



Journal of Thai Association of Radiation Oncology

Volume 30 Issue 2 July – December 2024

Review Articles

- Dosimetric comparisons among different treatment planning systems for spinal SBRT for doughnut-shaped bone metastases
- Optimal pressure of Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) for reduction mean heart dose in left-sided breast cancer radiotherapy
- The dose characteristics of low kV intraoperative x-ray source using Gafchromic EBT 3 film
- The suitability of the frequency of position verification in VMAT technique using cone beam computed tomography

ISSN 2730-177X (Online)

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย



Thai Association of Radiation Oncology



รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2566-2568

คณะกรรมการบริหาร

รองศาสตราจารย์นายแพทย์ชลเกียรติ	ขอประเสริฐ	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	นายกสมาคม
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงมณฑนา	ชนะไชย	โรงพยาบาลรามธิบดี	อุปนายก 1
ศาสตราจารย์แพทย์หญิงอิมใจ	ชิตาพนารักษ์	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	อุปนายก 2 และประธานฝ่ายวิเทศสัมพันธ์ และภาพลักษณ์องค์กร
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกาญจนา	โชติเลอศักดิ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เลขาธิการ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์จักรพงษ์	จักกบาตร์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพุดิพรรณ	พัทวิพงศ์	โรงพยาบาลรามธิบดี	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงนันทกานต์	อภิโรดมภ์	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงจันจิรา	เพชรสุขศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 3
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกิตติ์วดี	ศักดิ์ศรีชัย	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	รองฝ่ายวิเทศสัมพันธ์ และภาพลักษณ์องค์กร และรองประธานฝ่ายสารสนเทศ
ศาสตราจารย์นายแพทย์เอกสิทธิ์	ธราวิจิตรกุล	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	ประธานฝ่ายวิจัย
ศาสตราจารย์นายแพทย์ชวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์เต็มศักดิ์	พึงรัมย์	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงปฐมพร	ศิริประภาศิริ	สถาบันมะเร็งแห่งชาติ	ประธานฝ่ายสนับสนุนการจัดระบบบริการ
แพทย์หญิงชลศณีย์	คล้ายทอง	โรงพยาบาลมหาชิราลงกรณ	รองประธานฝ่ายสนับสนุนการจัดระบบบริการ
น.อ.แพทย์หญิงหม่อมหลวงอภิรดี	กฤดากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายปฏิคม
นายแพทย์ธราธร	ตุงคะสมิต	โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี	รองฝ่ายปฏิคม
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.แพทย์หญิงณปภัช	อมรวิเชษฐ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เทร็ดยูนิค
ว่าที่ร้อยตรี นายแพทย์ปิยะ	ประทีปะเสน	โรงพยาบาลราชวิถี	นายทะเบียน
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงชมพร	สีตะธนี	โรงพยาบาลรามธิบดี	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ศรีชัย	ครูสุนธิ์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงธนาทิพย์	ตันติวัฒน์	โรงพยาบาลวชิรพยาบาล	คณะกรรมการกลาง
พ.อ.แพทย์หญิงศิรินทิพย์	ทรงวุฒิวิชัย	โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า	คณะกรรมการกลาง
นายแพทย์จรัสศักดิ์	สุชาบุรณ์	โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี	คณะกรรมการกลาง
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงศศิกาญจน์	จำจด	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์นายแพทย์พิทยา	दानกุลชัย	โรงพยาบาลศิริราช	คณะกรรมการกลาง

คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์จักรพงษ์	จักกบาตร์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพุดิพรรณ	พัทวิพงศ์	โรงพยาบาลรามธิบดี	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงนันทกานต์	อภิโรดมภ์	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงจันจิรา	เพชรสุขศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 3



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
Thai Association of Radiation Oncology

รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2566-2568

คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงกิริติกานต์	บุญญาวรรณ	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์พิเศษ ดร.แพทย์หญิงอนุสรรา	ประยงค์รัตน์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
นายแพทย์เพทาย	รอตละมุล	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ

คณะกรรมการฝ่ายวิจัย

ศาสตราจารย์นายแพทย์เอกสิทธิ์	ธราวิจิตรกุล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ประธานฝ่ายวิจัย
รองศาสตราจารย์นายแพทย์กุลธร	เทพมงคล	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
รองศาสตราจารย์ ดร.แพทย์หญิงจิราพร	เสตกรณกุล	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
นายแพทย์ชัยรัตน์	โล้วณิชนเกียรติกุล	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
น.ต.แพทย์หญิงกนกพิศ	โตวน้ำชัย	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
แพทย์หญิงฐิติพร	จารุเอียร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย

คณะกรรมการฝ่ายปฎิคม

น.อ.แพทย์หญิงหม่อมหลวงอภิรตี	กฤตากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายปฎิคม
นายแพทย์ธรรธร	ตุ่งคะสมิต	โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี	รองฝ่ายปฎิคม
นายแพทย์เพชร	อลิสานนท์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายปฎิคม

คณะกรรมการฝ่ายวารสาร

ศาสตราจารย์นายแพทย์ชวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์พิเศษแพทย์หญิงชนมณีภา	นันทวิทยา	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
แพทย์หญิงฐิติพร	จารุเอียร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทวีป	แสงแห่งธรรม	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
ดร.พวงเพ็ญ	ตั้งบุญดวงจิตร	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพิมพ์ขวัญ	กำเนิดศุภผล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร

คณะกรรมการฝ่ายสารสนเทศ

รองศาสตราจารย์นายแพทย์เต็มศักดิ์	พึงรัตน์	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกิตติวัตติ	ศักดิ์ศรีชัย	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ชวลิต	หลักิติ	โรงพยาบาลพุทธชินราช	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ภูริวัฒน์	เมือวงค์	โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ศตวรรษ	นาเมืองจันทร์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ



ที่ปรึกษา

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปี พ.ศ. 2566- 2568

รายชื่อที่ปรึกษา

ศาสตราจารย์เกียรติคุณนายแพทย์ไพรัช เทพมงคล
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงพวงทอง ไกรพิบูลย์
ศาสตราจารย์เกียรติคุณนายแพทย์วิชาญ หล่อวิทยา
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงลักขณา โพนบุญกุล
พลอากาศตรีนายแพทย์เอกชัย วิเศษศิริ
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงวิมล สุขดมยา

นายแพทย์ยงยุทธ คงธนารัตน์
รองศาสตราจารย์พลตรีแพทย์หญิงพรศรี คัดชอบ
รองศาสตราจารย์พลตรีนายแพทย์ประมุข พรหมรัตน์พงค์
ศาสตราจารย์นายแพทย์พิทยภูมิ ภัทรนุธพร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ประเสริฐ เลิศสงวนสินชัย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงสมใจ แดงประเสริฐ

อาจารย์อาวุโส สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงสายสงวน อุหมั่นนันทน์
รองศาสตราจารย์นายแพทย์วิสุทธิ์ วุฒิปุณษ์
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุรีย์ จิตะฐาน
รองศาสตราจารย์นายแพทย์โสภณ กัมพลพันธ์
นายแพทย์พิศิษฐ์ ศิริสุข
แพทย์หญิงสุนันทา ศรีสุบัติ-พลอยส่องแสง
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์อนันต์ โทหนูสิน
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุภัตรา แสงรุจิ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ประยุทธ์ โรจน์พรประดิษฐ์
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์โรจน์รุ่ง สุวรรณสุทธิ
นายแพทย์ณรงค์พล เทียนทอง
แพทย์หญิงสายพิน ตั้งศรีชด์

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์วีรัตน์ ไพรัชเวทย์
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงมณฑิรา เปลี
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์นพดล อัครเมธา
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงเยาวลักษณ์ ชาญศิลป์
นายแพทย์ศักดิ์พิศิษฐ์ นวลศิริ
นายแพทย์สมคิด เพ็ญพัฒนกุล
นายแพทย์ธนเดช สิ้นธุเสก
นายแพทย์ชนวัจน์ เทชะวิบูล
นายแพทย์อภิชาติ พานิชชีวลักษณ์
รองศาสตราจารย์พันโทนายแพทย์ชิตี สว่างศิลป์
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงลดาวัลย์ นาคพงษ์

Content

มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 30 ฉบับที่ 2 กรกฎาคม - ธันวาคม 2567

- 03 คณะกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2566 - 2568
- 05 ที่ปรึกษาสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2566 - 2568
- 08 บรรณาธิการแถลง
- R1 การเปรียบเทียบปริมาณรังสีจากการวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษาที่แตกต่างกันสำหรับเทคนิคการฉายรังสีร่วมพิกัดในมะเร็งที่มีการแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังในลักษณะโอบล้อมเส้นประสาทไขสันหลังโดยรอบ
Dosimetric comparisons among different treatment planning systems for spinal SBRT for doughnut-shaped bone metastases
นัฐธิดา บุญเรือง, จันจิรา เพชรสุขศิริ, จิราพร เสตกรณกุล, คิวตล เปลี่ยนอารมย์, พิทยา ด้านกุลชัย, วิศวะ พงษ์ประพันธ์
- R2 แรงดันที่เหมาะสมของการรักษาด้วยแรงดันบวกต่อเนื่องทางเดินหายใจ (CPAP) เพื่อลดปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับในการฉายรังสีรักษามะเร็งเต้านมด้านซ้าย
Optimal pressure of Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) for reduction mean heart dose in left-sided breast cancer radiotherapy
สวรรค์ สุวรรณดี, จิราพร เสตกรณกุล, อุกฤษ ชูชินปราการ, กุลธร เทพมงคล
- R30 การหาค่าคุณลักษณะของรังสีเอกซเรย์พลังงานต่ำในระดับกิโลโวลต์จากแหล่งกำเนิด intraoperative โดยใช้แผ่นฟิล์ม Gafchromic EBT3
The dose characteristics of low kV intraoperative x-ray source using Gafchromic EBT 3 film
จาริก ก้านเพชร, ธนวัฒน์ ถาวรวงษ์

R45

ความเหมาะสมของควมถี่ในการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสีสำหรับเทคนิคแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วยโดยใช้เครื่องถ่ายภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบลำรังสีทรงกรวย

The suitability of the frequency of position verification in VMAT technique using cone beam computed tomography.

วรญา เงินเดือน, นงศ์นุช คำตา



บรรณาธิการกลอง

เจ้าของ

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วัตถุประสงค์

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

นโยบายการพิจารณาบทความ

บทความทุกบทความจะต้องผ่านการพิจารณาโดยผู้ทรงคุณวุฒิในสาขาที่เกี่ยวข้องอย่างน้อย 2 ท่าน แบบผู้ทรงคุณวุฒิและผู้ที่ไม่ทราบชื่อท่านและกัน (double-blind review)

กำหนดออก

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

สำนักงานกองบรรณาธิการ

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

ที่ปรึกษา

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

บรรณาธิการ

ศ.นพ.ชาลิต เลิศบุษยานุกูล

รองบรรณาธิการ

รศ.(พิเศษ) พญ.ชนมวีณา นันทวิทยา
อ.พญ.ฐิติพร จารุเชียร
ผศ.ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม
อ.ดร.ทวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตตร
รศ.พญ.พิมพ์ขวัญ กำเนิดศุภผล

กองบรรณาธิการ

ศ.นพ.เอกสิทธิ์ อจาวจิตรกุล ผศ.ดร.สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์
ผศ.นพ.ธนาพันธุ์ พีรวงศ์ รศ.พญ.พศิพรรณ พัทธวิฑูรย์
อ.นิภา ชุมสุวรรณ ผศ.พญ.จิราพร เสถียรณุกูล
รศ.ลลิตา ตันติภูมิอมร อ.อ.ง ไซติชุดิพันธ์
อ.แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์

ผู้ประสานงานกองบรรณาธิการ

ชั้นยศร์มณี ตีวรรณวงศ์

ฝ่ายศิลปกรรม

วรัญญา อาศัยศาสน์

ความก้าวหน้าในรังสีรักษาในฉบับนี้ เรานำเสนอการศึกษาที่ช่วยพัฒนาความแม่นยำและประสิทธิภาพในรังสีรักษา โดยเน้นที่การวางแผนการรักษา ความปลอดภัยของผู้ป่วย และการปรับขนาดรังสี เพื่อสนับสนุนการดูแลผู้ป่วยมะเร็งที่มีความเฉพาะเจาะจงมากขึ้น

การเปรียบเทียบปริมาณรังสีจากระบบวางแผนการรักษาที่แตกต่างกันในเทคนิคการฉายรังสีร่วมทีกัด สำหรับมะเร็งกระดูกสันหลังที่มีลักษณะโอบล้อมเส้นประสาทไขสันหลัง บทความนี้สำรวจการวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์ต่าง ๆ เพื่อหาวิธีที่ดีที่สุดในการลดขนาดรังสีที่กระทบต่อเส้นประสาทไขสันหลังในมะเร็งกระดูกสันหลัง โดยเน้นการลดขนาดรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลัง ผลงานนี้ช่วยให้แพทย์ตัดสินใจเลือกระบบที่เหมาะสมในกรณีนี้ที่ซับซ้อน

แรงดัน CPAP ที่เหมาะสมเพื่อช่วยลดปริมาณรังสีที่หัวใจในมะเร็งเต้านมด้านซ้ายงานวิจัยนี้ศึกษาการใช้ CPAP ในการลดปริมาณรังสีที่หัวใจสำหรับผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้าย โดยกำหนดแรงดันที่เหมาะสมเพื่อเพิ่มความปลอดภัยและลดความเสี่ยงของภาวะแทรกซ้อนในระยะยาว

การวิเคราะห์รังสีเอกซเรย์พลังงานต่ำด้วยฟิล์ม Gafchromic EBT3 บทความนี้นำเสนอข้อมูลเชิงลึกเกี่ยวกับคุณลักษณะของรังสีเอกซเรย์พลังงานต่ำในระดับกิโลโวลต์ โดยใช้ฟิล์ม Gafchromic EBT3 เพื่อให้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์สำหรับการรักษาในท้องผ่าตัด ผลงานนี้ช่วยปรับปรุงการวางแผนและความแม่นยำในการให้รังสี

ความเหมาะสมของความเร็วในการตรวจสอบตำแหน่งใน VMAT ด้วย CBCT การศึกษานี้ประเมินความถี่ของการใช้ CBCT ในการตรวจสอบตำแหน่งเพื่อให้การรักษาด้วย VMAT มีความแม่นยำสูงสุด โดยยังคงประสิทธิภาพในกระบวนการทางคลินิก

สรุปบทความในฉบับนี้แนะนำเสนอความก้าวหน้าในรังสีรักษา ทั้งเทคนิคใหม่และการพัฒนาความปลอดภัยของผู้ป่วย กองบรรณาธิการขอขอบคุณผู้เขียนทุกท่านที่ร่วมสร้างความรู้เพื่อพัฒนาวงการนี้ต่อไป

บรรณาธิการ

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
Journal of Thai Association of Radiation Oncology

การเปรียบเทียบปริมาณรังสีจากการวางแผนการรักษาด้วยระบบคอมพิวเตอร์
วางแผนการรักษาที่แตกต่างกันสำหรับเทคนิคการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ในมะเร็งที่มีการ
แพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังในลักษณะโอบล้อมเส้นประสาทไขสันหลังโดยรอบ

Dosimetric comparisons among different treatment planning
systems for spinal SBRT for doughnut-shaped bone metastases

นัฐธิดา บุญเรือง¹, จันจิรา เพชรสุขศิริ², จิราพร เสตกรณกุล², ศิวาดล เปลี่ยนอารมย์², พิทยา ต่านกุลชัย²,
วิศวะ พงษ์ประพันธ์²

¹หลักสูตรฟิสิกส์การแพทย์ สาขารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล
²สาขารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

วิศวะ พงษ์ประพันธ์

สาขารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

2 ถนนวังหลัง แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กรุงเทพฯ 10700

อีเมล: wisawa.pho@mahidol.ac.th

*Nuthathida Boonrueng¹, Janjira Petsuksiri², Jiraporn Setakornnukul², Siwadol Plean-arom²,
Pittaya Dankulchai², Wisawa Phongpraphun²*

¹*Master of Science Program in Medical Physics, Division of Radiation Oncology, Department of
Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University, Bangkok, Thailand*

²*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol
University, Bangkok, Thailand*

Corresponding author

Wisawa Phongpraphun

*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol
University, 2 Wang Lang Road, Siriraj, Bangkok Noi, Bangkok 10700*

Email: wisawa.pho@mahidol.ac.th

Submitted: Jun 6, 2024

Revised: Aug 16, 2024

Accepted: Oct 8, 2024

Abstract

Backgrounds: Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT) for doughnut-shaped spinal metastases presents challenges due to their irregular shapes. Various treatment planning systems (TPSs) can deliver these plans through either volumetric modulated arc therapy (VMAT) on linear accelerator machines or robotic radiosurgery, such as CyberKnife®. However, no direct comparison among Eclipse™, Elements®, and Precision® exists to evaluate dosimetric outcomes.

