มีสัดส่วนค่อนข้างน้อยเมื่อเทียบกับจำนวนแผนการรักษาทั้งหมด

ข้อสรุป

การประเมินซอฟต์แวร์อิสระสำหรับการตรวจสอบปริมาณรังสีในการรักษาด้วยรังสีแบบระยะใกล้ สามารถสรุปได้ว่าร้อยละความแตกต่างของปริมาณรังสีระหว่างการคำนวณ



ภาพที่ 6 แผนการรักษาที่มีความแตกต่างของปริมาณรังสีร้อยละ 5.91

ปริมาณรังสีด้วยซอฟต์แวร์อิสระ Mobius Brachy และระบบการวางแผนการรักษา Oncentra MasterPlan ในแต่ละชนิดของอุปกรณ์สอดใส่สารกัมมันตรังสี ได้แก่ vaginal cylinder, Utrecht interstitial และ Fletcher มีค่าเฉลี่ยอยู่ในช่วงร้อยละ 3 ดังนั้นจึงมีความถูกต้องน่าเชื่อถือและสร้างเกณฑ์มาตรฐานความคลาดเคลื่อน

ที่มีค่าอยู่ในช่วงไม่เกินร้อยละ 6 ซึ่งสามารถนำไปใช้สำหรับการวางแผนการรักษาในอนาคต รวมถึงใช้ประเมินแผนการรักษาในอดีตที่มีค่าแตกต่างไปจากเกณฑ์มาตรฐาน เพื่อหาสาเหตุและลดข้อผิดพลาดที่จะเกิดขึ้นได้

เอกสารอ้างอิง

1. Poniewierza P, Panek G. Cervical Cancer Prophylaxis—State-of-the-Art and Perspectives. *Healthc.* 2022;10:1325-38.
2. Sung H, Ferlay J, Siegel RL, Laversanne M, Soerjomataram I, Jemal A, et al. Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA: A Cancer J.* 2021; 71:209-49.
3. Haie-Meder C, Potter R, Van Limbergen E, Briot E, De Brabandere M, Dimopoulos J, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV. *Radiother Oncol.* 2005; 74:235-45.
4. Elekta. Oncentra Brachy Comprehensive treatment planning for brachytherapy [Internet] 2017 [cited 2022 Aug 25]. Available from: <https://www.elekta.com/products/brachytherapy/documents/Oncentra-Brachy-4.5-product-brochure.pdf>
5. Sanklaa W. Independent software for dose verification in cervical cancer brachytherapy: Chulalongkorn University; 2014.
6. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys.* 2004;31:633-74.
7. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys.* 2009;36:5359-73.
8. Mobius3D Instructions for Use. Varian Medical Systems; 2022
9. Safian NA, Abdullah NH, Abdullah R, Chiang CS. Verification of Oncentra brachytherapy planning using independent calculation. *Journal of Physics: Conference Series.* 2016;694:012003.
10. Carmona V, Perez-Calatayud J, Lliso F, Richart J, Ballester F, Pujades-Claumarchirant MC, et al. A program for the independent verification of brachytherapy planning system calculations. *J Contemp Brachytherapy.* 2010;2:129-33.
11. Bidmead M, Briot E, Burger J. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. European Society for Therapeutic Radiology and Oncology. ESTRO Booklet No.8. 2004.

12. Van Dyk J, Rosenwald J-C, Fraass B, Cramb J, Ionescu-Farca F, Sharpe MB. IAEA Technical Reports Series No. 430: Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Med Phys. 2006;33.

13. Okamoto H, Aikawa A, Wakita A, Yoshio K, Murakami N, Nakamura S, et al. Dose error from deviation of dwell time and source position for high dose-rate ^{192}Ir in remote afterloading system. J Radiat Res. 2014;55:780-7.

Assessing image registration method for synthetic CT evaluation in MRI-only radiotherapy treatment planning การประเมินวิธีการซ้อนทับภาพสำหรับการตรวจสอบภาพซีทีสังเคราะห์ ในการวางแผนการรักษาด้วยรังสีโดยใช้เอ็มอาร์ไอเท่านั้น

Pareena Earwong¹, Sithiphong Suphaphong², Ladawan Worapruengkjaru², Napatsorn Thumyongkit¹,
Chuleeporn Jiarpinitnun², Chanon Puttanawarut³, Sawwanee Asavaphatiboon⁴, Suphalak Khachonkham²

¹Master of Science Program in Medical Physics, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital, Mahidol University

²Division of Radiation Oncology, Department of Diagnostic and Therapeutic Radiology, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital, Mahidol University

³Chakri Naruebodindra Medical Institute, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital, Mahidol University

⁴Division of Diagnostic Radiology, 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

ปาริณา เอียววงศ์¹, สิทธิพงษ์ สุภาพพงษ์², ลดาวัลย์ วรพฤษจรรุ², นภัตสร ธรรมรงค์กิจ¹, ชุติพร เจียรพินิจนันท์²,
ชานน พุทธนวรรตน์³, เสาวนีย์ อัสวพาติบุญ⁴, ศุภลักษณ์ ขจรคำ²

¹หลักสูตรวิทยาศาสตรบัณฑิต สาขาฟิสิกส์การแพทย์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

²สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

³สถาบันการแพทย์จักรีนฤเบดินทร์ คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

⁴สาขารังสีวินิจฉัย ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

ศุภลักษณ์ ขจรคำ

สาขารังสีและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์โรงพยาบาลรามาธิบดี มหาวิทยาลัยมหิดล

270 ถนนพระรามที่ 6 แขวงทุ่งพญาไท เขตราชเทวี กรุงเทพฯ 10400

อีเมล: suphalak.kha@mahidol.ac.th

Submitted: Feb 22, 2023

Revised: Apr 18, 2023

Accepted: May 10, 2023

ABSTRACT

Background: Image registration is a key process of synthetic CT (sCT) evaluation for clinical MRI-only radiotherapy implementation, which lacks a comparative study investigating appropriate image registration methods.

Objective: To investigate the appropriate image registration methods for the sCT generated by a commercial convolutional neural network-based algorithm by comparing image intensity and dosimetry between sCT and planning CT (pCT) in the head-neck (H&N) and prostate.

Materials and Methods: This retrospective study included 10 patients with H&N (5) and prostate (5) cancer who underwent CT and MRI simulations for volumetric modulated arc therapy. The sCT was generated by the software MRI Planner™. The corresponding pCT was registered to the sCT using rigid image registration (RIR) and deformable image registration (DIR) based on the B-spline, creating rigid pCT (rpCT) and deformed pCT (dpCT), respectively. The pCT plan parameters were transferred and re-calculated with the fixed monitor unit on the registered sCT. The rpCT-sCT was compared to the dpCT-sCT in terms of HU accuracy evaluation using the mean absolute error (MAE), geometric evaluation using the dice similarity coefficient (DSC), and dosimetric evaluation using the dose-volume-histogram and gamma analysis.