Objectives: This study aims to compare the dosimetric outcomes among VMAT plans utilizing Eclipse® and Elements® versus CyberKnife® plans using Precision®. The focus is on the dose gradient from the planning target volume (PTV) to the spinal cord surface, referred to as the parameter V_{inter} .

Materials and Methods: Five doughnut-shaped lesions were re-contoured and re-planned. VMAT plans using Eclipse™ and Elements® were performed with identical parameters. CyberKnife® plans using Precision® were generated with parameters similar to those of VMAT plans. The prescription dose was 30 Gy in 5 fractions to the PTV. Primary considerations were ensuring that at least 95% of the PTV received the prescription dose while maintaining spinal cord constraints. Dosimetric comparisons included the dose gradient from the PTV to the surface of the spinal cord (V_{inter}), plan evaluation metrics, doses to the spinal cord, monitor units (MUs), and beam-on time.

Results: All treatment plans met the PTV criteria while maintaining spinal cord constraints, except for two plans with Precision®. V_{inter} was steeper with Eclipse™ compared to Elements® and Precision® ($V_{inter} = 1.33, 1.38, \text{ and } 1.78$, respectively). Eclipse™ achieved superior dose conformity (inverse paddick conformity index = 1.07, 1.15, and 1.24, respectively) and more homogeneous doses than Elements® and Precision® (Homogeneity index = 0.15, 0.26, and 0.32, respectively). Elements® demonstrated a steeper dose fall-off, resulting in a lower gradient index compared to Precision® and Eclipse™ (Gradient index = 2.73, 2.99, and 2.99, respectively) and delivered lower doses to the spinal cord than Eclipse™ and Precision® ($D_{0.35cc} = 20.06 \text{ Gy}, 21.62 \text{ Gy}, \text{ and } 21.59 \text{ Gy}$, respectively). Elements® also indicated lower MUs and beam-on time. Elements® also indicated significantly lower fractions of MUs and beam-on time than Precision®.

Conclusion: Both Eclipse™ and Elements® demonstrated comparable overall dosimetric outcomes for doughnut-shaped lesions and potentially superior treatment efficacy compared to Precision®.

Keywords: CyberKnife, Dose gradient, SBRT, VMAT

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: มะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังที่มีลักษณะ doughnut-shaped เป็นรอยโรคที่มีความซับซ้อนในการวางแผนฉายรังสีร่วมพิภักต์ ซึ่งสามารถวางแผนการรักษาด้วยโปรแกรมที่ใช้เทคนิคการปรับความเข้มแบบเกลียวหมุน (Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT) ของเครื่องฉายรังสีพลังงานสูงหรือโปรแกรมการวางแผนการรักษาเฉพาะสำหรับเครื่องฉายรังสีแขนกล (CyberKnife®) แต่ยังไม่มีความชัดเจนว่าการวางแผนด้วยซอฟต์แวร์แบบใดจะให้ผลที่ดีที่สุด

วัตถุประสงค์: เพื่อเปรียบเทียบประสิทธิภาพของการแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังลักษณะ doughnut-shaped ด้วยเทคนิค VMAT ระหว่าง Eclipse™ และ Elements® และแผนการรักษาของ CyberKnife® ที่ใช้ Precision® โดยมีวัตถุประสงค์หลักในการเปรียบเทียบการลดลงของปริมาณรังสีจากรอยโรค planning target volume (PTV) ไปยังเส้นประสาทไขสันหลังด้วยพารามิเตอร์ V_{inter}

วัสดุและวิธีการ: กำหนดรอยโรคมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังรูปร่างแบบ doughnut-shaped จำนวน 5 รอยโรค ทำการวางแผนเทคนิค VMAT โดยใช้คอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา Eclipse™ และ Elements® และใช้ Precision® สำหรับ CyberKnife® กำหนดปริมาณรังสี 30 เกรย์ (Gy) ใน 5 ครั้ง ที่ PTV โดยกำหนดว่าปริมาตรอย่างน้อย 95% ของ PTV ต้องได้รับปริมาณรังสี 30 Gy โดยจำกัดปริมาณรังสีไปยังเส้นประสาทไขสันหลัง การศึกษานี้จะเปรียบเทียบ V_{inter} , ดัชนีเชิงรังสีคณิต, ปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลัง, ปริมาณ monitor units (MUs) และเวลาในการฉายรังสี

ผลการศึกษา: PTV ของทุกแผนการรักษาด้วย Eclipse™ และ Elements® ได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนด โดยจำกัดปริมาณรังสีไปที่เส้นประสาทไขสันหลังได้ตามเกณฑ์ แผนการรักษาของ Precision จำนวน 2 แผนที่ไม่เป็นไปตามเกณฑ์ แผนการรักษาด้วย Eclipse™ ให้ V_{inter} ที่น้อยกว่า Elements® และ Precision® ($V_{inter} = 1.33, 1.38$ และ 1.78 ตามลำดับ) Eclipse™ มีค่าดัชนีความเข้ารูป (conformity index: IPCI) ดีกว่า Elements® และ Precision® (IPCI = 1.07, 1.15 และ 1.24 ตามลำดับ) และมีค่าดัชนีความสม่ำเสมอของปริมาณรังสี (homogeneity index: HI) ดีกว่า Elements® และ Precision® (HI = 0.15, 0.26 และ 0.32 ตามลำดับ) Elements® มีค่าดัชนีความลาดชัน (gradient index: GI) รวดเร็วกว่า Precision® และ Eclipse™ (GI = 2.73, 2.99 และ 2.99 ตามลำดับ) ปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลังได้รับด้วย Elements® น้อยกว่า Eclipse™ และ Precision® ($D_{0.35cc} = 20.06$ Gy, 21.62 Gy, และ 21.59 Gy ตามลำดับ) นอกจากนี้ Elements® แสดงจำนวน MUs และเวลาในการฉายรังสีน้อยกว่า Precision®

ข้อสรุป: แผนการรักษาของ Eclipse™ และ Elements® สำหรับมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังลักษณะ doughnut-shaped ได้ผลที่ใกล้เคียงกัน และมีแนวโน้มที่มีประสิทธิภาพดีกว่าแผนการรักษาของ Precision®

คำสำคัญ: การฉายรังสีร่วมพิภักต์, ความสามารถการลดลงของปริมาณรังสี, เครื่องฉายรังสีแขนกล, เทคนิคปรับความเข้มแบบเกลียวหมุน

หลักการและเหตุผล

การฉายรังสีร่วมพิภักบริเวณลำตัว (Stereotactic Body Radiation Therapy: SBRT) เป็นหนึ่งในวิธีการรักษาผู้ป่วยมะเร็งที่แพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลัง (spinal metastases) โดยฉายรังสีปริมาณสูงและจำนวนน้อยครั้ง (จำนวน 1 - 5 ครั้ง) ที่มีความแม่นยำไปยังก้อนมะเร็ง เพื่อมีวัตถุประสงค์ให้ปริมาณรังสีครอบคลุมก้อนมะเร็ง (dose conformity) และมีการลดลงของปริมาณรังสีภายนอกก้อนมะเร็งอย่างรวดเร็ว (steep dose fall-off) โดยที่อวัยวะข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด^[1]

เครื่องฉายรังสีพลังงานสูง (Linear Accelerator: LINAC) เช่น เครื่องฉายรังสี C-arm LINAC ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อสามารถฉายรังสีร่วมพิภัก และมีระบบคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา (Treatment Planning System: TPS) ที่สามารถใช้ซอฟต์แวร์ในการวางแผนทั้งจากบริษัทเดียวกับเครื่องฉายรังสี (commercial TPS) หรือซอฟต์แวร์อื่น (dedicated TPS) ที่รองรับการวางแผนการฉายรังสีด้วยเทคนิคการปรับความเข้มแบบเกลียวหมุน (Volumetric Modulated Arc Therapy: VMAT)^[2, 3] อีกทั้งสามารถใช้ระบบภาพนำวิถีทั้ง 2 มิติและ 3 มิติในการตรวจสอบตำแหน่งก่อนเริ่มฉายรังสี อย่างไรก็ตาม C-arm LINAC มีข้อจำกัดในทิศทางการเข้าลำรังสีที่มีการบิดเบี่ยงหรือ non-coplanar โดยเฉพาะบริเวณลำตัวที่มีโอกาสเกิดที่เครื่องฉายรังสีชนกับผู้ป่วยได้ และไม่มีระบบติดตามก้อนมะเร็งขณะฉายรังสี^[4]

ส่วนเครื่องฉายรังสีแขนกล (CyberKnife[®]) มี LINAC ติดอยู่บน robotic arm ซึ่งเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งของ node ที่อยู่รอบตัวผู้ป่วย และฉายลำรังสีได้หลายทิศทางทั้งแบบ non-isocentric และ non-coplanar^[5] ร่วมกับการติดตั้งระบบภาพนำวิถี 2 มิติเพื่อดูตำแหน่งของก้อนมะเร็งและระบบติดตามก้อนมะเร็งขณะที่กำลัง

ฉายรังสีได้ใกล้เคียงกับ real time^[6] เพื่อให้ปริมาณรังสีอย่างเหมาะสมและมีความแม่นยำในระดับ sub-millimeter แต่มีข้อจำกัดที่ระยะเวลาการฉายนาน

มีการศึกษาที่ผ่านมาการเปรียบเทียบการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งกระจายไปที่กระดูกสันหลังด้วยการใช้เครื่องฉายรังสีที่แตกต่างกัน^[7, 8] พบว่ามีข้อจำกัดในการใช้อัลกอริทึมในการคำนวณปริมาณรังสี (dose calculation algorithm) ที่ต่างกันที่อาจส่งผลกระทบต่อ การคำนวณปริมาณรังสี นอกจากนี้ยังมีการใช้เครื่องมือที่มีขนาดตะกั่วกำบังลำรังสี (Multi-Leaf Collimators: MLCs) ที่มีขนาดแตกต่างกัน^[7, 9] ในบางการศึกษา^[3, 10, 11] ทำการเปรียบเทียบการวางแผนด้วยเทคนิค VMAT ระหว่าง commercial และ dedicated TPS โดย Saenz และคณะ^[10] เปรียบเทียบระหว่าง Monaco[®] (Elekta AB, Stockholm, Sweden), Pinnacle3 (Philips Radiation Oncology Systems, Fitchburg, WI) และ Elements[®] TPS (BrainLab AG, Munich, Germany) พบว่า Elements[®] สามารถให้ dose-fall off ได้เร็วและลดปริมาณรังสีเส้นประสาทไขสันหลังได้รับปริมาณรังสีได้ดีกว่า TPSs อื่น และมีแนวโน้มเช่นเดียวกับการศึกษาเปรียบเทียบระหว่าง Eclipse[™] และ Elements TPS^[3, 11] Dupuis และคณะ^[2] ได้ทำการศึกษาเปรียบเทียบระหว่าง Monaco[®] และ Elements[®] ด้วยเทคนิค VMAT และเปรียบเทียบกับ CyberKnife[®] โดยใช้ Multiplan[®] TPS (Accuray, Sunnyvale, CA) ซึ่งผลการศึกษพบว่า Elements[®] มี dose fall-off ที่เร็วกว่าและมี monitor units (MUs) ที่น้อยกว่า

อย่างไรก็ตามการศึกษาที่ผ่านมาไม่ได้ทำการเปรียบเทียบการวางแผนการจาก VMAT ด้วยซอฟต์แวร์ทั้ง Eclipse[™] หรือ Elements[®] TPS ที่มีอัลกอริทึมที่แตกต่างกัน และ CyberKnife[®] ที่ใช้ Precision[®] TPS อย่างเฉพาะเจาะจงสำหรับลักษณะรอยโรคแบบ

doughnut-shaped ซึ่งเป็นรอยโรคที่มีความยากและซับซ้อนมากในการวางแผนการรักษา เนื่องจากเป็นรอยโรคที่โอบล้อมเส้นประสาทไขสันหลังโดยรอบ ดังนั้นการศึกษานี้จึงมีจุดประสงค์เพื่อศึกษาแผนการรักษาจากด้วยเทคนิค VMAT ระหว่าง Eclipse™ และ Elements® TPS และแผนการรักษา CyberKnife® ที่ใช้ Precision® TPS ในมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังที่มีรูปร่าง doughnut-shaped จากการเปรียบเทียบดัชนีการลดลงของปริมาณรังสีจาก PTV ไปที่พื้นผิวของเส้นประสาทไขสันหลังซึ่งประเมินจากพารามิเตอร์ที่สร้างขึ้นใหม่คือ V_{inter} รวมถึงดัชนีเชิงรังสีคณิตและปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญใกล้เคียงได้รับ (Organ At Risks: OARs) เมื่อตั้งค่า optimization เหมือนกันในทุก TPSs รวมถึงเลือก dose calculation algorithm ที่ใกล้เคียงกันเพื่อนำมาปรับใช้และเป็นแนวทางในการเลือกทั้งเครื่องฉายรังสีและ TPS ที่เหมาะสมกับลักษณะรอยโรคนี้

วัสดุและวิธีการ

1. การเลือกกลุ่มผู้ป่วย (Patients Selection)

การศึกษานี้ได้รับการอนุมัติจากคณะกรรมการจริยธรรมการวิจัยในคน คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล โดยนำชุดข้อมูลภาพจากเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการรักษา (Computed Tomography simulation: CT simulation) และภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก (Magnetic Resonance Imaging: MRI) ของผู้ป่วยมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังจำนวน 5 รายที่เคยได้รับการฉายรังสีด้วย SBRT ที่โรงพยาบาลศิริราชระหว่างปี 2555 - 2565 ประกอบด้วยรอยโรคที่กระดูกสันหลังส่วนคอ (cervical spine) จำนวน 2 ราย, ส่วนอก (thoracic spine) จำนวน 2 ราย และส่วนเอว (lumbar spine) จำนวน 1 รายที่มีลักษณะรูปร่าง doughnut-shaped และผู้ป่วยทุกรายจะอยู่ใน

ท่านอนหงายในกระบวนการเก็บข้อมูลภาพจากกระบวนการจำลองการรักษา ทั้งนี้จะไม่เลือกกลุ่มผู้ป่วยที่มีภาวะกระดูกสันหลังยุบ (vertebral compression fracture), มีภาวะเส้นประสาทไขสันหลังถูกกดทับ (spinal cord compression) และได้รับการผ่าตัดฝังโลหะที่กระดูกสันหลัง (metallic implantation)

2. การวาดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะข้างเคียง (Targets and Normal Organs Delineation)

ทำ image fusion ระหว่างชุดภาพ CT simulation ที่มีความหนาของสไลด์ 2 มิลลิเมตรกับภาพ MRI ในซีรี T1-weighted with Gadolinium เพื่อใช้ในการวาดขอบเขตของก้อนมะเร็งและซีรี T2-weighted เพื่อใช้ในการวาดขอบเขตของเส้นประสาทไขสันหลัง

อาจารย์แพทย์รังสีรักษา 1 คนทำการวาดขอบเขตของก้อนมะเร็งใหม่ทั้งหมดและกำหนดเป็น clinical target volume (CTV) ใน Eclipse™ โดยวาด CTV ไม่เกิน 3 ปล้องของกระดูกสันหลัง และทำการกำหนดขอบเขตของ planning target volume (PTV) จากการขยายขอบเขต 2 มิลลิเมตรโดยรอบ CTV ส่วนการวาดอวัยวะข้างเคียงนั้นจะใช้ MIM Maestro® รุ่น 7.2.3 (MIM Software Inc., Cleveland, OH) โดยมีการตรวจสอบความถูกต้องจากอาจารย์แพทย์รังสีรักษาคนเดียวก่อนเริ่มทำการวางแผนการรักษา

3. การวางแผนการรักษา (Treatment Planning)

3.1 แผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT (VMAT treatment planning)

สำหรับเครื่องฉายรังสี Varian TrueBEAM® (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) ที่ใช้ high definition multi-leaf collimators (HD-MLCs) และมีขนาด leaf ที่ตำแหน่ง isocenter ขนาด 2.5 มิลลิเมตร

วางแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ใช้รังสี Photon พลังงาน 6 MV FFF และ dose rate 1400 MU/นาที

ทำการวางแผนการรักษาด้วยซอฟต์แวร์ Eclipse™ TPS รุ่น 16.1.0 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) เพื่อใช้เป็นแผนการรักษาต้นแบบ ทำการสร้าง ring structures โดยกำหนด inner ring ห่างจาก PTV ที่ 3 มิลลิเมตร, 10 มิลลิเมตร, และ 20 มิลลิเมตรเพื่อควบคุมปริมาณรังสีที่ 30 เกรย์, 15 เกรย์, และ 10 เกรย์ ตามลำดับ กำหนดจำนวน 3 full coplanar arcs โดยหมุนระหว่าง 179° และ 181° และกำหนดมุมของ collimator ที่ 10°, 350°, และ 90° กำหนดปริมาณรังสีด้วย Acuros XB algorithm และกำหนด dose grid resolution 2 มิลลิเมตร เลือกใช้ jaw tracking

ส่วนการวางแผนการรักษาด้วยซอฟต์แวร์ Elements® TPS รุ่น 3.0 ทำการสร้าง template โดยกำหนดจำนวน arc และมุมของ collimator เช่นเดียวกับ Eclipse™ สำหรับขั้นตอนการคำนวณปริมาณรังสีของ Elements® จะเริ่มด้วย Pencil Beam (PB) algorithm ก่อน จากนั้นใช้ Monte Carlo (MC) algorithm ทั้งใน dose optimization และ calculation โดยกำหนด dose calculation uncertainty 2% และ dose grid resolution 2 มิลลิเมตร สำหรับในการศึกษานี้ ไม่ได้ใช้วิธีการ arc duplication เนื่องจากต้องการศึกษาความสามารถของแต่ละ TPS เมื่อกำหนดพารามิเตอร์ที่ใกล้เคียงกันมากที่สุด

3.2 แผนการรักษาของ CyberKnife (CyberKnife treatment planning)

ในการวางแผนการรักษาสำหรับเครื่อง CyberKnife® โดยใช้ InCise™ MLC ที่มีขนาด 3.85 มิลลิเมตรและทำการวางแผนด้วย Precision® TPS รุ่น 3.3.1.2 (Accuray, Sunnyvale, CA) ทำการสร้าง ring structure เช่นเดียวกับ Eclipse™ เลือก VOLO optimization ซึ่งเป็น algorithm ใหม่ใน Precision®

โดยการ optimization จะคำนวณทั้งปริมาณรังสีและเวลาในการฉายรังสีไปพร้อมกัน เพื่อช่วยลดเวลาระหว่าง optimization ลงเมื่อเทียบกับ Sequential optimization ซึ่งเป็น algorithm เดิม^[12-14] และ VOLO optimization มีลักษณะการกำหนดค่า constraints ระหว่าง optimization ใกล้เคียงกับ Eclipse™ ใช้รังสี Photon พลังงาน 6 MV FFF และ dose rate 1000 MU/นาที กำหนดจำนวน node สูงสุดที่ 90 nodes และเลือก full path คำนวณปริมาณรังสีด้วย MC algorithm และตั้งค่า dose calculation uncertainty 2% และใช้ high dose grid resolution

หลังจากเริ่มทำการวางแผนการรักษาในแต่ละ TPS แล้ว จะทำการหยุด optimization เมื่อแผนการรักษาเป็นไปตามเกณฑ์ที่ใช้ในการประเมินของการศึกษานี้คือปริมาณรังสี 30 Gy ใน 5 ครั้งครอบคลุม PTV โดยที่ปริมาณรังสีของเส้นประสาทไขสันหลังในทุกแผนการรักษาจะต้องผ่านตามเกณฑ์ที่กำหนดและปริมาตรของ PTV อย่างน้อย 95% จะต้องได้รับปริมาณรังสี 30 Gy (PTV V30Gy ≥ 95%) ในบางกรณีที่ไม่ทำการวางแผนแล้ว แต่ปริมาณรังสีของเส้นประสาทไขสันหลังไม่เป็นไปตามเกณฑ์ จึงสามารถลด PTV V30Gy โดยจะต้องไม่ต่ำกว่า 90% สำหรับการกำหนดปริมาณรังสีและปริมาตรของอวัยวะข้างเคียงอ้างอิงตาม Timmerman R^[15] ดังแสดงในตารางที่ 1

4. การประเมินปริมาณรังสีที่ได้รับ (Dosimetric Evaluation)

แผนการรักษาจะได้รับการเปรียบเทียบการกระจายของปริมาณรังสี (dose distribution) และ dose-volume histogram (DVH) โดยใช้ MIM® ซึ่งเป็นซอฟต์แวร์กลางในการเปรียบเทียบปริมาณรังสี เพื่อลดโอกาสที่จะเกิดความแตกต่างของการแสดงค่าปริมาณรังสีในแต่ละ TPS

ตารางที่ 1 การกำหนดปริมาณรังสีที่อวัยวะสำคัญใกล้เคียงได้รับสำหรับการวางแผนการรักษา spinal SBRT ในจำนวน 5 ครั้ง

Serial organs	Volume (cc)	Volume dose max (Gy)	Max point dose (Gy)
เส้นประสาทไขสันหลัง (spinal cord)	<0.35	22	28*
เส้นประสาทหางม้า (cauda equina)	<5	30	31.5*
หลอดอาหาร (esophagus)	<5	32.5	38*
หัวใจ (heart)	<15	32	38*
หลอดลม (trachea)	<5	45	50*
ลำไส้เล็กส่วนต้น (duodenum)	<5	26.5	35*
ลำไส้เล็ก (small bowel)	<30	24	34.5*

Parallel organs	Critical volume (cc)	Critical volume max (Gy)	
ปอดทั้งด้านซ้ายและด้านขวา (bilateral lungs)	950	12.5	V13.5 Gy < 37%
ตับ (liver)	700	21.5	-
ไตทั้งด้านซ้ายและด้านขวา (bilateral kidney)	200	17.5	-

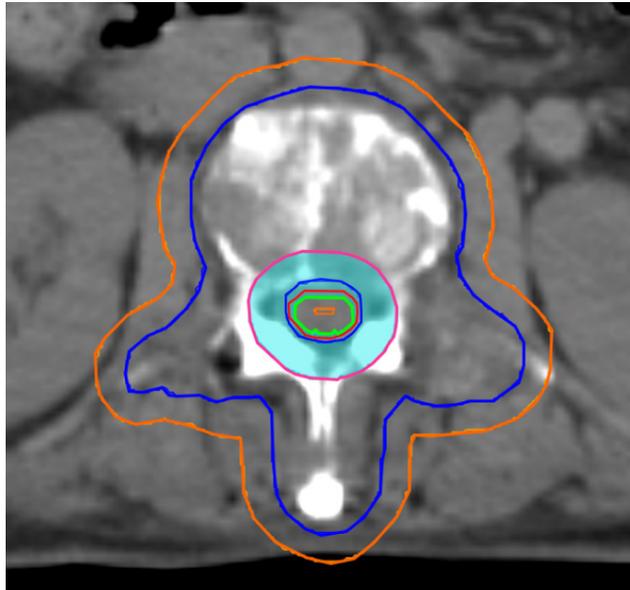
* กำหนดปริมาตรที่ ≤ 0.035 ซีซี

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์หลักในการการประเมินดัชนีการลดลงของปริมาณรังสีจาก 30 Gy สู่ 22 Gy จาก PTV ถึงพื้นผิวของเส้นประสาทไขสันหลัง (dose gradient) โดยสร้างปริมาตรซ้อนทับ (volume intersection: V_{inter}) ระหว่างปริมาตรจากการขยายขอบเขตของ PTV ขนาด 7 มิลลิเมตรโดยรอบกับการขยายขอบเขตโดยรอบของเส้นประสาทไขสันหลัง 5 มิลลิเมตร โดยไม่รวมกับปริมาตรที่ระยะ 1 มิลลิเมตรภายในเส้นประสาทไขสันหลัง แสดงในภาพที่ 1 และคำนวณจากสมการที่ 1

$$\text{Dose gradient } (V_{inter}) = V_{inter 22 Gy} \sqrt{V_{inter 30 Gy}}$$

สมการที่ 1

$V_{inter 22 Gy}$ คือปริมาตรซ้อนทับที่ได้รับปริมาณรังสี 22 Gy ซึ่งเป็นปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลังสามารถรับได้ตามเกณฑ์และ $V_{inter 30 Gy}$ คือปริมาตรซ้อนทับที่ได้รับปริมาณรังสี 30 Gy ซึ่งเป็นปริมาณรังสีที่กำหนดของ PTV โดยค่า V_{inter} ที่น้อย แสดงถึงอัตราการลดลงของปริมาณรังสีจาก PTV สู่เส้นประสาทไขสันหลังได้อย่างรวดเร็วมากกว่า



ภาพที่ 1 เส้นสีน้ำเงินคือ PTV, เส้นสีแดงคือ เส้นประสาทไขสันหลัง, เส้นสีส้มคือ PTV ขยายขอบเขตขนาด 7 มิลลิเมตร, เส้นสีชมพูคือ เส้นประสาทไขสันหลังขยายขอบเขตขนาด 5 มิลลิเมตร, สีเขียวคือ เส้นประสาทไขสันหลังที่ลดขนาด 1 มิลลิเมตรเข้ามาด้านใน และสีฟ้าคือ V_{inter} จากการซ้อนทับของการขยายขอบเขต PTV ขนาด 7 มิลลิเมตร และการขยายขอบเขตของเส้นประสาทไขสันหลังขนาด 5 มิลลิเมตร แต่ไม่รวมกับปริมาตรที่ระยะ 1 มิลลิเมตรภายในเส้นประสาทไขสันหลัง

ดัชนีเชิงรังสีคณิตที่ใช้ในการประเมินแผนการรักษา ได้แก่ ค่าดัชนีความเข้ารูป (inverse paddick conformity: IPCI), ค่าดัชนีความลาดชันของปริมาณรังสี (gradient index: GI) และค่าดัชนีความสม่ำเสมอของปริมาณรังสี (homogeneity index: HI) ตามสมการที่ 2-4^[11, 16]

$$IPCI = (TV \times V_{Ri}) / (TV_{Ri}^2)$$
สมการที่ 2
 TV คือปริมาตรของเป้าหมาย, V_{Ri} คือ ปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสี 100% และ TV_{Ri} คือปริมาตรของเป้าหมายที่ได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนด (ค่า IPCI ไม่เกิน 1.2 ซึ่งเป็นเกณฑ์ที่ยอมรับได้ของสาขาวิชารังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช)

$$GI = V_{50\% D_p} / V_p$$
สมการที่ 3
 $V_{50\% D_p}$ คือปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสี 50% ของปริมาณรังสีที่กำหนด และ V_p คือปริมาตรที่ได้รับปริมาณรังสีตามที่กำหนด (ค่า GI ไม่เกิน 3.5 ซึ่งเป็นเกณฑ์ที่ยอมรับได้ของสาขาวิชารังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช)

$$HI = D_{2\%} - D_{98\%} / D_{50\%}$$
สมการที่ 4
 $D_{2\%}$ คือปริมาณรังสีที่ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย 2%, $D_{98\%}$ คือปริมาณรังสีที่ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย 98% และ $D_{50\%}$ คือปริมาณรังสีที่ครอบคลุมปริมาตรเป้าหมาย 50%

นอกจากนี้ จะทำการเปรียบเทียบปริมาณรังสีที่อวัยวะข้างเคียงได้รับตามตำแหน่งของ PTV โดยตำแหน่ง Cervical spine ได้แก่ กล้ามเนื้อบริเวณคอหอย (constrictor muscles), หลอดอาหาร (esophagus), กล่องเสียง (larynx) และช่องปาก (oral cavity) ตำแหน่ง Thoracic spine ได้แก่ หลอดอาหาร, หัวใจ (heart) และหลอดลม (trachea) และตำแหน่ง Lumbar spine ได้แก่ ไตทั้งด้านซ้ายและขวา (bilateral kidneys), ลำไส้ (bowel) และเส้นประสาทหางม้า (cauda equina) รวมถึงการเปรียบเทียบจำนวน MUs ในแต่ละครั้งที่ฉายและเวลาที่ใช้ในการฉายรังสี (beam-on time) ทั้งนี้การประมาณเวลาที่ใช้ในการฉายรังสีใน Elements จะส่งแผนการรักษาไปสู่ Eclipse เพื่อคำนวณเวลาจากความเร็วในการหมุนของ gantry, dose rate และลักษณะการยับยั้งของ MLC เนื่องจากในปัจจุบัน Elements ยังไม่ได้นำมาใช้จริงที่สาขาวิชารังสีรักษา โรงพยาบาลศิริราช จึงยังไม่สามารถประเมินเวลาที่ใช้ในการฉายรังสีได้โดยตรง

5. สถิติที่ใช้ทดสอบ (Statistical analysis)

วิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติทั้งหมดที่ได้จากการวางแผนการรักษาด้วยโปรแกรม IBM SPSS Statistics รุ่น 29.1.0 (IBM, Chicago, IL) เพื่อเปรียบเทียบปริมาณรังสีจากทั้ง 3 TPSs โดยใช้ Friedman's two-way ANOVA กำหนดระดับความเชื่อมั่นที่ 95% ($p < 0.05$) และรายงานผลที่ได้เป็นค่าเฉลี่ย (mean), ค่าสูงสุด (max) และค่าต่ำสุด (min) นอกจากนี้เปรียบเทียบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างคู่โดยใช้ Pairwise comparison post hoc ร่วมกับ Bonferroni's correction

ผลการศึกษา

ในการศึกษานี้ได้ทำการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยมะเร็งแพร์กระจายไปที่กระดูกสันหลังที่มีรูปร่าง doughnut-shaped จำนวน 5 คน โดยมีขนาดและตำแหน่ง ดังแสดงในตารางที่ 2

ตารางที่ 2 ลักษณะรอยโรคและจำนวนผู้ป่วยมะเร็งแพร์กระจายไปที่กระดูกสันหลัง

รอยโรค	จำนวนผู้ป่วย	ปริมาตรของ PTV (cc): ค่าเฉลี่ย (ค่าต่ำสุด, ค่าสูงสุด)
Doughnut-shaped	5	107.45 (85.80, 134.75)
PTV locations		
- Cervical spine	2 (40%)	111.30 (108.48, 114.11)
- Thoracic spine	2 (40%)	110.28 (85.80, 134.75)
- Lumbar spine	1 (20%)	94.09

เมื่อพิจารณาถึงอัตราการผ่านเกณฑ์ (passing rate) ของพารามิเตอร์ในแต่ละแผนการรักษา พบว่าทุกพารามิเตอร์ของแผนการรักษาทั้ง Elements[®] และ Eclipse[™] เป็นไปตามเกณฑ์ที่ตั้งไว้ ในขณะที่พารามิเตอร์ PTV V30Gy และ IPCI ของแผนการรักษาด้วย Precision[®] ผ่านเกณฑ์เพียง 60% (จำนวน 3 ใน 5 แผน) และ 40% (จำนวน 2 ใน 5 แผน) ตามลำดับ อย่างไรก็ตามยังมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของ passing rate ในทุกพารามิเตอร์ ดังแสดงในตารางที่ 3