Results: The DIR method improved the MAE by an average of 25.56% for the H&N and 61.85% for the prostate compared to the RIR method. The mean DSCs of the H&N of 0.73-0.97 in the RIR method were increased to 0.83-1.00 in the DIR method. The mean DSCs of the prostate of 0.69-0.95 in the RIR method were increased to 0.77-1.00 in the DIR method. The RIR method provided the maximum dose difference of 4.22%, which was decreased to within 2.00% for PTV and OARs using the DIR method for both H&N and prostate, except for high dose differences in the bladder and rectum caused by excessive volume and shape differences uncorrected by the DIR method.

Conclusion: The DIR method achieved better results in image intensity and dosimetry in sCT evaluation compared to the RIR method by minimizing the uncertainty from the anatomical misalignment between pCT and MRI acquisitions for the H&N and prostate.

Keywords: synthetic CT, MRI-only, Rigid image registration, Deformable image registration, Treatment planning

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การซ้อนทับภาพเป็นขั้นตอนสำคัญในการตรวจสอบภาพซีทีสแกน (sCT) ก่อนใช้งานรังสีรักษาแบบใช้เอ็มอาร์ไอในทางคลินิก ซึ่งยังคงขาดการศึกษาในการเปรียบเทียบเพื่อตรวจสอบวิธีการซ้อนทับภาพที่เหมาะสม

วัตถุประสงค์: เพื่อประเมินวิธีการซ้อนทับภาพที่เหมาะสมสำหรับการตรวจสอบภาพ sCT ที่สร้างโดยอัลกอริธึมที่ใช้โครงข่ายประสาทที่มีจำหน่ายทางการค้า ในด้านความเข้มของภาพ และปริมาณรังสี เปรียบเทียบกับภาพ CT ที่ใช้วางแผนการรักษา (pCT) ในบริเวณศีรษะและลำคอ และต่อมลูกหมาก

วัสดุและวิธีการ: การศึกษานี้ดำเนินการแบบย้อนหลังในผู้ป่วยจำนวน 10 ราย ประกอบด้วยมะเร็งศีรษะและลำคอ 5 ราย และต่อมลูกหมาก 5 ราย ซึ่งได้รับการจำลองการรักษาโดยใช้ภาพ pCT และ MRI สำหรับการรักษาด้วยรังสีปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วย โดยภาพ sCT ถูกสร้างโดยซอฟต์แวร์ MRI Planner™ ภาพ pCT ถูกซ้อนทับกับภาพ sCT ด้วยวิธีการซ้อนทับภาพแบบไม่ยืดหยุ่น (RIR) และวิธีการซ้อนทับภาพแบบยืดหยุ่น (DIR) แบบ B-spline โดยผลลัพธ์ที่ได้ ได้แก่ ภาพ pCT แบบไม่ยืดหยุ่น (rpCT) และภาพ pCT แบบยืดหยุ่น (dpCT) ตามลำดับ จากนั้นทำการถ่ายโอนพารามิเตอร์ของแผนการรักษา และคำนวณปริมาณรังสีอีกครั้งโดยไม่มีการแก้ไขค่า monitor unit บนภาพ sCT ที่ถูกซ้อนทับ โดย rpCT-sCT ถูกเปรียบเทียบกับ dpCT-sCT ในด้านการตรวจสอบความถูกต้องของค่า HU โดยใช้ค่าค่าเฉลี่ยความผิดพลาดสัมบูรณ์ (MAE) การตรวจสอบความถูกต้องทางเรขาคณิตโดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์ความเหมือน (DSC) และการตรวจสอบความถูกต้องของปริมาณรังสีโดยใช้กราฟแสดงปริมาณรังสี (DVH) และการวิเคราะห์ค่าแกมมา

ผลการศึกษา: วิธี DIR ทำให้ค่า MAE มีค่าเพิ่มขึ้นเฉลี่ย 25.56% ในส่วนศีรษะและลำคอ และ 61.85% ในส่วนต่อมลูกหมากเมื่อเปรียบเทียบกับวิธี RIR ค่า DSC เฉลี่ยในส่วนของศีรษะและลำคอ 0.73-0.97 ในวิธี RIR ถูกทำให้เพิ่มขึ้นเป็น 0.83-1.00 ในวิธี DIR ค่า DSC เฉลี่ยในส่วนต่อมลูกหมาก 0.69-0.95 ในวิธี RIR ถูกทำให้เพิ่มขึ้นเป็น 0.77-1.00 ในวิธี DIR วิธี RIR ให้ความแตกต่างของปริมาณรังสีสูงสุดที่ 4.22% ซึ่งลดลงเหลือไม่เกิน 2.00% ใน PTV และ OARs โดยใช้วิธี DIR ทั้งในส่วนศีรษะและลำคอ และต่อมลูกหมาก ยกเว้นความแตกต่างของปริมาณรังสีที่สูงในส่วนกระเพาะปัสสาวะ และลำไส้ตรง ซึ่งเกิดจากความแตกต่างของปริมาตรและรูปร่างที่มากเกินไปซึ่งแก้ไขไม่ได้โดยการใช้วิธี DIR

ข้อสรุป: วิธี DIR ให้ผลลัพธ์ที่ดีกว่าในการตรวจสอบความเข้มของภาพ และปริมาณรังสีในการตรวจสอบภาพ sCT เมื่อเปรียบเทียบกับวิธี RIR โดยลดความไม่แน่นอนของการตรวจสอบคุณภาพของภาพ sCT ที่เกิดจากความแตกต่างทางกายวิภาคระหว่างการเก็บภาพ pCT และ MRI ในบริเวณศีรษะและลำคอ และต่อมลูกหมาก

คำสำคัญ: ซีทีสแกน, เอ็มอาร์ไอเท่านั้น, การซ้อนทับภาพแบบยืดหยุ่น, การซ้อนทับภาพแบบไม่ยืดหยุ่น, การวางแผนการรักษา

Introduction

Magnetic resonance images (MRI) are included in external beam radiotherapy (EBRT) planning due to its superior soft tissue information compared to computed tomography (CT) images. Thus, the MRI is registered with CT for tumor and organ delineation, whereas CT is used for dose calculation only^[1, 2]. The problem with dual modality is the geometrical difference between image sets that causes undesired systematic uncertainty^[3]. MRI-only based RT has increasingly been presented to solve this problem by maintaining functionality similar to the dual modality workflow unless the planning CT (pCT) and registration process are removed. Since MRI lacks electron density directly related to specific tissue types for dose calculation, the conversion of MRI data for Hounsfield unit (HU) representation, known as synthetic CT (sCT), is required for MRI-only RT planning^[4]. Other than reducing registration uncertainty, MRI-only simulation benefits in reducing radiation dose, simplifying the RT workflow, and shortening the time of treatment processes^[5, 6]. MRI-only also relieves patient discomfort from the number of scans and reduces the planning-related cost^[3].

In a clinical implementation, MRI-only radiotherapy required quality assurance for validating the generated sCT quality against the pCT as ground truth in terms of the image intensity and dosimetric accuracy. The image registration method plays a crucial role in the overlay between the image sets before the image and dose comparisons. However, imperfect match

due to the differences in anatomical regions between image sessions may occur and impact the results of sCT evaluation, which not depends solely on the sCT-generated model^[7, 8]. The anatomical difference is one of the challenges for image registration in sCT evaluation on the proposes of contour propagation, geometric and dose comparisons. The problem for the head and neck (H&N) is the misalignment of neck flexion or chin position^[9-11]. For the pelvis, the misalignment occurs due to differences in the bladder and rectal filling^[8, 11, 12]. Furthermore, there is still a controversy over image registration methods among sCT evaluation studies. For example, Siversson et al.^[8] rigidly registered pCT to MRI, followed by non-rigid registration for prostate sCT evaluation. Meanwhile, Kemppainen et al.^[13] conducted deformable registration of pCT to sCT. In case of the H&N, Palmér et al.^[2] performed deformable registration between sCT and MRI for HU and geometric evaluations but rigidly registered with a modified sCT body similar to the pCT for dosimetric evaluation. Though Ma et al.^[14] rigidly registered between pCT and MRI for both image and dose difference comparisons.

Since the lack of a comparative study of the image registration methods in sCT assessment, this study aims to investigate the appropriate image registration methods for sCT generated by a commercial convolutional neural network-based algorithm by comparing image intensity and dosimetry between sCT and pCT in H&N and prostate.

Materials and Methods

1. Data acquisition

Retrospective data of 10 patients (five H&N and five prostate) treated with volumetric modulated arc therapy (VMAT) were conducted in this study. All patient data were approved by the Institutional Review Board (IRB) of the Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital. Inclusion criteria were patients with VMAT treatment, no metal implantation, the body smaller than the imaging field-of-view (FOV), and no severe artifacts on planning images. Each patient was performed both pCT and MRI for RT planning. MR images were acquired 1 hour to 2 days after a CT scan in the same position and immobilization devices. The pCT images were performed using CT simulator (Optima 580, GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) with the following setting: 120 kVp, 320 mA for H&N, and 250 mA for prostate. The reconstructed slice thickness was 1.25 mm for the H&N and 2.5 mm for the prostate, with an image dimension of 512x512.

For the MRI acquisition, the large FOV covering the patient outline and the total volume in the craniocaudal direction for treatment planning were acquired using a 1.5T MR simulator (Magnetom Aera, Siemens, Erlangen, Germany). A flat tabletop (CIVCO Radiotherapy, Iowa, USA) with a 16-channel coil for the H&N and 6-channel and 24-channel spine coils with coil bridge preventing body contour deformation for the prostate were used during MR image acquisition. For all H&N patients, transverse 3D T1 Dixon was acquired following imaging protocols: TR/TE of

8.0/2.4 ms, resolution of 448 x 448, and 2.0 mm slice thickness without slice gap. For all prostate patients, transverse 2D T2 spin echo was performed following imaging protocols: TR/TE of 12370.0/97.0 ms, 512 x 512 image resolution, and 2.5 mm slice thickness without slice gap. All images were acquired with high acquisition bandwidth and with vendor-specific distortion correction to minimize the geometric distortion of MRI.

2. Synthetic CT generation

The sCT images were automatically generated using the transfer function estimation (TFE) algorithm based on deep convolution neural networks (CNNs) from a single MRI sequence of MRI Planner™ (ver 2.3, Spectronic Medical AB, Helsingborg, Sweden), which was integrated into the hospital network for sCT generation. The CNNs had been trained with a very high degree of MR-CT paired images from multicenter data sets to ensure that the software robust enough to a large variety of MRI scanners and acquisition parameters. More information on the TFE algorithm has been described in previous publications^[2, 7, 15].

After the incoming MRI verified the compatibility and consistency of the user-defined acquisition protocols, the TFE algorithm created the spatially variant transfer function using high-resolution three-dimensional deep CNNs. The transfer function then applies to MRI to generate the sCT.

3. Image registration

The image registration process is an essential part of compensating for positional differences during image acquisitions between CT and MRI modalities. To investigate the impact of image registration methods on sCT evaluation considering image intensity and dosimetric comparisons between sCT and pCT, this study divided image registration into two methods: rigid image registration (RIR) and deformable image registration (DIR). The RIR method was rigidly registered between pCT and sCT, in which sCT has the identical coordinates as MRI, in six degrees of freedom (DOF) (X, Y, Z, pitch, roll, and rotation) using Eclipse TPS (ver. 16.1.0, Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA), denoted rigid pCT (rpCT)-sCT pair. The deformable image registration (DIR) method was started with rigid registration from pCT to sCT, followed by deformable registration covering the body using the deformable multipass (DMP) technique available in Velocity (ver 4.1.0, Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA). DMP registration deforms images in order from low to high resolution, and the number of control points increases by the B-spline transform between each successive resolution stage^[16]. The second registration was denoted deformed pCT (dpCT)-sCT pair. Both rpCT and dpCT were resampled according to the in-plane resolution and reconstruction matrix of sCT. The registration performance was evaluated using crossfading and visual inspection. rpCT-sCT and dpCT-sCT were then investigated for image intensity and dosimetric comparisons.

4. Treatment planning

For each patient, a 6 MV VMAT plan was clinically created using Eclipse TPS. The anisotropic analytical algorithm (AAA) implemented in Eclipse TPS was used for dose calculations with a grid size of 2.5 x 2.5 mm. The delineated contours on pCT were propagated to registered sCT (rpCT-sCT and dpCT-sCT). The propagated contours were approved by a radiation oncologist before sCT evaluations. The new body contour was automatically generated by the TPS. In the prostate case, the rectal gas on the sCT is replaced automatically with water by the software. Thus, the rectal gas on rpCT and dpCT were assigned equivalent to water to reduce the uncertainty from the different cavity locations. The VMAT treatment plans were transferred and recalculated with the monitor unit (MU) fixed on registered sCT with the CT calibration curve for HUs to relative electron density conversion as utilized in the clinical dose calculation.

5. Synthetic CT evaluation

The sCT images were assessed for the high dose planning target volume (PTV) with the margin covering the cranial vertex to the supraclavicular region for H&N and the iliac crest to the pubic arc for the prostate. The first evaluation was the sCT accuracy investigation, represented by HU values. The sCT images were then evaluated the performance in terms of geometric and dosimetric accuracy. All evaluation processes were benchmarked to pCT.