การกระจายปริมาณรังสีของแผนการรักษาทั้ง 3 TPSs ดังแสดงในภาพที่ 2 เมื่อพิจารณาผลของปริมาณรังสีในแต่ละพารามิเตอร์ที่ใช้ในการประเมินแสดงในตารางที่ 4 ดังนี้

1. การลดลงของปริมาณรังสี Dose gradient (V_{inter})

จากการคำนวณ V_{inter} พบว่า แผนการรักษาของทั้ง Eclipse[™] และ Elements[®] TPS มีแนวโน้มที่มีความสามารถในการลดลงของปริมาณรังสีจาก PTV สู่

ตารางที่ 3 อัตราการผ่านเกณฑ์ของแต่ละพารามิเตอร์ของแผนการรักษา Eclipse[™], Elements[®] และ Precision[®] TPS

พารามิเตอร์	Precision: (ร้อยละ)	Elements: (ร้อยละ)	Eclipse: (ร้อยละ)	Global p-value ^A	p-value ^B (Post hoc with Bonferroni's correction)		
					Precision และ Elements	Precision และ Eclipse	Elements และ Eclipse
PTV V30Gy	60	100	100	0.14	1.00	1.00	1.00
IPCI	40	100	100	0.05	0.46	0.46	1.00
GI	100	100	100	1.00	1.00	1.00	1.00
เส้นประสาท ไขสันหลัง (D0.03cc)	100	100	100	1.00	1.00	1.00	1.00
เส้นประสาท ไขสันหลัง (D0.35cc)	100	100	100	1.00	1.00	1.00	1.00
ปริมาณรังสีของ อวัยวะข้างเคียง	100	100	100	1.00	1.00	1.00	1.00

A คือ Global p-value ที่ได้จากการเปรียบเทียบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของทั้ง 3 TPS ด้วย Friedman's two-way ANOVA ($p < 0.05$)

B คือ แสดง p-value ที่ได้จากการเปรียบเทียบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างคู่ด้วย post hoc with Bonferroni's correction ($p < 0.05$)

คำย่อ: PTV: planning target volume, V30Gy: ปริมาตรที่ได้รับรังสี 30 เกรย์, IPCI: inverse paddick conformity index, GI: gradient index, Dxx cc: ปริมาณรังสีที่ปริมาตร xx cc ได้รับ

ตารางที่ 4 ค่าปริมาณรังสีของแต่ละพารามิเตอร์ในการวางแผนการรักษาด้วย Eclipse™, Elements® และ Precision® TPS

พารามิเตอร์	Precision: ค่าเฉลี่ย (ต่ำสุด,สูงสุด)	Elements: ค่าเฉลี่ย (ต่ำสุด,สูงสุด)	Eclipse: ค่าเฉลี่ย (ต่ำ สุด,สูงสุด)	Global p-value ^A	ผลต่างค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์ (ช่วงความเชื่อมั่นที่ 95%) ^B [p-value] ^C		
					Precision - Elements	Precision - Eclipse	Elements - Eclipse
Dose gradient (Vinter)	1.78 (1.63, 1.90)	1.38 (1.32, 1.44)	1.33 (1.30, 1.36)	0.007	0.40 (0.25 to 0.56) [0.342]	0.45 (0.33 to 0.57) [0.005]	0.05 (-0.01 to 0.11) [0.342]
PTV V30Gy (%)	94.75 (93.67, 95.99)	95.52 (95.11, 96.35)	97.93 (97.59, 98.78)	0.015	-0.76 (-2.05 to 0.52) [1.000]	-3.18 (-4.06 to -2.31) [0.013]	-2.42 (-3.27 to -1.56) [0.173]
IPCI	1.24 (1.19, 1.35)	1.15 (1.09, 1.19)	1.07 (1.06, 1.09)	0.007	0.09 (0.03 to 0.16) [0.342]	0.17 (0.11 to 0.23) [0.005]	0.07 (0.03 to 0.11) [0.342]
GI	2.99 (2.82, 3.13)	2.73 (2.61, 2.90)	2.99 (2.88, 3.14)	0.022	0.25 (0.11 to 0.40) [0.081]	0.00 (-0.07 to 0.08) [1.000]	-0.25 (-0.42 to -0.08) [0.034]
HI	0.32 (0.28, 0.35)	0.26 (0.23, 0.28)	0.15 (0.14, 0.18)	0.007	0.06 (0.03 to 0.09) [0.342]	0.17 (0.12 to 0.22) [0.005]	0.11 (0.07 to 0.16) [0.342]
เส้นประสาทไขสันหลัง D0.03cc (Gy)	23.94 (23.51, 24.43)	23.44 (21.70, 25.09)	24.51 (24.28, 24.86)	0.549	0.50 (-1.42 to 2.42) [1.000]	-0.57 (-1.25 to 0.12) [1.000]	-1.07 (-3.02 to 0.89) [1.000]
เส้นประสาทไขสันหลัง D0.35cc (Gy)	21.59 (20.78, 21.96)	20.06 (19.25, 21.14)	21.62 (21.43, 21.69)	0.022	1.54 (0.90 to 2.17) [0.034]	-0.03 (-0.68 to 0.63) [1.000]	-1.56 (-2.57 to -0.56) [0.081]
จำนวน MUs (MU)	7443.91 (5844.62, 9466.80)	2266.80 (1976.00, 2554.00)	3978.34 (3674.40, 4746.30)	0.007	5177.11 (3167.09 to 7187.12) [0.005]	3465.57 (1226.62 to 5704.52) [0.342]	-1711.54 (-2074.34 to -1348.74) [0.342]
เวลาในการฉายรังสี (นาที)	26.00 (23.00, 30.00)	2.95 (2.91 to 2.97)	3.33 (3.13, 3.77)	0.007	23.05 (19.45 to 26.65) [0.005]	22.67 (18.84 to 26.49) [0.342]	-0.38 (-0.69, -0.08) [0.342]

A คือ Global p-value ที่ได้จากการเปรียบเทียบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของทั้ง 3 TPS ด้วย Friedman's two-way ANOVA ($p < 0.05$)

B คือ ผลต่างค่าเฉลี่ยสัมบูรณ์และช่วงความเชื่อมั่น 95% จากการใช้ repeated measures ANOVA

C คือ แสดง p-value ที่ได้จากการเปรียบเทียบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างคู่ด้วย post hoc with Bonferroni's correction ($p < 0.05$)

คำย่อ: PTV: planning target volume, V30Gy: ปริมาตรที่ได้รับรังสี 30 เกรย์, IPCI: inverse paddick conformitiy index, GI: gradient index, D_{xxxcc}: ปริมาณรังสีที่ปริมาตร xx cc ได้รับ, HI: homogeneity index, MU: monitor unit

พื้นผิวของเส้นประสาทไขสันหลังได้รวดเร็วกว่าแผนการรักษา Precision[®] TPS ($V_{inter} = 1.33, 1.38,$ และ 1.78 ตามลำดับ) และพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง Eclipse[™] กับ Precision[®] ($p = 0.005$)

2. ปริมาณรังสีที่ครอบคลุม PTV และการประเมินแผนการรักษา

สำหรับ PTV V30Gy พบว่า แผนการรักษาของทั้ง Eclipse[™] และ Elements[®] TPS เป็นไปตามเกณฑ์ที่กำหนด ($PTV V30Gy \geq 95\%$) ในขณะที่ 2 ใน 5 แผนการรักษาด้วย Precision[®] TPS น้อยกว่าเกณฑ์ แต่ยังคงอยู่ในช่วงที่ยอมรับได้ โดยพบความแตกต่างอย่างมีความแตกต่างนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง Eclipse[™] และ Precision[®] TPS ($p = 0.013$)

เมื่อพิจารณาถึงดัชนีเชิงรังสีคณิต พบว่า dose conformity ภายใน PTV ของ Eclipse[™] TPS ดีที่สุด และพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับระหว่าง Eclipse[™] กับ Precision[®] ($p = 0.005$) ในขณะที่แผนการรักษาของ Elements[®] TPS แสดง dose fall-off จากเป้าหมายดีที่สุดในเมื่อเทียบกับ Eclipse[™] และ Precision[®] TPS ($GI = 2.73, 2.99,$ และ 2.99 ตามลำดับ) และมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง Elements[®] กับ Eclipse[™] TPS ($p = 0.034$) นอกจากนี้ แผนการรักษาของ Eclipse มีความสม่ำเสมอของปริมาณรังสีภายในก้อน PTV มากกว่า Elements[®] และ Precision[®] TPS ($HI = 0.15, 0.26$ และ 0.32 ตามลำดับ) โดยพบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง Eclipse และ Precision[®] TPS ($p = 0.005$)

3. ปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลังและอวัยวะข้างเคียงอื่น ๆ

เมื่อพิจารณาถึงปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลังหลังได้รับทั้ง $D_{0.03cc}$ และ $D_{0.35cc}$ พบว่าแผนการรักษาของ

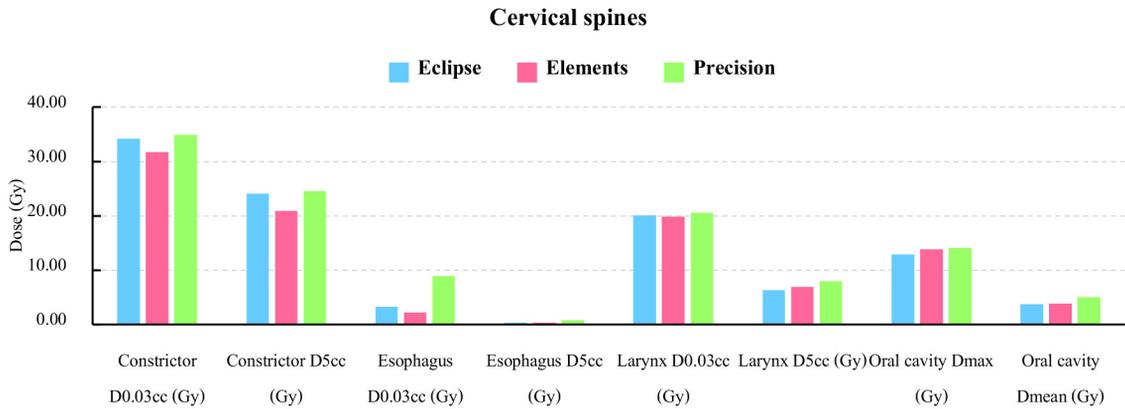
Elements[®] TPS มีแนวโน้มน้อยที่สุด และมีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับ Precision[®] สำหรับพารามิเตอร์ $D_{0.35cc}$ ในขณะที่เมื่อพิจารณาปริมาณรังสีของอวัยวะข้างเคียงได้รับ พบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของทั้ง 3 TPSs ในทุกตำแหน่ง ดังแสดงในภาพที่ 2-4

4. จำนวน MUs และเวลาในการรักษา

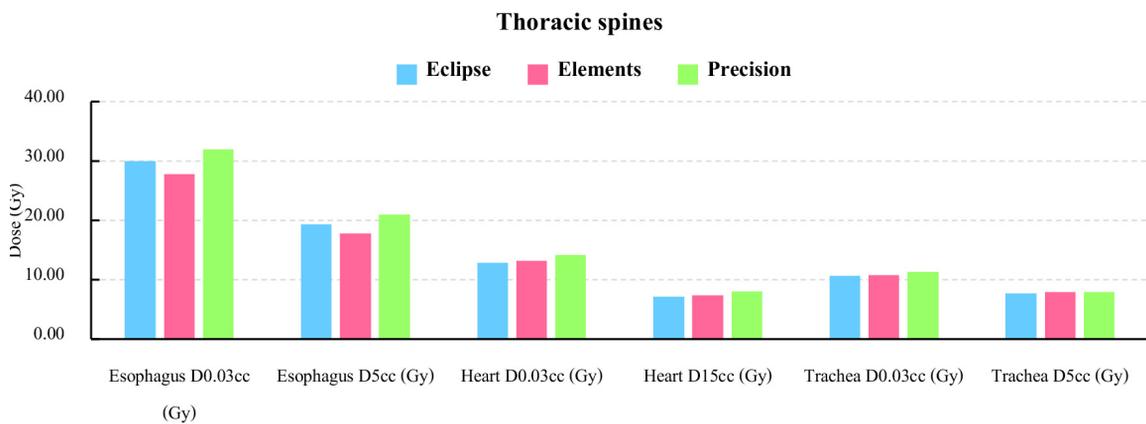
สำหรับปริมาณ MUs ของ Elements[®] น้อยที่สุด และน้อยกว่า Precision[®] ถึง 3 เท่า พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง Elements[®] และ Precision[®] ($p = 0.005$) ในขณะที่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง Eclipse[™] และ Precision[®] และ Eclipse[™] และ Elements[®] ($p = 0.342$) ส่วนเวลาในการรักษาพบว่า Elements[®] ใช้เวลาน้อยที่สุด โดยน้อยกว่า Precision[®] ถึง 8 เท่า พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง Elements[®] และ Precision[®] ($p = 0.005$) ในขณะที่ไม่พบความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่าง Eclipse[™] และ Precision[®] และ Eclipse[™] และ Elements[®] ($p = 0.342$)

บทวิจารณ์

การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาเปรียบเทียบแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ด้วย Eclipse[™] และ Elements[®] TPS และการวางแผนการรักษาด้วย CyberKnife[®] ที่ใช้ Precision[®] TPS ในผู้ป่วยที่มีโรคมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังที่มีรูปร่างแบบ doughnut-shaped ซึ่งเป็นรูปร่างที่มีความซับซ้อนสำหรับการวางแผน เพื่อประเมินประสิทธิภาพของการวางแผนที่ทำให้ปริมาณรังสีจาก PTV ลดลงอย่างรวดเร็วไปยังพื้นผิวพื้นของเส้นประสาทไขสันหลัง โดยยังคงความสามารถที่ปริมาณรังสียังครอบคลุม PTV ด้วยการใช้อุปกรณ์ V_{inter} ซึ่งเป็นพารามิเตอร์ที่สร้างขึ้นใหม่

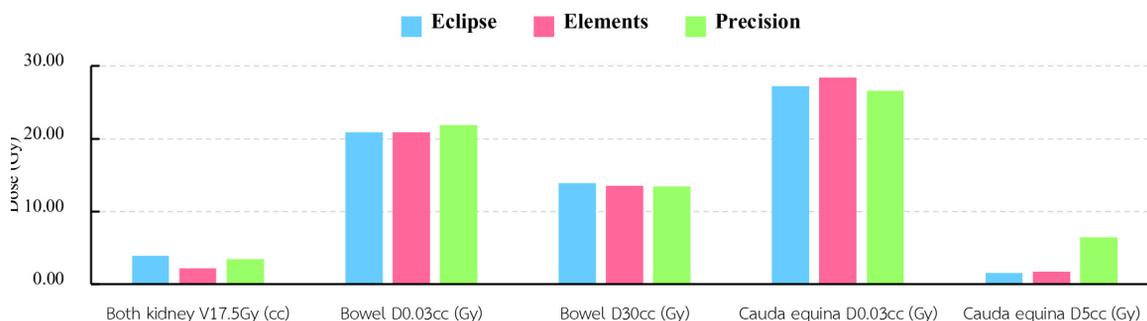


ภาพที่ 2 ปริมาณรังสีของอวัยวะใกล้เคียงในตำแหน่ง Cervical spines ด้วยแผนการรักษาของ Eclipse™, Elements®, และ Precision® TPS



ภาพที่ 3 ปริมาณรังสีของอวัยวะใกล้เคียงในตำแหน่ง Thoracic spines ด้วยแผนการรักษาของ Eclipse™, Elements®, และ Precision® TPS

Lumbar spines



ภาพที่ 4 ปริมาณรังสีของอวัยวะใกล้เคียงในตำแหน่ง Lumbar spine ด้วยแผนการรักษาของ Eclipse™, Elements®, และ Precision® TPS