5.1 Synthetic CT accuracy evaluation

The sCT accuracy is indicated by the image intensity, which is represented by HU values relative to the pCT. The accuracy of HU on sCT was determined using the mean absolute error (MAE) in the pairs of rpCT-sCT and dpCT-sCT. The MAE is defined by equation (1), where N is the number of the total voxels in the structure. The MAE closer to 0 means lesser HU differences between the two image sets.

$$MAE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |sCT_i - pCT_i| \quad (1)$$

All image sets were thresholding segmented using Eclipse TPS. For the H&N, the segmented structures were generated by applying the threshold of > 250 HU for the bone, -200 HU to 250 HU for soft tissue, and < -200 HU for air^[2] as this area contains air components in structural organs such as the sinuses, trachea, and esophagus. For the prostate, the air in the rectum was automatically replaced by water equivalent in sCT by the software. Thus, a threshold of 100 HU was applied to segment between the soft tissue and bone, which included soft bone and bone marrow^[7] for the prostate. The MAE was calculated with the structures attained from the pCT (rpCT and dpCT) using Medical Interactive Creative Environment (MICE) toolkit, ver 2002.4.9 (available at <https://micetoolkit.com>).

5.2 Geometric evaluation

The geometric fidelity of sCT was evaluated by the dice similarity coefficient (DSC) in rpCT-sCT and dpCT-sCT using Eclipse TPS. The

DSC was determined in the delineated contours, segmented structures (as mentioned in Section 5.1), and body outline. The organ contours included the brain stem, spinal cord, parotid left, and parotid right for the H&N. The delineated contours, including the bladder, rectum, femoral head left, and femoral head right, were evaluated for the prostate. The DSC is defined by equation (2).

$$DSC(Seg_{pCT}, Seg_{sCT}) = \frac{2(Seg_{pCT} \cap Seg_{sCT})}{Seg_{pCT} + Seg_{sCT}} \quad (2)$$

Where Seg_{pCT} is the structure volume on rpCT or dpCT, and Seg_{sCT} is the structure volume on sCT. The DSC ranges from 0 to 1, where 1 indicates complete alignment. According to the AAPM TG 132^[17], the acceptance criterion for DSC is 0.8-0.9.

5.3 Dosimetric evaluation

The dosimetric evaluation was determined using a dose volume histogram (DVH) and gamma analyses for rpCT-sCT and dpCT-sCT, in which pCT (rpCT or dpCT) was the reference in their pair. DVH parameters specified by local clinical guidelines were used to determine dose differences between PTV and OARs, with further parameters of Dmean for PTV and D2% and Dmean for the body. Global gamma evaluation was determined using the MICE toolkit, with passing criteria of 2%/ 2 mm with a 10% low dose cut-off, as it presented the restricted dose difference and distance to agreement of dose distribution.

Results

1. Synthetic CT accuracy evaluation

The HU accuracy evaluation represented by MAE is shown in **Table 1**. The dpCT-sCT provided lower MAE values with a narrower standard deviation than rpCT-sCT for all segmented and body contours for both H&N and prostate. The dpCT-sCT could reduce the mean MAE by an average of 25.56% for the H&N and 61.85% for the prostate compared to rpCT-sCT, with considerable improvement on the soft tissue (30.80% for the H&N and 70.39% for the prostate) and body (26.86% for the H&N and 70.54% for the prostate). The improvement of MAE was

associated with a diminishing anatomical misalignment between image sets compared to the RIR method, especially in the soft tissue and body outline, with extreme differences in the prostate compared to the H&N in this study. **Figure 1 (A)** shows the tissue and body outline differences of the H&N, which were less pronounced compared to the prostate in **Figure 1 (B)**. In addition, this study found that the mean MAEs were high in bone and air for both rpCT-sCT and dpCT-sCT, with less MAE improvement after performing DIR.

Table 1 MAE values of the rpCT-sCT and dpCT-sCT for the H&N and prostate (Mean $\pm$ SD)

Anatomical part	Structure	MAE (HU)	
		rpCT-sCT	dpCT-sCT
H&N	Soft tissue	45.96 $\pm$ 9.96	31.81 $\pm$ 2.50
	Bone	261.46 $\pm$ 47.87	196.64 $\pm$ 33.76
	Air	257.56 $\pm$ 52.91	206.56 $\pm$ 37.30
	Body	90.22 $\pm$ 14.14	65.98 $\pm$ 9.73
Prostate	Soft tissue	88.77 $\pm$ 34.39	26.29 $\pm$ 6.04
	Bone	180.52 $\pm$ 42.08	99.96 $\pm$ 13.79
	Body	115.69 $\pm$ 28.94	34.09 $\pm$ 5.94

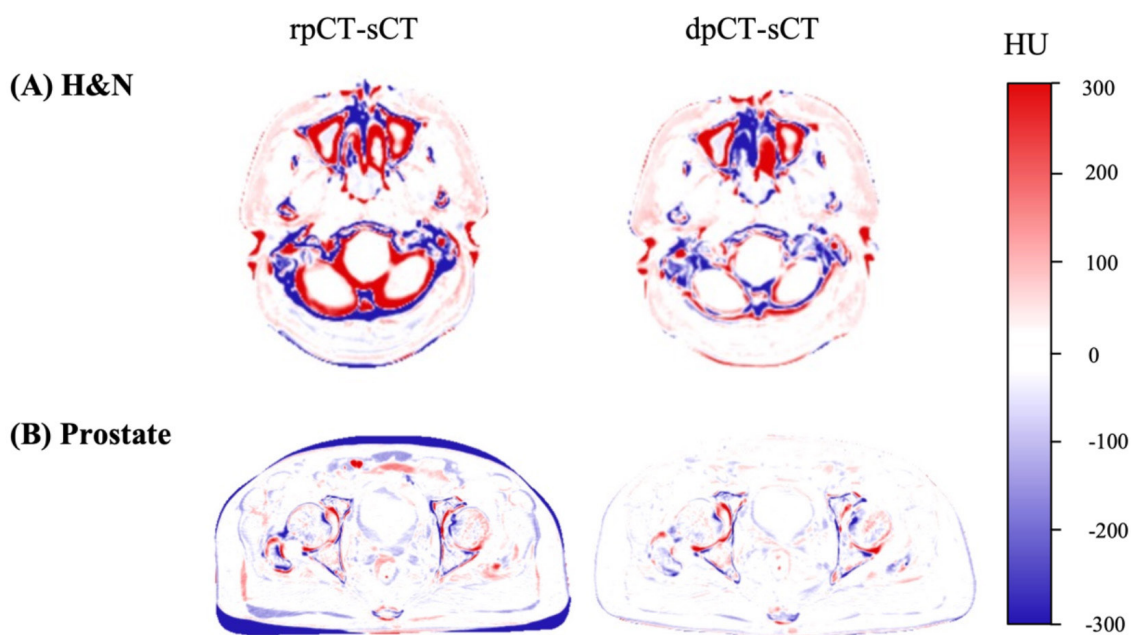


Figure 1 HU different maps of rigid image registration in the rpCT-sCT and deformable image registration in the dpCT-sCT of (A) H&N and (B) prostate.

2. Geometric evaluation

The DSC indicating the structural similarity between image sets in the H&N and prostate are shown in **Table 2**. Considering the segmented structures according to the acceptance criterion of 0.8, the mean DSCs of air and bone were not in agreement for rpCT-sCT. However, the mean DSCs were improved and acceptable in dpCT-sCT. For organs in the H&N, the mean DSCs fall within the criterion for both rpCT-sCT and dpCT-sCT, with the dpCT-sCT yielding higher DSCs than rpCT-sCT. The worst case occurred in the spinal cord in rpCT-sCT with a low mean DSC of 0.81 ± 0.02 ; nevertheless, the mean DSC was enhanced to 0.95 ± 0.02 in dpCT-sCT. Corresponding to the H&N, the dpCT-sCT yielded higher mean DSCs for the prostate. Substantial

differences occurred in the bladder and rectum in rpCT-sCT, with mean DSCs of 0.69 ± 0.12 and 0.57 ± 0.18 , respectively. Using the DIR method, dpCT-rCT increased the mean DSCs to 0.80 ± 0.11 for the bladder and 0.77 ± 0.04 for the rectum, in which the rectum remained below the criterion. For the overall body, the DIR method nearly completely matched the body outlines between dpCT and sCT, resulting in mean DSCs of 0.99 ± 0.00 for the H&N and 1.00 ± 0.01 for the prostate. The higher DSCs in dpCT-sCT related to slight discrepancies between the anatomical structures between dpCT and sCT compared to rpCT and sCT, in particular external surface, as illustrated in **Figure 2** for the H&N and **Figure 3** for the prostate.

Table 2 DSC comparison between the rpCT-sCT and dpCT-sCT for the H&N and prostate (Mean $\pm$ SD).

Anatomical part	Structure	rpCT-sCT	dpCT-sCT
H&N	Brian Stem	0.93 $\pm$ 0.01	0.98 $\pm$ 0.02
	Spinal Cord	0.81 $\pm$ 0.02	0.95 $\pm$ 0.02
	Parotid left	0.93 $\pm$ 0.01	1.00 $\pm$ 0.00
	Parotid right	0.93 $\pm$ 0.03	0.99 $\pm$ 0.02
	Soft tissue	0.92 $\pm$ 0.02	0.96 $\pm$ 0.02
	Bone	0.79 $\pm$ 0.03	0.87 $\pm$ 0.03
	Air	0.73 $\pm$ 0.03	0.83 $\pm$ 0.03
	Body	0.97 $\pm$ 0.00	0.99 $\pm$ 0.00
Prostate	Bladder	0.69 $\pm$ 0.12	0.80 $\pm$ 0.11
	Rectum	0.57 $\pm$ 0.18	0.77 $\pm$ 0.04
	Femoral head left	0.93 $\pm$ 0.06	1.00 $\pm$ 0.00
	Femoral head right	0.94 $\pm$ 0.06	1.00 $\pm$ 0.00
	Soft tissue	0.92 $\pm$ 0.03	0.98 $\pm$ 0.01
	Bone	0.79 $\pm$ 0.07	0.88 $\pm$ 0.01
	Body	0.95 $\pm$ 0.02	1.00 $\pm$ 0.01

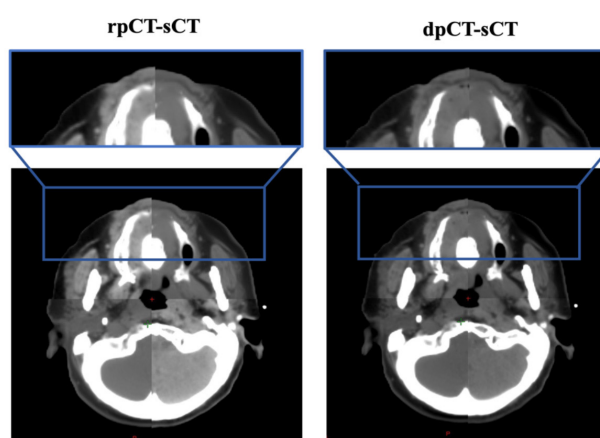


Figure 2 The internal structure and body surface match in crossfading evaluation between rpCT-sCT and dpCT-sCT for a representative H&N patient.

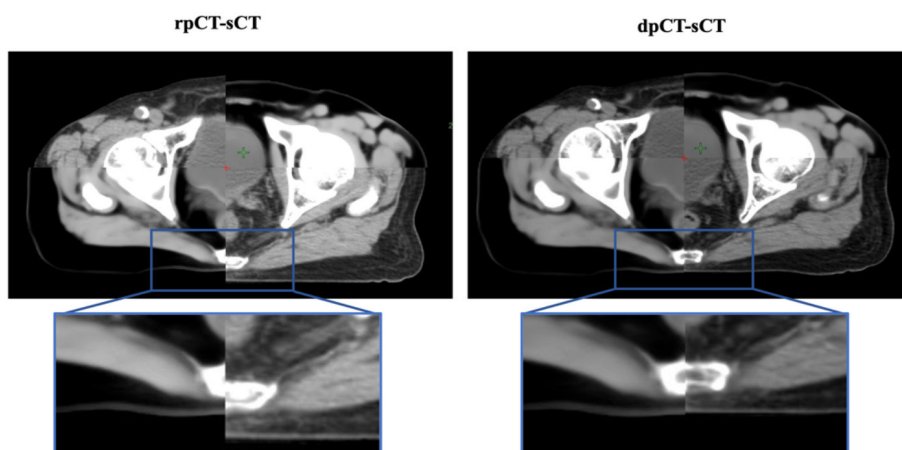


Figure 3 The internal structure and body surface match in crossfading evaluation between rpCT-sCT and dpCT-sCT for a representative prostate patient.

3. Dosimetric evaluation

The relative dose difference percentage of rpCT-sCT and dpCT-sCT in PTV are shown in **Figure 4 (A)** for the H&N and **Figure 4 (B)** for the prostate. For the H&N, the dose differences in PTV were all within $\pm 1.00\%$ for both image

registration methods, with maximum differences of 0.92% for rpCT-sCT and 0.88% for dpCT-sCT. For the prostate, the dose differences in PTV were within $\pm 3.20\%$ for rpCT-sCT; however, the differences were decreased to $\pm 1.27\%$ after using the DIR method in dpCT-sCT.