และยังไม่เคยมีการรายงานในประเด็นนี้มาก่อน เนื่องจากดัชนีเรื่องการลดลงของปริมาณรังสีจะเป็นการประเมินของปริมาณรังสีที่กระจายตัวในทุกทิศทาง ไม่ได้จำเพาะเจาะจงในตำแหน่งที่สนใจคือตำแหน่งของเส้นประสาทไขสันหลังที่ต่อยึดติดกัน การศึกษานี้ยังเปรียบเทียบดัชนีเชิงรังสีคณิต รวมถึงปริมาณ fraction MUs และเวลาที่ใช้ในการฉายรังสี

ผลการศึกษาพบว่าการวางแผนของทุก TPSs ได้รับปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลังอยู่ในเกณฑ์ที่กำหนด โดยที่ปริมาณรังสีที่ครอบคลุม PTV อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ และไม่มี ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ไปยังอวัยวะข้างเคียงอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

จากการวิเคราะห์ V_{inter} ไม่พบความแตกต่างระหว่างแผนการรักษาของ Eclipse™ และ Elements® TPS อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ ในขณะที่ Precision® TPS มีความสามารถในการลดลงของปริมาณรังสีบริเวณเส้นประสาทไขสันหลังได้ต่ำกว่า TPSs อื่น ทั้งนี้ อาจจะเป็นผลมาจากข้อจำกัดในการศึกษานี้ที่ผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหงาย ทำให้มีลำรังสีเข้าได้เฉพาะทางด้านหน้าและ

ด้านข้าง แต่ไม่สามารถเข้าลำรังสีทางด้านหลัง มีการศึกษาของ Saenz และคณะ^[10] ได้ทำการเปรียบเทียบการลดลงของปริมาณรังสีในรูปแบบของระยะทาง (distance) จากเส้นปริมาณรังสี 100% สู่อันปริมาณรังสี 50% ของรอยโรคเป็นแบบที่อยู่ด้านหน้า (vertebral body) และด้านข้าง (transverse process) โดยประเมินที่ตำแหน่งเดียวของเส้นประสาทไขสันหลัง (isocenter) ระหว่าง Monaco®, Pinnacle3 และ Elements® TPS พบว่า Elements® TPS มีการลดลงของปริมาณรังสีได้ดีที่สุด ซึ่งต่างจากการศึกษานี้ที่ทำการประเมินปริมาณรังสีโดยใช้ปริมาตร ทำให้มีความละเอียดครบถ้วนมากกว่า

เช่นเดียวกันกับ PTV V30Gy ของแผนการรักษา Precision® TPS ในการศึกษานี้ที่การครอบคลุมรอยโรคน้อยกว่าแผนการรักษาด้วย TPSs อื่น เนื่องจากมีข้อจำกัดเรื่องทิศทางการเข้าลำรังสีทางด้านหลังของเครื่อง CyberKnife® ดังที่กล่าวมาแล้งข้างต้น ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Jones และคณะ^[17] ที่เปรียบเทียบระหว่างแผนการรักษาของ Elements® และ Precision® TPS ในรูปแบบ doughnut-shaped พบว่าปริมาณรังสีที่

ครอบคลุม PTV ของ Elements[®] ดีกว่าและสามารถลดปริมาณรังสีไปยังเส้นประสาทไขสันหลังได้มากกว่า นอกจากนี้ InCise[™] MLC ของเครื่อง CyberKnife[®] มีขนาด 3.85 มิลลิเมตรซึ่งใหญ่กว่า HD-MLCs ของเครื่อง LINAC ที่มีขนาด 2.5 มิลลิเมตร จึงอาจทำให้มีโอกาสในการกำบังปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลังทำได้ยาก ในขณะที่ยังคงให้ PTV ได้รับปริมาณรังสีครอบคลุมตามที่ต้องการ

สำหรับ dose conformity ของแผนการรักษา Eclipse[™] และ Elements[®] TPS เป็นไปตามเกณฑ์ที่ใช้ในการประเมินและสอดคล้องกับการศึกษาก่อนหน้านี้ (ค่า IPCI อยู่ในช่วง 1.2 – 1.3)^[10, 11] ในขณะที่แผนการรักษาของ Precision[®] มีเพียงจำนวน 2 ใน 5 แผนการรักษาที่เป็นไปตามเกณฑ์ เป็นผลมาจากที่กล่าวมาแล้วข้างต้น และการเลือกใช้ collimator ก็ส่งผลกระทบต่อประสิทธิภาพของแผนการรักษา ในการศึกษาของ Kim และคณะ^[18] พบว่าแผนการรักษาของ CyberKnife[®] ที่ใช้ InCise[™] MLC (รุ่นแรก ขนาด 2.5 มิลลิเมตร) ได้รับ dose conformity ที่ใกล้เคียงกันเมื่อใช้ fixed collimator (ค่ามัธยฐาน IPCI = 1.27 และ 1.28) แต่มี dose fall-off ที่ดีกว่าในรอยโรคที่มีความซับซ้อนและขนาดใหญ่ (ค่ามัธยฐาน GI = 3.04 และ 3.87 ตามลำดับ) รวมถึงการใช้ InCise[™] MLC สามารถลดเวลาในการฉายรังสีได้ เมื่อเทียบการใช้ fixed collimators

เมื่อพิจารณาถึงการลดลงของปริมาณรังสีโดยรอบ จากค่า GI ถึงแม้ว่าแผนการรักษาของ Elements[®] TPS ของการศึกษานี้ได้รับ dose-fall off เร็วที่สุด แต่แผนการรักษาทั้ง 3 TPSs นั้นอยู่ในเกณฑ์ที่ดีอยู่แล้ว และเมื่อเปรียบเทียบค่า GI ของทั้ง 3 TPSs ในการศึกษานี้กับการศึกษาอื่น พบว่าค่า GI ที่ได้มีแนวโน้มที่น้อยกว่าการศึกษาอื่นซึ่งมีค่า GI อยู่ระหว่าง 3.49 - 5.20^[2, 3, 10, 11] อาจเป็นผลเนื่องจากการใช้ ring structure ในการ

optimization เพื่อควบคุมทั้ง dose conformity และการกระจายปริมาณรังสี (low dose) โดยรอบ

แผนการรักษาของ Precision[®] และ Elements[®] TPS มีแนวโน้มมีความไม่สม่ำเสมอของปริมาณรังสี (dose heterogeneity) ภายใน PTV สูงกว่าแผนการรักษาของ Eclipse[™] TPS โดยใน Precision[®] TPS อาจเป็นผลเนื่องจากทิศทางของการเข้าลำรังสีของเครื่อง CyberKnife[®] เป็น non-coplanar จึงเกิดการซ้อนทับของลำรังสีจากทิศทางต่าง ๆ ทำให้เกิดปริมาณรังสีสูง (hot spot) ภายในก้อนเป้าหมายได้^[8] นอกจากนี้อาจเป็นผลเนื่องจากความสามารถในการคำนวณปริมาณรังสีที่ผลเป็นจริง โดยเฉพาะบริเวณที่มีความแตกต่างของความหนาแน่นของเนื้อเยื่อใน MC algorithm^[3, 11] ซึ่งสอดคล้องกับการศึกษาของ Deshazer และคณะ^[11] พบว่าปริมาณรังสีสูงสุด (Dmax) ภายในก้อนมะเร็งและค่า HI สูงกว่าด้วยการใช้ MC algorithm ของ Elements[®] TPS ทั้งในการ optimization และใช้ในการคำนวณปริมาณรังสีในขั้นสุดท้าย (final dose calculation) เมื่อเปรียบเทียบกับ Eclipse[™] TPS ที่ใช้ Acuros algorithm ในการคำนวณ ถึงแม้จะมีการศึกษาที่แสดงว่า Acuros XB algorithm มีความสามารถในการคำนวณปริมาณรังสีบริเวณที่มีความแตกต่างของความหนาแน่นเนื้อเยื่อใกล้เคียงกับ MC algorithm^[19, 20] นอกจากนี้ความไม่สม่ำเสมอของปริมาณรังสีในการศึกษานี้ อาจเป็นผลมาจากที่ไม่ได้จำกัดปริมาณรังสีสูงสุดในการวางแผนและการประเมิน

ปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลังได้รับทั้งปริมาณรังสีสูงสุด ($D_{0.03cc}$) และปริมาณรังสีที่ปริมาตร 0.35 ซีซี ($D_{0.35cc}$) ของ Elements[®] TPS น้อยที่สุด ซึ่งความสอดคล้องกับค่า GI ที่น้อยและมีแนวโน้มไปในทิศทางเดียวกันกับผลการศึกษาก่อนหน้านี้^[2, 3, 10, 11] ซึ่งอาจเป็นผลจากอัลกอริทึมในการคำนวณของ Elements[®] ซึ่งสามารถกำหนดอวัยวะสำคัญที่ต้องการหลีกเลี่ยงปริมาณรังสีใน template และเพื่อให้ dose

fall-off อย่างรวดเร็วจากก่อนมะเร็งสู่อวัยวะสำคัญนั้น โดยเฉพาะเส้นประสาทไขสันหลัง^[2] ส่วนปริมาณรังสีที่อวัยวะข้างเคียงได้รับไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติของทั้ง 3 TPSs

นอกจากนี้แผนการรักษาของ Elements[®] TPS แสดงปริมาณ MUs และเวลาที่ใช้ในการฉายรังสีน้อยกว่า Precision[®] ถึง 3.3 เท่าและ 8.8 เท่าตามลำดับ ซึ่งอาจส่งผลดีต่อผู้ป่วยมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังที่อาจจะมีอาการปวดและไม่สามารถนอนนิ่งได้นานสำหรับปัจจัยที่ส่งผลให้ระยะเวลาการฉายรังสีของ Precision[®] สูงกว่า เนื่องจากการเคลื่อนที่ของ robotic arm ของเครื่อง CyberKnife[®], จำนวน node และจำนวนของลำรังสี รวมถึงปริมาตรและความโค้งเว้าของเป้าหมาย^[21] อย่างไรก็ตามในการศึกษานี้อาจมีความคลาดเคลื่อนของเวลาที่ใช้ในการฉายรังสีของ Elements[®] ได้บ้างเล็กน้อย เนื่องจากจะต้องทำการส่งแผนการรักษาไปคำนวณเวลาใน Eclipse[™]

การศึกษานี้มีข้อเด่นคือทำการเปรียบเทียบการวางแผนการรักษาพร้อมกันทั้ง 3 TPSs โดยใช้พารามิเตอร์ V_{inter} ที่สร้างขึ้นมาอย่างจำเพาะเจาะจงสำหรับประเมินปริมาณรังสีในปริมาตรที่สนใจ เพื่อประเมินความสามารถของแต่ละ TPSs เป็นปริมาตร (volume-dose) ไม่ใช่เพียงแค่จุดเดียว (point dose) และเป็นพารามิเตอร์ที่ดีกว่าการใช้เพียงค่า GI ที่อาจจะไม่ได้บอกทิศทางการกระจายตัวของ low dose เนื่องจาก Vinter จะพิจารณาเฉพาะตำแหน่งที่อยู่ระหว่างรอยโรคแบบ doughnut-shaped ที่มีความซับซ้อนที่สุดในการวางแผนการรักษาสำหรับมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลัง ทำให้สามารถเห็นข้อดีข้อด้อยในการเลือกเครื่องมือและ TPSs ให้เหมาะสมกับผู้ป่วยได้มากที่สุด

อย่างไรก็ตามการศึกษานี้ อาจจะมีข้อจำกัดที่ทำให้การวางแผนในบาง TPS คือ Precision[®] ของเครื่อง CyberKnife[®] เป็นไปได้ยากขึ้นคือผู้ป่วยอยู่ในท่า

นอนหงายทำให้การเข้าลำรังสีมีข้อจำกัด โดยเฉพาะในกรณีนี้ที่ลักษณะรูปร่างของรอยโรคที่มีความซับซ้อน รวมไปถึงการเลือกใช้และขนาดของ MLCs ที่ทำให้การวางแผนไม่ได้ผลที่ดีเทียบเคียงกับ TPSs อื่น โดยอาจจะมีความเป็นไปได้ในการเลือกใช้ fixed cone หรือ Iris[™] collimator แทนการใช้ InCise[™] MLC เพื่อทำให้การวางแผนมีความละเอียดมากขึ้น แต่อาจจะต้องใช้เวลาในการรักษาที่นานขึ้น รวมไปถึงปริมาณ MUs ที่เพิ่มขึ้น

นอกจากนี้ในการศึกษานี้การวางแผนด้วย Elements[®] TPS ไม่ได้ใช้วิธีการ arc duplication แต่ใช้การสร้าง ring structures โดยรอบที่ผู้วิจัยต้องการให้ มีวิธีการเหมือนกับการวางแผนด้วย Eclipse[™] และ Precision[®] TPS ซึ่งอาจจะทำให้มีผลต่อ V_{inter} ที่ไม่ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุดเหมือนกับผลของค่า GI และปริมาณรังสีที่เส้นประสาทไขสันหลังของ Elements ทำได้ที่ดีที่สุด ทั้งนี้การวางแผนด้วยวิธีการ arc duplication ด้วย Elements[®] TPS ถูกออกแบบมาเพื่อสามารถวางแผนการรักษาให้ได้รับ dose fall-off อย่างรวดเร็วโดยเฉพาะจาก PTV สู่เส้นประสาทไขสันหลังหรืออวัยวะข้างเคียง โดยไม่ต้องสร้าง ring structures โดยรอบเพื่อใช้ในการวางแผนเหมือนใน TPSs อื่น^[10, 11] ซึ่งอาจจะทำให้สามารถวางแผนได้รวดเร็วขึ้น อย่างไรก็ตามในการศึกษานี้ที่ใช้การสร้าง ring structures ในการวางแผนด้วย Elements[®] ก็ยังคงได้รับ dose fall-off ที่รวดเร็วเมื่อเทียบกับแผนการรักษาอื่นโดยที่ไม่ส่งผลกระทบต่อปริมาณรังสีที่ครอบคลุม PTV ตามที่ต้องการ^[2, 3, 10, 11] ซึ่งในการศึกษาถัดไปอาจจะทำการเปรียบเทียบระหว่างการใช้อrc duplication กับการสร้าง ring structures ในการวางแผนได้ รวมไปถึงการศึกษานี้ได้ศึกษาเฉพาะรูปร่างรอยโรคแบบ doughnut-shaped เท่านั้น ไม่สามารถบอกถึงข้อดีและข้อด้อยของการใช้ TPSs หรือเครื่องมือสำหรับรอยโรคแบบอื่น ๆ รวมถึงการฉายรังสีด้วยท่านอนคว่ำที่อาจจะเหมาะสมกับบางลักษณะรอยโรคได้

ข้อสรุป

การวางแผนการรักษาของผู้ป่วยมะเร็งแพร่กระจายไปที่กระดูกสันหลังที่มีลักษณะรูปร่าง doughnut-shaped สำหรับผู้ป่วยที่นอนหงาย พบว่าแผนการรักษาด้วยเทคนิค VMAT ที่ใช้ Eclipse™ และ Elements® TPS มีความสามารถในการลดลงของปริมาณรังสีจาก PTV สู่พื้นผิวของเส้นประสาทไขสันหลัง (V_{inter}) ได้รวดเร็วใกล้เคียงกันและดีกว่า Precision® TPS ของ CyberKnife® นอกจากนี้พบว่า Elements® มีการลดลงของปริมาณรังสีโดยรอบได้รวดเร็วที่สุด และเส้นประสาทไขสันหลังได้รับปริมาณรังสีน้อยที่สุด โดยทั้ง Eclipse™

และ Elements® TPS มีปริมาณ MUs และเวลาที่ใช้ในการฉายรังสีที่น้อยเมื่อเทียบกับแผนการรักษาของ Precision® TPS

กิตติกรรมประกาศ

การศึกษานี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยการสนับสนุนอย่างดียิ่งจากอาจารย์แพทย์รังสีรักษา นักฟิสิกส์การแพทย์ รวมถึงเจ้าหน้าที่ของสาขารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยาคณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล ที่ให้ความช่วยเหลือและให้ความอนุเคราะห์ในการใช้อุปกรณ์ตลอดการทำการศึกษานี้

เอกสารอ้างอิง

1. Wong HCY, Lee SF, Chan AW, Caini S, Hoskin P, Simone CB, 2nd, et al. Stereotactic body radiation therapy versus conventional external beam radiotherapy for spinal metastases: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. Radiother Oncol 2023;189:109914.
2. Dupuis P, Francois M, Baudier T, Sunyach MP, Brahmi T, Ayadi M, et al. Evaluation of a dedicated software for semi-automated VMAT planning of spine Stereotactic Body Radiotherapy (SBRT). Phys Med 2023;109:102578.
3. Trager M, Landers A, Yu Y, Shi W, Liu H. Evaluation of Elements Spine SRS Plan Quality for SRS and SBRT Treatment of Spine Metastases. Front Oncol 2020; 10:346.
4. Paoletti L, Ceccarelli C, Menichelli C, Aristei C, Borghesi S, Tucci E, et al. Special stereotactic radiotherapy techniques: procedures and equipment for treatment simulation and dose delivery. Rep Pract Oncol Radiother 2022;27:1-9.
5. Kilby W, Dooley JR, Kuduvalli G, Sayeh S, Maurer CR, Jr. The CyberKnife Robotic Radiosurgery System in 2010. Technol Cancer Res Treat 2010;9:433-52.

6. Ding C, Saw CB, Timmerman RD. Cyberknife stereotactic radiosurgery and radiation therapy treatment planning system. *Med Dosim* 2018;43:129-40.
7. Yang J, Ma L, Wang XS, Xu WX, Cong XH, Xu SP, et al. Dosimetric evaluation of 4 different treatment modalities for curative-intent stereotactic body radiation therapy for isolated thoracic spinal metastases. *Med Dosim* 2016; 41:105-12.
8. Aljabab S, Vellayappan B, Vandervoort E, Bahm J, Zohr R, Sinclair J, et al. Comparison of four techniques for spine stereotactic body radiotherapy: Dosimetric and efficiency analysis. *J Appl Clin Med Phys* 2018;19:160-7.
9. De Ornelas-Couto M, Bossart E, Ly B, Monterroso MI, Mihaylov I. Radiation therapy for stereotactic body radiation therapy in spine tumors: linac or robotic? *Biomed Phys Eng Express* 2016;2.
10. Saenz DL, Crownover R, Stathakis S, Papanikolaou N. A dosimetric analysis of a spine SBRT specific treatment planning system. *J Appl Clin Med Phys* 2019;20: 154-9.
11. Deshazer G, Narayanasamy G, Bimali M, Galhardo E, Kalantari F, Xia F, et al. A dosimetric comparative analysis of Brainlab elements and Eclipse RapidArc for spine SBRT treatment planning. *Biomed Phys Eng Express* 2022;8:025014.
12. Zeverino M, Marguet M, Zulliger C, Durham A, Jumeau R, Herrera F, et al. Novel inverse planning optimization algorithm for robotic radiosurgery: First clinical implementation and dosimetric evaluation. *Phys Med* 2019;64:230-7.
13. Schuler E, Lo A, Chuang CF, Soltys SG, Pollom EL, Wang L. Clinical impact of the VOLO optimizer on treatment plan quality and clinical treatment efficiency for CyberKnife. *J Appl Clin Med Phys* 2020;21:38-47.
14. Calusi S, Doro R, Di Cataldo V, Cipressi S, Francolini G, Bonucci I, et al. Performance assessment of a new optimization system for robotic SBRT MLC-based plans. *Phys Med* 2020;71:31-8.
15. Timmerman R. A Story of Hypofractionation and the Table on the Wall. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2022;112:4-21.
16. Patel G, Mandal A, Choudhary S, Mishra R, Shende R. Plan evaluation indices: A journey of evolution. *Rep Pract Oncol Radiother* 2020;25:336-44.
17. Jones C, Wells E, Meehan C. PO-1443: Brainlab spine SRS planning and verification, comparison with CyberKnife. *Radiother Oncol* 2020;152.

18. Kim N, Lee H, Kim JS, Baek JG, Lee CG, Chang SK, et al. Clinical outcomes of multileaf collimator-based CyberKnife for spine stereotactic body radiation therapy. *Brit J Radiol* 2017;90:20170523.
19. Yan C, Combine AG, Bednarz G, Lalonde RJ, Hu B, Dickens K, et al. Clinical implementation and evaluation of the Acuros dose calculation algorithm. *J Appl Clin Med Phys* 2017;18:195-209.
20. Seniwal B, Bhatt CP, Fonseca TCF. Comparison of dosimetric accuracy of acuros XB and analytical anisotropic algorithm against Monte Carlo technique. *Biomed Phys Eng Express* 2020;6:015035.
21. Jang SY, Lalonde R, Ozhasoglu C, Burton S, Heron D, Huq MS. Dosimetric comparison between cone/Iris-based and InCise MLC-based CyberKnife plans for single and multiple brain metastases. *J Appl Clin Med Phys* 2016;17:184-99.

Optimal pressure of Continuous Positive Airway Pressure (CPAP)
for reduction mean heart dose in left-sided breast cancer radiotherapy
แรงดันที่เหมาะสมของการรักษาด้วยแรงดันบวกต่อเนื่องทางเดินหายใจ (CPAP)
เพื่อลดปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับในการฉายรังสีรักษามะเร็งเต้านมด้านซ้าย

Sawanya Suwande¹, Jiraporn Setakoranukul¹, Ukrit Choochinprakarn¹, Kullathorn Thephamongkol¹
¹Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol
University

Corresponding author

Sawanya Suwande

¹Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital,
Mahidol University, 2, Wanglang Road, Bangkoknoi, Bangkok 10700
Email: sawanya.suw@mahidol.ac.th

สวรรยา สุวรรณดี¹, จิราพร เสตกรณกุล¹, อุกฤษ ชูชินปราการ¹, กุลธร เทพมงคล¹

¹สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

ผู้พิมพ์ประสานงาน

สวรรยา สุวรรณดี

สาขาวิชารังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล

เลขที่ 2 ถนนวังหลัง แขวงศิริราช เขตบางกอกน้อย กรุงเทพฯ 10700

อีเมล: sawanya.suw@mahidol.ac.th

Submitted: Jul 11, 2024

Revised: Oct 22, 2024

Accepted: Nov 11, 2024

Abstract

Backgrounds: Although deep inspiration breath hold (DIBH) method is beneficial for improving left-sided breast radiotherapy, this technique has limited availability and some patients have poor compliance. Continuous positive airway pressure (CPAP) has been introduced as an alternative to DIBH for reproducing patient anatomy and managing tumor motion. This technique can increase lung volume, thereby displacing the heart from the treatment fields.

Objective: This study aimed to evaluate the relationship between CPAP positive pressure and mean heart dose (MHD) in the DIBH technique. Additionally, we investigated the optimal positive pressure of the CPAP method to reduce heart and lung doses in radiotherapy for left-sided breast cancer patients.

Materials and methods: Left-sided breast cancer patients were trained prior to CT simulation by wearing the CPAP mask and acclimatizing to positive pressure. Automated breast planning in breath hold-CT images was planned. The dosimetric data of MHD, heart V25%, mean left anterior descending artery (LAD), max LAD, CPAP pressure, and left lung volume were collected.

Results: In 23 left-sided breast cancer patients who successfully utilized the CPAP technique, the MHD decreased from 5.28 Gy (free breath, FB) to 3.46 Gy (CPAP). We found that CPAP pressure should not exceed 14 cmH₂O. For patients who were unable to tolerate a deep breath hold with high pressure, our study determined that a CPAP pressure of 12 cmH₂O was sufficient to control the MHD. In addition heart V25, mean LAD, and max LAD were also decreased from 7.25% (FB) to 3.57% (CPAP), 25.27 Gy (FB) to 16.99 Gy (CPAP), and 44.84Gy (FB) to 31.69 Gy (CPAP), respectively.

Conclusion: CPAP is an effective tool for reducing MHD in DIBH patients. CPAP positive pressure values 12 to 14 cmH₂O is a sufficient breathing pressure to use in left-sided breast radiotherapy.

Keywords: continuous positive airway pressure (CPAP), deep inspiration breath hold (DIBH), mean heart dose

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: แม้ว่าวิธีการหายใจเข้าลึกแล้วกลั้นใจหนึ่งจะสามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการฉายรังสีมะเร็งเรื้อรังเต้านมด้านซ้ายก็ตาม วิธีนี้มีใช้แค่ในบางโรงพยาบาลและบางกรณีไม่สามารถทำได้เนื่องจากความเหนื่อยล้าในการกลั้นใจลึกของผู้ป่วยเอง ปัจจุบันจึงมีการประยุกต์นำอุปกรณ์เครื่องอัดอากาศแรงดันบวกมาใช้ในการช่วยให้ผู้ป่วยสามารถหายใจเข้าลึกและกลั้นใจหนึ่งได้ โดยสามารถเพิ่มปริมาตรปอดและดันหัวใจห่างออกไปจากขอบเขตการฉายรังสี

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาประสิทธิผลความสัมพันธ์ของค่าแรงดันบวกกับค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับและศึกษาหาค่าแรงดันบวกที่เหมาะสมในการใช้งานเพื่อลดปริมาณรังสีที่หัวใจและปอดได้รับในผู้ป่วยฉายรังสีมะเร็งเรื้อรังเต้านมด้านซ้าย

วัสดุและวิธีการ: ผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังเต้านมด้านซ้ายทำการจำลองการฉายรังสีโดยวิธีหายใจเข้าลึกแล้วกลั้นใจหนึ่งด้วยเครื่องอัดอากาศแรงดันบวก โดยภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ที่ได้จากการจำลองการรักษาจะนำไปใช้วางแผนการรักษาด้วยโปรแกรมการวางแผนการรักษาแบบอัตโนมัติบริเวณผนังทรวงอก โดยผู้ทดลองจะศึกษาผลการกระจายปริมาณรังสีที่อวัยวะข้างเคียงต่างๆ ได้แก่ ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับ ปริมาตรหัวใจได้รับรังสีปริมาณ 25 เกรย์ ปริมาณรังสีเฉลี่ยและปริมาณรังสีสูงสุดที่หลอดเลือดหัวใจได้รับ ปริมาณแรงดันอากาศ ปริมาตรของหัวใจและปอดด้านซ้าย

ผลการศึกษา: ในผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังเต้านมด้านซ้ายจำนวน 23 รายที่สามารถใช้การเพิ่มความดันเครื่องอัดอากาศแรงดันบวกในการจำลองการรักษา ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับลดลงจากการหายใจปกติ 5.28 เกรย์ เหลือ 3.46 เกรย์ และพบว่าการใช้ค่าแรงดันบวกไม่ควรเกิน 14 เซนติเมตรปรอท ส่วนในผู้ป่วยรายที่ไม่สามารถหายใจเข้าลึกแล้วกลั้นใจหนึ่งด้วยค่าแรงดันบวกที่สูง พบว่าการใช้ค่าแรงดันบวกปริมาณ 12 เซนติเมตรปรอทนั้นเพียงพอต่อการลดปริมาณรังสีที่หัวใจจะได้รับ เทคนิคนี้ยังสามารถลดปริมาตรหัวใจได้รับรังสีปริมาณ 25 เกรย์จาก 7.25 เฟอร์เซ็นต์เหลือ 3.57 เฟอร์เซ็นต์และลดค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หลอดเลือดหัวใจจาก 25.27 เกรย์เหลือ 16.99 เกรย์ และลดค่าปริมาณรังสีสูงสุดที่หลอดเลือดหัวใจจาก 44.84 เกรย์ลดลงเหลือ 31.69 เกรย์

ข้อสรุป: การใช้เครื่องอัดอากาศแรงดันบวกเป็นอีกหนึ่งวิธีที่มีประโยชน์และมีประสิทธิภาพในการรักษาผู้ป่วยมะเร็งเรื้อรังเต้านมด้านซ้ายด้วยวิธีการหายใจเข้าลึกแล้วกลั้นใจหนึ่ง โดยค่าแรงดันอากาศในช่วง 12 ถึง 14 เซนติเมตรปรอทเป็นค่าแรงดันที่เหมาะสม สามารถลดปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจจะได้รับ

คำสำคัญ: เครื่องอัดอากาศแรงดันบวก, การหายใจเข้าลึกแล้วกลั้นใจหนึ่ง, ปริมาณรังสีเฉลี่ยที่หัวใจได้รับ

Introduction

Postoperative radiotherapy in breast cancer patients is an essential treatment to reduce the risk of locoregional recurrences and improve long term survival^[1]. With the benefit of survival improvement, breast radiotherapy become a standard treatment for early-stage breast cancer. However, radiotherapy for left-sided breast cancer with high mean heart dose (MHD) could result in increased mortality and secondary cardiac events. Previous study showed a significant linear increase in the rate of major coronary events with the mean dose to the heart increasing by 7.4% per Gray (Gy)^[2, 3]. Furthermore, RTOG 1005 phase III trial protocol recommended the MHD should be less than 4 Gy with an acceptable dose threshold of less than 5 Gy to minimize cardiac exposure to radiation for whole breast irradiation^[4]. Several studies have developed techniques to improve the dosimetry in left breast radiotherapy. The most common method that has been used is deep inspiration breath hold (DIBH). This method utilizes voluntary breathing which increases the lung volume to separate the heart from the chest wall. DIBH technique has been used in reduce the heart dose and ipsilateral lung without compromising target coverage^[5-7]. Although DIBH method is a helpful technique, some patients, especially elderly or anxiety personality patients, are unable to achieve success with this method. This results in poor compliance and longer treatment time

due to stress during operator which can increase a higher heart dose.

Recently, an alternative technique to reproduce patient anatomy and tumor motion management using continuous positive airway pressure (CPAP) was introduced. The system uses a CPAP accessory to administer positive pressure to airways during breathing entire respiratory cycle. This technique can increase lung volume which leads to pushing the heart out of treatment fields. The CT images show the effects of free breathing (FB) compared to CPAP breath hold (**Figure 1**). Previous study reported that CPAP was significantly decreased dose to critical organs, and reduced toxicity in thorax radiotherapy^[8]. Their study showed that the CPAP method increased lung volume in most patients which led the heart out of the treatment field. Moreover, this method can also decrease tumor motion and reduce margin of planning target volume (PTV). Another pilot study in breast radiotherapy also demonstrated the ability of CPAP to decrease the mean heart volume by 12% and increase the lung volume by 16% compared with patients without CPAP. The MHD also decreased from 3.02 Gy to 1.6 Gy with CPAP^[9]. However, the positive pressure used in CPAP is an individual's maximal tolerable air pressure with an undetermined heart dose at that time.

This study aimed to evaluate the relationship between CPAP positive pressure with MHD in the CPAP-breathing control technique. We also

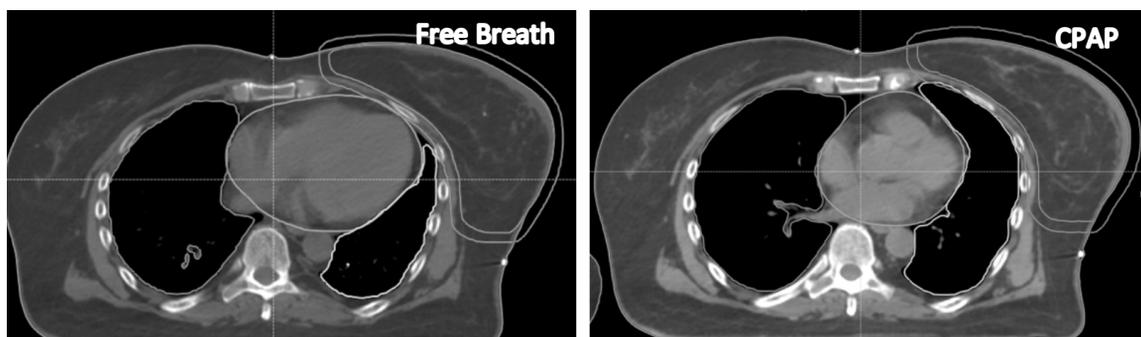


Figure 1 CT images show effect of free breathing compared to CPAP breath hold

investigated the appropriate positive pressure of the CPAP method to reduce heart and lung doses in radiotherapy for left-sided breast cancer patients.