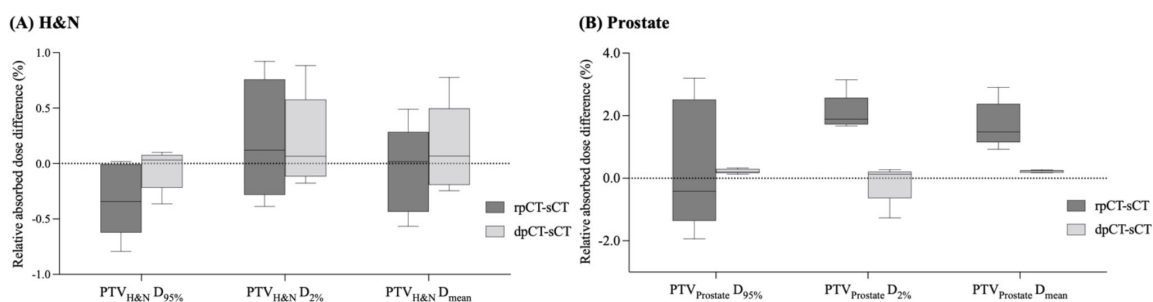


Figure 4 The relative dose differences from DVH analysis of D95%, D2%, and Dmean in PTV were compared between rpCT-sCT and dpCT-sCT for (A) H&N and (B) prostate.

For H&N OARs, **Figure 5 (A)** shows that the dose differences in rpCT-sCT were less than $\pm 4.22\%$, with maximum differences in the brain stem of 4.22% . However, the dpCT-sCT achieved lower dose differences within $\pm 2.0\%$ for all H&N OARs. For the prostate, **Figure 5 (B)** presented that the dose differences in rpCT-sCT reached a maximum of -52.6% for the rectum and -27.64% for the bladder; nevertheless, the dose differences among the other OARs were within $\pm 7.41\%$. Using the DIR method, dpCT-sCT dose differences were decreased to -49.92% for the rectum and 8.50% for the bladder, with the other OAR dose differences within $\pm 1.00\%$.

The gamma passing rates in the criteria of $2\%/2$ mm with a 10% low dose cut-off for both H&N and prostate illustrates in **Figure 6**. For the H&N, the gamma pass rates were $81.53 \pm 5.33\%$ for rpCT-sCT and $94.42 \pm 1.97\%$ for dpCT-sCT. For the prostate, the gamma pass rates yielded $62.09 \pm 15.38\%$ for rpCT-sCT and $99.31 \pm 0.22\%$ for dpCT-sCT. The gamma maps related to gamma pass rates results, in which dpCT-sCT provided minor dose distribution differences in internal organs and body surface compared to rpCT-sCT, as illustrated in **Figure 7 (A)** for the H&N and **Figure 7 (B)** for the prostate.

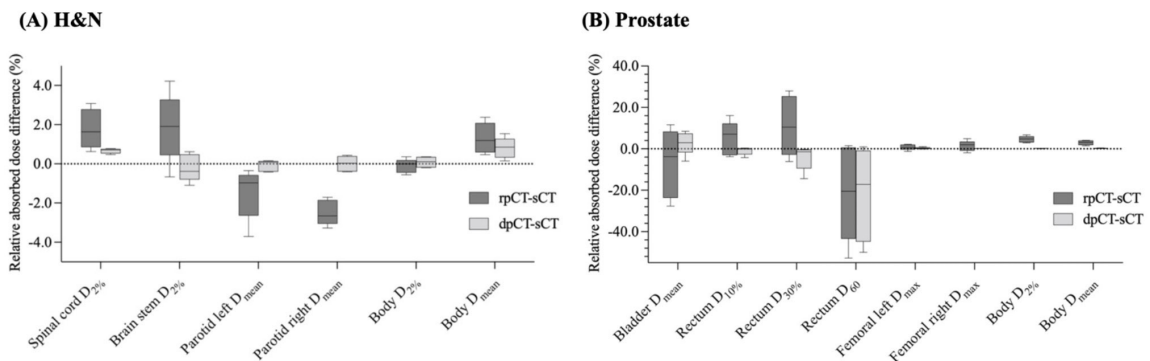


Figure 5 The relative dose differences from DVH analysis in OARs and the overall body were compared between rpCT-sCT and dpCT-sCT of (A) H&N and (B) prostate.

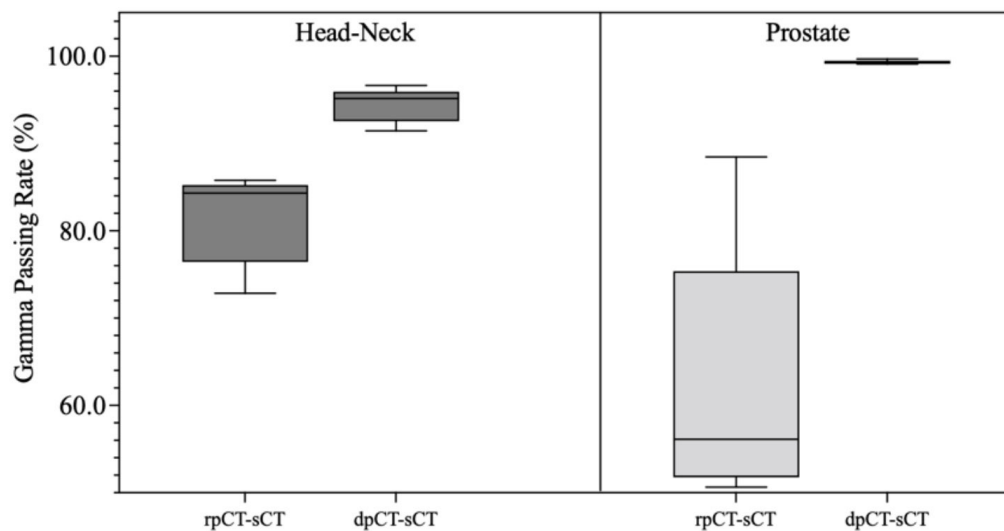


Figure 6 Gamma passing rates of 2%/ 2mm criterion with a 10% low dose cut-off compared between rpCT-sCT and dpCT-sCT in the H&N and prostate.

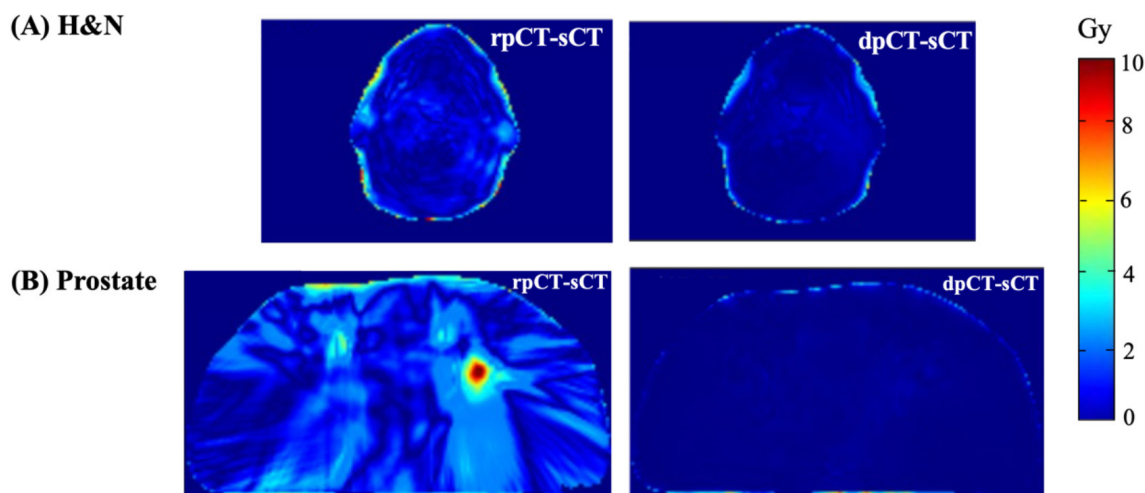


Figure 7 The gamma maps at 2%/ 2 mm with a 10% low dose cut-off compared between rpCT-sCT and dpCT-sCT for (A) H&N and (B) prostate.

Discussion

Due to the sCT quality assessment must be benchmarked to the pCT, the image registration process has an important role in comparing image and dosimetric accuracy between the two image sets. In addition to algorithm-generated sCT, the geometric disagreement between pCT and MRI could also affect the sCT performance^[7, 8]. This study investigated the appropriate image registration for sCT evaluation by comparing rigid and deformable image registration methods.

The HU difference was the first evaluated as it represents the accuracy of sCT. Based on our results, the mean MAEs in the DIR method were notably improved compared to the RIR method for all segmented and body structures for both H&N and prostate, which agrees with the studies of Palmér et al.^[2] for the H&N and Cronholm et al.^[7] for the prostate who utilized the same CNN-based generated sCT software. Since MAE is the voxel-by-voxel comparison between image sets^[18], the DIR method, with the capability of compensating for the internal organ motion and external positioning^[19], could minimize MAE compared to the RIR method. However, the MAE remained substantial differences in bone and air between dpCT and sCT, especially in the H&N, with possible reasons of weak signal in MRI challenging HU prediction and the misregistration causing the shift of tissue interfaces^[20, 21]. In addition, the large error may be caused by a wide range of HU values of bone and air^[21, 22], which challenges model training compared to the narrower range for soft tissue. The HU varies in

the range of 400 to >1000 HU for the bone and <-1000 to -400 HU for air, while the soft tissue range is within -100 to 80 HU^[23].

For geometric evaluation represented by the DSCs of the delineated and segmented structures, the DIR method accomplished geometric accuracy with higher DSCs for both H&N and prostate, compared to the RIR method. Corresponding to crossfading evaluations, the DIR method provided a better internal structure and body outline alignment, as it allowed multi-organ deformation inside the region of interest. However, the DIR method was unable to compensate for the differences in the bladder and rectum since the filling and shape changes during the time from 1 hr to 2 days between pCT and MRI acquisitions, which might lead to absorbed dose discrepancies^[24]. The mean DSCs of the DIR method in the segmented structures and overall body obtained in this study were slightly higher than the previous CNN-based generated sCT studies for the H&N^[2] (0.98 ± 0.05 for body, 0.95 ± 0.05 for soft tissue, 0.80 ± 0.07 for bones, and 0.81 ± 0.1 for air) and prostate^[20] (bone DSC of 0.81 ± 0.04 for 2D CNN and 0.82 ± 0.04 for 3D CNN).

The relative absorbed dose difference is influenced by HU accuracy and geometric disagreement between sCT and pCT. Various publications^[4, 15, 25] suggested that the absorbed dose agreement criterion should be within 2.00%, compared to the pCT. This study presented that the DVH parameters after performing the DIR method between dpCT and sCT provided minor

dosimetric deviations within $\pm 2.00\%$ in PTV and OARs for both H&N and prostate, except for the extremely different deformation of the bladder and rectum. The largest dose differences were found between rpCT and sCT in the RIR method, particularly in the prostate. There are more spontaneous changes in the body surface and some OARs, such as the bladder and rectum. The DIR method could improve geometric differences indicated by higher mean DSCs; nevertheless, the maximum dose differences were still as high as 8.50% for the bladder and -49.92% for the rectum, which probably include additional effects caused by the deformation at the high dose gradient area adjacent to PTV. The results indicated that the geometric disagreement could greatly impact sCT evaluation, specifically in the dosimetric investigation.

For the dose distribution comparisons, the passing rate substantially increased using the DIR method compared to the RIR method for both H&N and prostate. The dose distribution was affected by the differences in internal organs and external contours, especially for the prostate. Using the DIR method, the percent passing rates in this study agree with Dinkla et al.^[10] (95.60 $\pm$ 2.90% pass rate in the criterion of 2%/2mm) for the H&N. For the prostate, the passing rates line with Cronholm et al.^[7] (99.94% pass rate in the criterion of 2%/2 mm) and Maspero et al. (96.80 $\pm$ 2.10% pass rate in the criterion of 2%/ 2mm). Based on the results, we found that the DIR method achieved image intensity and absorbed

dose investigations on sCT evaluation compared to the RIR method. The DIR method conducts with more DOF and applies deformation vector field voxel by voxel between image sets. On the other hand, the RIR method performs using a global match between images in a limited of 6 DOF in 3 rotations and 3 translations with source and target image consistency^[26]. Therefore, the RIR method might be adequate for the area with less anatomical change, such as the brain^[15, 27]. However, some studies used the RIR method for the prostate sCT evaluation with the conditions, such as validation of dose differences in the PTV only^[28], which is incomprehensive to real clinical situations. In addition, MRI was acquired immediately after CT within 10 minutes^[29], providing better anatomical alignment between image sets, though this might be clinically inconvenient. The RIR method was applied in the H&N study^[14] with the wide evaluated length covering half of the frontal sinus to the supraclavicular region; nonetheless, the validated images were included in the training phase of the sCT generation model.

The limitation that should be noted in the present study was the limited number of evaluated cases. The long-term objective of this work is to verify the geometric and dosimetric accuracy of commercially available software based on deep learning-based sCT in the H&N and pelvic regions for clinical MRI-only workflow. Therefore, we have observed that the DIR would be more advantageous for sCT evaluation in the

case of the head-neck and prostate, in which the body outlines and internal organ position mismatches. Additionally, this study only investigated image registration methods in sCT for MRI-only treatment planning. Patient set-up verification before radiation treatment should be further considered for complete MRI-only workflow by comparing sCT-cone beam CT (CBCT) to pCT-CBCT. Nevertheless, position verification was not included in this study, though the sCT evaluation was comprehensive for the objectives of image registration methods affecting sCT evaluation.

Conclusion

The investigated image registration methods indicated that the DIR method would be more advantageous for synthetic CT evaluation in terms of image intensity and dosimetric investigations compared to the RIR method. These allowed verifications of the sCT quality with minimizing the uncertainty from the organ and body misalignment between pCT and MRI acquisitions for the H&N and prostate.

Conflicts of interest

The authors declare that there are no relevant conflicts of interest to disclose.