Materials and methods

Patients with left-sided breast cancer who required postoperative radiotherapy from February to November 2021 were enrolled in this study. The study was conducted in Siriraj Hospital, Bangkok, Thailand and ethics approval was obtained by the Siriraj Institutional Review Board.

For the study protocols, all patients were in preparation room to train with CPAP accessory prior to CT simulation by wearing the CPAP mask and acclimatizing to positive pressure. The initial CPAP pressure was started from 4 cmH₂O and gradually increased by 2 cmH₂O for 2 minutes until reaching the target pressure of 10 to 14 cmH₂O with the patient tolerance.

The final CPAP pressure was recorded. The patient then lay down on a breast board in the supine position and underwent CT simulation (Phillips Big Bore RT, Philips Healthcare, Andover, MA, USA) under free breathing (FB) conditions. After that, the patient, wearing a CPAP mask with the pressure gradually increased to 10 to 14 cmH₂O, underwent a CT simulation using the CPAP-breathing control technique. To minimize variations in contouring and treatment planning, automated atlas-based contouring was utilized to delineate the clinical target volume (CTV) for the left breast, with a planning target volume (PTV) expansion of 5 mm. The treatment plan was generated using the automated breast planning function (Raystation, Raysearch laboratory AB, Stockholm, Sweden). Two tangential fields with subfields were employed to improve dose homogeneity and avoid hot spots within the PTV, ensuring that 95% of the

PTV received 95% of the prescribed dose (50 Gy in 25 fractions). The dosimetric data of MHD, heart V25%, mean LAD, max LAD, CPAP positive pressure, left lung V20%, heart and left lung volume on both FB and DIBH plans were collected.

Results

A total of 23 cases, 40-70 years old, were enrolled in this study. Most patients (19 people) could tolerate CPAP pressure up to 14 cmH₂O. Three patients could tolerate CPAP pressure up to 12 cmH₂O and only 1 patient could tolerate pressure with 10 cmH₂O. Patient characteristics are shown in **table 1**.

Table 2 demonstrates the MHD of the patients who succeeded in DIBH with CPAP

method compared to FB technique. Not only MHD was reduced by using high CPAP pressure in DIBH but heart V25, mean LAD, and max LAD were also decreased. The MHD using CPAP pressure 10 cmH₂O (5.28 Gy) was slightly higher than the MHD of the patients with CPAP pressure 12 and 14 cmH₂O, 2.86 (1.89-3.43) Gy and 3.45 (1.1-7.55) Gy, respectively. The maximum MHD difference between CPAP pressure 10 cmH₂O and CPAP pressure 12 cmH₂O and 14 cmH₂O, using the minimum value, were 3.39 Gy and 4.18 Gy respectively. Moreover, heart V25%, mean LAD, and max LAD were also decreased from 7.11% (FB) to 3.57% (CPAP), 25.27 Gy (FB) to 16.99 Gy (CPAP), and 44.84 Gy (FB) to 31.69 Gy (CPAP), respectively.

Table 1. Patient characteristics

Patient characteristics (n=23)	Overall (Range)
Median age (year)	55 (40-70)
Age ≤50 years	6 patients
>50 years	17 patients
Median BMI (kg/m ²)	25 (16-34.08)
Median body weight (kg)	59.9 (42-95)
CPAP pressure (cmH ₂ O)	
14	19 patients (82.6%)
12	3 patients (13%)
10	1 patient (4.4%)

Table 2. The dosimetric results from patients with CPAP method

Parameters	FB (n=23)	All CPAP pressure (n=23)	CPAP pressure 10 cmH ₂ O	CPAP pressure 12 cmH ₂ O (min-max)	CPAP pressure 14 cmH ₂ O (min-max)
MHD (Gy)	5.28	3.46	5.28	2.86 (1.89-3.43)	3.45 (1.1-7.55)
Heart V ₂₅ (%)	7.11	3.57	6.01	2.44 (0.79-3.76)	3.63 (0-11.4)
Mean LAD (Gy)	25.27	16.99	30.74	15.35 (3.84-25.98)	16.53 (2.35-40.33)
Max LAD (Gy)	44.84	31.69	50.4	34.37(8.55-49.07)	30.29(3.72-51.15)
Heart volume (cc)	592.04	560.68	627.84	494.93(459.51-536.15)	567.53(408.59-801.93)
Lung volume (cc)	945.51	1301.05	1282.71	1313.33(1085.07-1575.54)	1300.07(584.4-071.91)
Left lung V ₂₀ (%)	25.29	24.92	27.08	26.66(9.24-38.11)	24.53(5.7-50.1)

We found that the patient tolerance in CPAP pressure should not exceed 14 cmH₂O which was dependent on individual patient tolerance. The difference of CPAP pressure level could lead a difference in all dosimetric parameters, and the

level of CPAP pressure related to the dose overlayed to the heart. From **figure 2**, the CPAP pressure between 12 to 14 cmH₂O was also effective in controlling mean heart dose within 4 Gy.

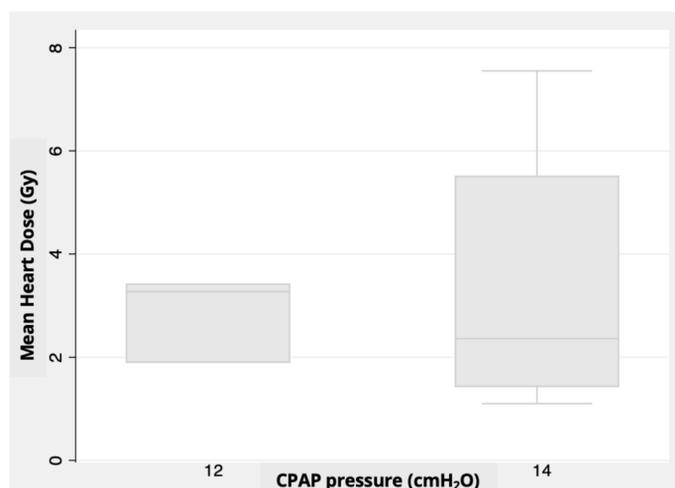


Figure 2 The relation of mean heart dose (Gy) with CPAP pressure 12 and 14 cmH₂O

Discussion

CPAP is a well-known therapeutic modality for sleep apnea as well as reducing the high mortality in children with severe pneumonia^[10]. Nowadays, CPAP has been reported to impact chest anatomy, tumor motion, and heart sparing in radiotherapy. Goldstein et al. showed the potential benefits of CPAP in stereotactic body radiotherapy in lung cancer. Their study demonstrated significant difference in decreasing tumor motion which reduced both lung and heart dose[8]. The results were similar to previous study from Jacobson et al. which showed decreasing tumor motion in lungs as reflected in a mean reduction of PTV. The mean lung dose was reduced by 15%, and heart volume at 5 Gy was reduced by 16%^[11]. Also, Kil et al. reported that CPAP was a practical technique for heart sparing in breast radiotherapy by reducing the absolute MHD 2.8 Gy and 82% dose reduction in V25 of heart^[12]. All patients tolerated CPAP positive pressure with an air pressure of 8 to 15 cmH₂O regardless of patient's age.

CPAP is a method that passively pressurizes the patient's lungs into a certain pressure and then takes a deep breath to separate heart from chest wall by increasing lung volume. Moreover, this method was more reliable, especially in the groups of elderly patients or patients who fail DIBH. Our study demonstrated the ability to decrease the MHD by increasing lung volume using CPAP method. The optimal

CPAP positive pressure level to reduce the MHD to less than 4 Gy could be 12 to 14 cmH₂O. From our results, the MHD between two groups, 12 cmH₂O and 14 cmH₂O, showed a similar result. Not only the MHD, but heart V25, mean LAD and max LAD dose also showed the same outcome. Even though the dosimetric result demonstrated the reduction of MHD between CPAP pressure 10 cmH₂O and 12 to 14 cmH₂O, unfortunately, we could not demonstrate statistical difference because of the limitations of sample size in CPAP pressure 10 cmH₂O. Our CPAP positive pressure level report was similar to Kil et al. in terms of patient tolerance and dosimetric results such as MHD and lung dose^[12]. However, the high-pressure level of CPAP positive pressure should be aware and can be adjusted to individual patients due to patients' tolerance and comfort. From our dosimetric results, we found that the CPAP pressure 12 cmH₂O was suitable for patients' tolerance throughout treatment. Moreover, the capability of this method was able to reduce MHD and increase lung volume which are beneficial to reduce the lung dose.

Conclusion

The use of CPAP application was associated with reducing MHD compared with FB. The CPAP pressure 12 cmH₂O was suitable for patients tolerate throughout treatment. CPAP method could be an effective, simple, and safe option to implement in most left-sided breast cancer radiation.

Acknowledgement

We would like to thank division of Radiation Oncology, department of Radiology, Siriraj hospital, Mahidol university, Bangkok, Thailand.

References

1. Ebcctg, McGale P, Taylor C, Correa C, Cutter D, Duane F, et al. Effect of radiotherapy after mastectomy and axillary surgery on 10-year recurrence and 20-year breast cancer mortality: meta-analysis of individual patient data for 8135 women in 22 randomised trials. *Lancet*. 2014;383:2127-35.
2. Yeboa DN, Evans SB. Contemporary Breast Radiotherapy and Cardiac Toxicity. *Semin Radiat Oncol*. 2016;26:71-8.
3. Darby SC, Ewertz M, McGale P, Bennet AM, Blom-Goldman U, Bronnum D, et al. Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. *N Engl J Med*. 2013;368:987-98.
4. Vicini FA, Winter K, Freedman GM, Arthur D, Hayman JA, Rosenstein B, et al. NRG RTOG 1005: A Phase III Trial of Hypofractionated Whole Breast Irradiation with Concurrent Boost vs. Conventional Whole Breast Irradiation Plus Sequential Boost Following Lumpectomy for High Risk Early-Stage Breast Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2022;114:S1.
5. Lai J, Hu S, Luo Y, Zheng R, Zhu Q, Chen P, et al. Meta-analysis of deep inspiration breath hold (DIBH) versus free breathing (FB) in postoperative radiotherapy for left-side breast cancer. *Breast Cancer*. 2020;27:299-307.
6. Boda-Heggemann J, Knopf AC, Simeonova-Chergou A, Wertz H, Stieler F, Jahnke A, et al. Deep Inspiration Breath Hold-Based Radiation Therapy: A Clinical Review. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2016;94:478-92.
7. Ledsom D, Reilly AJ, Probst H. Assessment of deep inspiration breath hold (DIBH) amplitude and reduction in cardiac dose in left breast cancer patients. *Radiography (Lond)*. 2018;24:98-103.
8. Goldstein JD, Lawrence YR, Appel S, Landau E, Ben-David MA, Rabin T, et al. Continuous Positive Airway Pressure for Motion Management in Stereotactic Body Radiation Therapy to the Lung: A Controlled Pilot Study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2015;93:391-9.

9. Allen AM, Ceder YK, Shochat T, Fenig E, Popovtzer A, Bragilofsky D, et al. CPAP (Continuous Positive Airway Pressure) is an effective and stable solution for heart sparing radiotherapy of left sided breast cancer. *Radiat Oncol.* 2020;15:59.
10. Wilkes C, Subhi R, Graham HR, Duke T, group ARIR. Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) for severe pneumonia in low- and middle-income countries: A systematic review of contextual factors. *J Glob Health.* 2022;12:10012.
11. Jacobson G, Lawrence YR, Appel S, Weiss I, Ben Ayun M, Akiva Ben-David M, et al. Benefits of Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) During Radiation Therapy: A Prospective Trial. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2021;110:1466-72.
12. Kil WJ, Lee JJ, Pham T, Cho IH. Practical Heart Sparing Breast Cancer Radiation Therapy Using Continuous Positive Airway Pressure (CPAP) in Resource-Limited Radiation Oncology Clinics. *Am J Clin Oncol.* 2019;42:797-801.

การหาคุณลักษณะของรังสีเอกซเรย์พลังงานต่ำในระดับกิโลโวลต์จากแหล่งกำเนิด
intraoperative โดยใช้แผ่นฟิล์ม Gafchromic EBT3
The dose characteristics of low kV intraoperative x-ray source using
Gafchromic EBT 3 film

จารึก ก้านเพชร, ธนวัฒน์ ถาวรวงษ์

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

จารึก ก้านเพชร

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

อีเมล: metinee32@gmail.com

Jaruek Kanphet, Tanawat Tawonwong

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

Corresponding author

Jaruek Kanphet

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

Email: metinee32@gmail.com

Submitted: Jul 29, 2024

Revised: Nov 10, 2024

Accepted: Nov 14, 2024

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: เครื่อง INTRABEAM เป็นเครื่องฉายรังสีร่วมกับการผ่าตัด (Intraoperative radiotherapy : IORT) ที่สามารถให้รังสีปริมาณสูงบริเวณเซลล์มะเร็งได้โดยตรง ปริมาณรังสีกระจายออกไปเท่ากันทุกทิศทางในลักษณะทรงกลม

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของปริมาณรังสี และความสามารถในการป้องกันอันตรายจากรังสีของแผ่นตะกั่ว

วัสดุและวิธีการ: แบ่งการทดลองเป็น 4 ขั้นตอน ได้แก่ 1. การสร้าง calibration curve โดยใช้ Gafchromic EBT3 film 2. วัดปริมาณรังสีในแนวลึก (Depth dose) และการกระจายตัวของปริมาณรังสีโดย Gafchromic EBT3 film 3. การตรวจสอบความสามารถของแผ่นตะกั่วในการป้องกันอันตรายจากรังสีบนหุ่นจำลองเต้านม และ 4. การวัดปริมาณรังสีรอบๆ ห้องผ่าตัดขณะปล่อยรังสีโดยใช้ survey meter

ผลการศึกษา แบ่งผลการทดลองเป็น 4 ส่วน 1) calibration curve ที่ได้มีค่า optical density (OD) แปรผันตามปริมาณรังสีเป็นเส้นตรง จากนั้นค่า OD คงที่โดยแสงสีแดงมีความไวต่อรังสีมากที่สุดที่มีความเป็นเส้นตรงถึงประมาณ 250 cGy จึงใช้การอ่านค่าจากแสงสีแดงในการอ่านค่าฟิล์มในทุกการทดลอง 2) ปริมาณรังสีในแนวความลึกมีรูปร่างคล้ายจากโรงงาน โดยพบความแตกต่างบริเวณใกล้ผิว applicator และมีค่าใกล้เคียงที่ 1 เซนติเมตร ขณะที่ การกระจายตัวของปริมาณรังสีจากจุดกึ่งกลางของ applicator cone มีลักษณะต่างๆ กันในทุกระนาบทั้งในแนวแกน X และ แกน Y ซึ่งเป็นลักษณะการกระจายรังสีแบบ isotropy 3) ตะกั่วสามารถดูดกลืนปริมาณรังสีได้สูงถึงร้อยละ 89.4 4) ปริมาณรังสีสูงสุดอยู่บริเวณรอบเครื่อง INTRABEAM โดยสูงสุดที่ 34 mR/hr และปริมาณรังสีลดลงเมื่อระยะทางเพิ่มขึ้น โดยภายนอกห้องและตำแหน่งผู้ปฏิบัติงานปริมาณรังสีเหลือไม่เกิน 1 mR/hr

ข้อสรุป: ค่า depth dose ที่วัดโดยฟิล์ม Gafchromic EBT3 สอดคล้องกับข้อมูล depth dose ที่ได้จากโรงงานผลิต การกระจายตัวของปริมาณรังสีจากขอบของ applicator ออกไปมีลักษณะเป็นการกระจายตัวแบบเท่ากันทุกทิศทางเป็นทรงกลม (isotropy) แผ่นตะกั่วมีประสิทธิภาพในการดูดกลืนปริมาณรังสีสูง สามารถลดปริมาณรังสีรอบบริเวณที่ทำการรักษาผู้ป่วยได้ดี ปริมาณรังสีรอบๆ ห้องมีความปลอดภัยต่อเจ้าหน้าที่ผู้ควบคุมเครื่องที่ทำงาน ในขณะที่ให้ปริมาณรังสีผู้ป่วยทั้งในและนอกห้องผ่าตัด

คำสำคัญ: การฉายรังสีในระหว่างผ่าตัด, แหล่งกำเนิดรังสีเอกเรย์พลังงานระดับกิโลโวลต์, แผ่นตะกั่วป้องกันรังสี, การกระจายตัวของปริมาณรังสีเท่ากันในทุกทิศทางมีลักษณะเป็นทรงกลม

Abstract

Background: The INTRABEAM device is an intraoperative radiotherapy (IORT) system used in conjunction with surgery. It delivers a high radiation dose directly to cancer cells, with the radiation evenly distributed in all directions in a spherical pattern.