References

1. Pereira GC, Traughber M, Muzic Jr. RF. The role of imaging in radiation therapy planning: past, present, and future. *BioMed Res Int.* 2014;2014:1-9.
2. Palmér E, Karlsson A, Nordström F, Petruson K, Siversson C, Ljungberg M, et al. Synthetic computed tomography data allows for accurate absorbed dose calculations in a magnetic resonance imaging only workflow for head and neck radiotherapy. *Phys Imaging in Radiat Oncol.* 2021;17:36-42.
3. Edmund JM, Nyholm T. A review of substitute CT generation for MRI-only radiation therapy. *Radiat Oncol.* 2017;12:1-15.
4. Persson E, Gustafsson CJ, Ambolt P, Engelholm S, Ceberg S, Bäck S, et al. MR-PROTECT: Clinical feasibility of a prostate MRI-only radiotherapy treatment workflow and investigation of acceptance criteria. *Radiat Oncol.* 2020;15:1-13.
5. Johnstone E, Wyatt JJ, Henry AM, Short SC, Sebag-Montefiore D, Murray L, et al. Systematic Review of Synthetic Computed Tomography Generation Methodologies for Use in Magnetic Resonance Imaging-Only Radiation Therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2018;100:199-217.
6. Spadea MF, Maspero M, Zaffino P, Seco J. Deep learning based synthetic-CT generation in radiotherapy and PET: A review. *Med Phys.* 2021;48:6537-66.

7. Cronholm RO, Karlsson A, Siversson C. Whitepaper: MRI only radiotherapy planning using the transfer function estimation algorithm. 2020;1-7.
8. Siversson C, Nordström F, Nilsson T, Nyholm T, Jonsson J, Gunnlaugsson A, et al. Technical note: MRI only prostate radiotherapy planning using the statistical decomposition algorithm. *Med Phys*. 2015;42:6090-7.
9. Ding S, Liu H, Li Y, Wang B, Li R, Huang X. Dosimetric accuracy of MR-guided online adaptive planning for nasopharyngeal carcinoma radiotherapy on 1.5 T MR-linac. *Front Oncol*. 2022;12:1-11.
10. Dinkla AM, Florkow MC, Maspero M, Savenije MHF, Zijlstra F, Doornaert PAH, et al. Dosimetric evaluation of synthetic CT for head and neck radiotherapy generated by a patch-based three-dimensional convolutional neural network. *Med Phys*. 2019;46:4095-104.
11. Guerreiro F, Burgos N, Dunlop A, Wong K, Petkar I, Nutting C, et al. Evaluation of a multi-atlas CT synthesis approach for MRI-only radiotherapy treatment planning. *Phys Med*. 2017;35:7-17.
12. Wang H, Du K, Qu J, Chandarana H, Das IJ. Dosimetric evaluation of magnetic resonance-generated synthetic CT for radiation treatment of rectal cancer. *PLoS One*. 2018;13:1-15.
13. Kemppainen R, Suilamo S, Tuokkola T, Lindholm P, Deppe MH, Keyriläinen J. Magnetic resonance-only simulation and dose calculation in external beam radiation therapy: a feasibility study for pelvic cancers. *Acta Oncol*. 2017;56:792-8.
14. Ma X, Chen X, Li J, Wang Y, Men K, Dai J. MRI-only radiotherapy planning for nasopharyngeal carcinoma using deep learning. *Front Oncol*. 2021;11:1-8.
15. Lerner M, Medin J, Gustafsson CJ, Alkner S, Siversson C, Olsson LE. Clinical validation of a commercially available deep learning software for synthetic CT generation for brain. *Radiat Oncol*. 2021;16:1-11.
16. Jurkovic IA, Papanikolaou N, Stathakis S, Kirby N, Mavroidis P. Objective Assessment of the quality and accuracy of deformable image registration. *J Med Phys*. 2020;45:156-67.
17. Brock KK, Mutic S, McNutt TR, Li H, Kessler ML. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. *Med Phys*. 2017;44:e43-76.
18. Chourak H, Barateau A, Tahri S, Cadin C, Lafond C, Nunes JC, et al. Quality assurance for MRI-only radiation therapy: A voxel-wise population-based methodology for image and dose assessment of synthetic CT generation methods. *Front Oncol*. 2022;12:1-17.

19. Brock KK. Image registration in intensity-modulated, image-guided and stereotactic body radiation therapy. *Front Radiat Ther Oncol.* 2007;40:94-115.
20. Fu J, Yang Y, Singhrao K, Ruan D, Chu FI, Low DA, et al. Deep learning approaches using 2D and 3D convolutional neural networks for generating male pelvic synthetic computed tomography from magnetic resonance imaging. *Med Phys.* 2019;46:3788-98.
21. Peng Y, Chen S, Qin A, Chen M, Gao X, Liu Y, et al. Magnetic resonance-based synthetic computed tomography images generated using generative adversarial networks for nasopharyngeal carcinoma radiotherapy treatment planning. *Radiother Oncol.* 2020;150:217-24.
22. Wang Y, Liu C, Zhang X, Deng W. Synthetic CT generation based on T2 weighted MRI of nasopharyngeal carcinoma (NPC) using a deep convolutional neural network (DCNN). *Front Oncol.* 2019;9:1-10.
23. Elsayed O, Mahar K, Kholief M, Khater H. Automatic detection of the pulmonary nodules from CT images. 2015:742-6.
24. Bo Y, Chang Y, Liang Y, Wang Z, Pei X, Xu XG, et al. A Comparison Study Between CNN-Based Deformed Planning CT and CycleGAN-Based Synthetic CT Methods for Improving iCBCT Image Quality. *Front oncol.* 2022;12:1-12.
25. Korsholm ME, Waring LW, Edmund JM. A criterion for the reliable use of MRI-only radiotherapy. *Radiat Oncol.* 2014;9:1-7.
26. Rong Y, Rosu-Bubulac M, Benedict SH, Cui Y, Ruo R, Connell T, et al. Rigid and deformable image registration for radiation therapy: A self-study evaluation guide for NRG oncology clinical trial participation. *Pract Radiat Oncol.* 2021;11:282-98.
27. Tang B, Wu F, Fu Y, Wang X, Wang P, Orlandini LC, et al. Dosimetric evaluation of synthetic CT image generated using a neural network for MR-only brain radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2021; 22:55-62.
28. Gonzalez-Moya A, Dufreneix S, Ouyessad N, Guillerminet C, Autret D. Evaluation of a commercial synthetic computed tomography generation solution for magnetic resonance imaging-only radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys.* 2021;22:191-7.
29. Bratova I, Paluska P, Grepl J, Sykorova P, Jansa J, Hodek M, et al. Validation of dose distribution computation on sCT images generated from MRI scans by Philips MRCAT. *Rep Pract Oncol Radiother.* 2019;24:245-50.



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

<https://www.thastro.org>