Objective: To study the radiation dose distribution characteristics from a 50 kV X-ray source of the INTRABEAM, Intra-Operative radiotherapy (IORT) machine, and the efficiency of radiation absorption of the lead sheet using Gafchromic EBT3 film.

Materials and methods: The experiment is divided into four stages as follows: 1) Creating a calibration curve using Gafchromic EBT3 film. 2) The measured depth dose and the distribution of radiation using Gafchromic EBT3 film. 3) The evaluation of the lead shielding effectiveness on a breast phantom to prevent radiation hazards. 4) The radiation dose measurement around the operating room during radiation delivery using a survey meter.

Results: The results are divided into 4 parts. 1) The calibration curve showed that the optical density (OD) increased linearly with the radiation dose, and then plateaued. The red light spectrum was the most sensitive to radiation, maintaining linearity up to approximately 250 cGy. Therefore, red light was used to read the film in all experiments. 2) The depth dose profile resembled the manufacturer's specifications, with slight deviations near the applicator surface and stabilization at around 1 cm depth. The radiation dose distribution from the applicator cone's center was uniform across all planes along both the X and Y axes, indicating an isotropic radiation pattern. 3) Lead sheets were able to absorb up to 89% of the radiation dose. 4) The highest radiation dose was detected near the INTRABEAM device, with a maximum of 34 mR/hr. The radiation dose decreased with increasing distance, measuring below 1 mR/hr outside the operating room and at the staff positions.

Conclusion: The depth dose measured using Gafchromic EBT3 film is consistent with the depth dose data provided by the manufacturer. The distribution of radiation from the edge of the applicator demonstrates isotropic distribution. The lead sheets have high efficiency in absorbing radiation. The radiation levels around the operating room are within safe limits for personnel operating the device, ensuring safety both inside and outside the operating room during patient treatment.

Keywords: INTRABEAM, Intraoperative irradiation: IORT, Low kV X-Ray source, Lead Sheet Shielding, isotropy

J Thai Assoc Radiat Oncol 2024; 30(2): R30 - R44

หลักการและเหตุผล

การวิเคราะห์ทางพยาธิสภาพทำให้ทราบว่า บริเวณที่มีเซลล์มะเร็งมากที่สุด (มากกว่าร้อยละ 90 ของ microscopic cell ที่เหลือทั้งหมด) อยู่ในบริเวณ 4 เซนติเมตร ถัดออกไปจากขอบของก้อนมะเร็ง (macroscopic tumor)^[1,2] ดังนั้นหลังจากการผ่าตัดมะเร็งเต้านมแบบสงวนเต้า (breast conserving surgery: BSC) นั้น บริเวณที่ตั้งของก้อนมะเร็ง (tumor bed) มีโอกาสเกิดการกำเริบของโรคมะเร็งมากที่สุด การเพิ่มปริมาณรังสีให้กับที่ตั้งของก้อนมะเร็งโดยตรง จึงสามารถลดโอกาสการกำเริบของโรคมะเร็งเต้านมได้อย่างมีนัยสำคัญ^[3] ปัจจุบันการเพิ่มปริมาณรังสีบริเวณที่ตั้งของก้อนมะเร็งจึงเป็นที่นิยมหลังจากฉายรังสีบริเวณทั่วทั้งเต้านม (Whole breast irradiation) นิยมใช้ลำอิเล็กตรอน ปริมาณรังสี 10-16 เกรย์ (2 เกรย์ต่อครั้ง จำนวน 5-8 ครั้ง) หรือการให้รังสีบริเวณที่ตั้งของก้อนมะเร็งภายหลังจากการนำก้อนมะเร็งออกทันที (intraoperative irradiation: IORT) ในระหว่างการผ่าตัดมะเร็งแบบสงวนเต้าโดยการให้รังสีปริมาณสูงเพียงครั้งเดียวไปที่ที่ตั้งของก้อนมะเร็ง^[4,5] ซึ่งมีความแม่นยำมากเนื่องจากสามารถเห็นที่ตั้งของก้อนมะเร็งได้โดยตรง^[6] ระบบ orthovoltage ประกอบด้วย หลอดเอกซเรย์ขนาดเล็กที่มีพลังงานอยู่ในระดับ low kV ที่สามารถปลดปล่อยพลังงานเอกซเรย์เป็นรูปแบบกระจายเป็นทรงกลมเท่ากันในทุกทิศทาง (isotropic) สำหรับวิธีการฉายรังสีแบบ IORT นั้น แพทย์ทำการเลือกสวมปลอกปลายแหล่งกำเนิดรังสีแบบทรงกลม (spheric applicator) ตามขนาดของก้อนมะเร็งที่ผ่าตัดออกไป และสอดเข้าไปแทนที่ก้อนมะเร็งตรงกับที่ตั้งของก้อนมะเร็งที่แพทย์ผ่าตัดเอาก้อนมะเร็งออกไปดังแสดงในภาพที่ 1 (ก) เพื่อให้ขนาดของปริมาณรังสีกระจายตัวออกไปแบบทรงกลมครอบคลุมบริเวณที่มี microscopic cell ที่อยู่รอบๆ ก้อนมะเร็งและเมื่อพ้นจากบริเวณดังกล่าวแล้วปริมาณรังสีจะลดลงอย่างรวดเร็ว (rapid fall off) เพื่อลดปริมาณรังสี

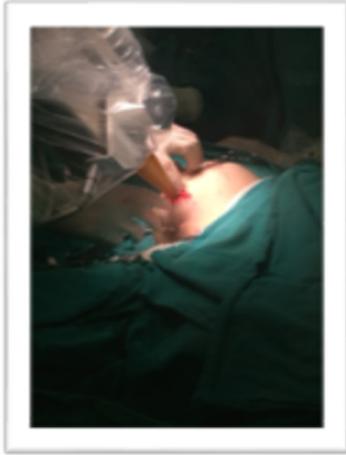
ของเนื้อเยื่อปกติที่ผู้ป่วยจะได้รับ^[7-11] จากนั้นแพทย์ใช้แผ่นผ้าตะกั่วปิดทับบนผิวผู้ป่วยรอบๆ applicator เพื่อป้องกันการกระจายของรังสีต่อผู้ที่อยู่ใกล้เคียง ดังแสดงในภาพที่ 2 (ข) การศึกษานี้มีวัตถุประสงค์เพื่อศึกษาลักษณะการกระจายตัวของปริมาณรังสีของการฉายรังสีแบบ IORT ที่ให้รังสีเอกซเรย์ในระดับพลังงาน 50 kVp และศึกษาผลของใช้แผ่นตะกั่วปิดเพื่อป้องกันการกระจายตัวของปริมาณรังสีโดยใช้ Gafchromic EBT3 film เป็น dosimeter ในการวัด

วัสดุและวิธีการ

การศึกษานี้เก็บข้อมูลโดยใช้เครื่อง INTRABEAM (INTRABEAM, Carl Zeiss Surgical, Oberkochen, Germany) ให้เอกซเรย์พลังงาน 50 kVp กระแส 40µA ติดตั้งบนแขนกล (stand) ดังแสดงในภาพที่ 2 ทำการศึกษาโดยแบ่งการทดลองเป็น 4 การทดลอง ดังนี้

1. การสร้าง calibration curve

ปริมาณรังสีของเครื่อง INTRABEAM ได้รับสอบเทียบโดยหัววัดรังสีแบบประจุแตกตัว ชนิด pararell plate (IBA Dosimetry GmbH, PPC05, Schwarzenbruck, Germany) และใช้ฟิล์ม Gafchromic (Ashland, EBT3, NJ, USA) สร้าง calibration curve โดยใช้รังสีเอกซเรย์พลังงาน 50 kVp ปริมาณรังสี 0 ถึง 30 เกรย์ เพื่อทดสอบการตอบสนองของ EBT3 film ต่อปริมาณรังสีที่ได้รับเพื่อให้สามารถเปลี่ยนความเข้มของฟิล์ม (optical density: OD) เป็นปริมาณรังสีสัมบูรณ์ (absolute dose) ได้โดยใช้ฟิล์ม Gafchromic EBT3 วางบน solid water phantom (Gammex, Solid water, WI, USA) ที่มีความหนาแน่น เท่ากับ 1 กรัมต่อลูกบาศก์เซนติเมตร หนา 5 เซนติเมตร และให้แหล่งกำเนิดรังสีที่สวม applicator ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร วางสัมผัสเหนือฟิล์มโดยตรง ให้ปริมาณรังสีกับฟิล์มแต่ละแผ่น เท่ากับ

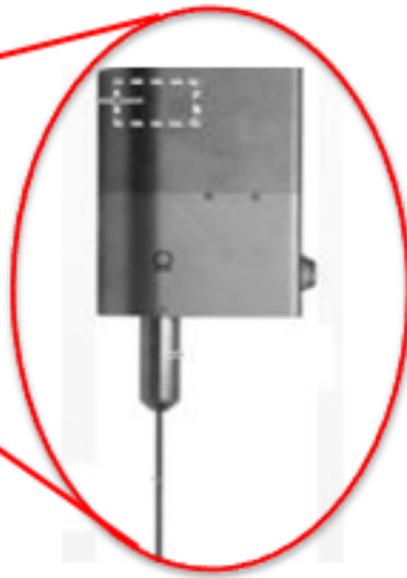


(ก)



(ข)

ภาพที่ 1 ตำแหน่งของ applicator cone ที่ tumor bed (ก) ก่อนคลุมแผ่นตะกั่ว (ข) หลังคลุมแผ่นตะกั่ว



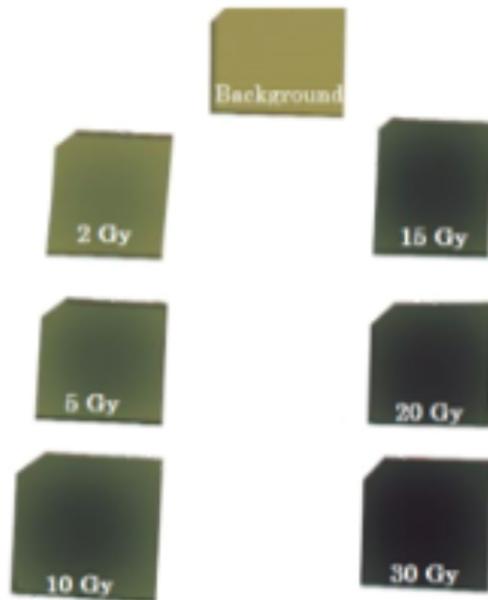
ภาพที่ 2 เครื่อง INTRABEAM และหลอดเอกซเรย์

0 เกรย์ (background), 2 เกรย์, 5 เกรย์, 10 เกรย์, 15 เกรย์, 20 เกรย์ และ 30 เกรย์ ตามลำดับ ดังแสดงใน **ภาพที่ 3** หลังจากให้ปริมาณรังสีแก่ฟิล์มทุกแผ่นตามที่กำหนดแล้ว อ่านค่า optical density โดยใช้เครื่องอ่าน film Epson scanner (Seiko Epson Corporation, Perfection V750 Pro scanner, Japan) แยกแสงของการอ่านเป็น red channel, green channel และ blue channel นำค่าที่ได้ไปเขียนกราฟระหว่างค่า optical density กับค่าปริมาณรังสีโดยแยกเป็นแต่ละ channel

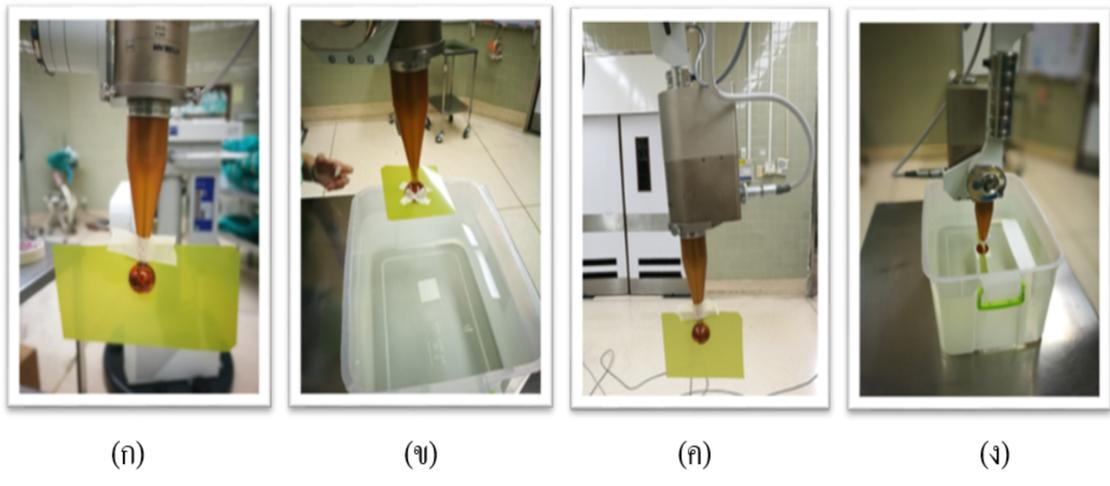
2. การวัดปริมาณรังสีในแนวลึก (depth dose) และ วัดการกระจายตัวของปริมาณรังสี (isotropy test)

เปรียบเทียบค่า depth dose ที่วัดได้กับค่าที่แสดงจากเครื่อง INTRABEAM และพิจารณาค่าการกระจายตัว

ของปริมาณรังสีรอบๆ applicator โดยศึกษาการกระจายตัวของปริมาณรังสีแบบ isotropy คือการกระจายตัวของปริมาณรังสีเท่ากันในทุกทิศทางมีลักษณะเป็นรูปทรงกลม ทำการศึกษาโดยใช้ EBT3 film ตัดเป็นรูปทรงขนาดเท่ากับปลาย applicator ทั้งสามแนวแกน ติดไว้กับปลาย applicator และทำการปล่อยรังสีเท่ากับ 800 เซนติเกรย์ที่ผิว applicator ซึ่งเป็นปริมาณรังสีที่ใช้รักษาผู้ป่วย ทำการวัดปริมาณรังสีในหุ่นจำลองน้ำเพื่อให้การกระจายตัวเหมือนกับที่กระจายตัวในร่างกายผู้ป่วย วัดแบบเดียวกันนี้จนครบทั้งสามแนวแกน คือ axial, coronal และ sagittal ดังแสดงใน **ภาพที่ 4** นำฟิล์มที่ได้ไปสแกนและอ่านค่า optical density จากนั้นเปลี่ยนเป็นปริมาณรังสีโดยใช้ค่า calibration curve จากการทดลองที่ 1



ภาพที่ 3 ฟิล์ม Gafchromic EBT3 หลังได้รับปริมาณรังสีในช่วง 2-30 เกรย์ เพื่อใช้สร้าง calibration curve



ภาพที่ 4 การใช้ฟิล์ม Gafchromic EBT3 วัดการกระจายตัวของปริมาณรังสี (ก) แนว coronal (ข) แนว axial (ค) แนว sagittal และ (ง) การวัดการกระจายตัวของปริมาณรังสีในหุ่นจำลองน้ำ

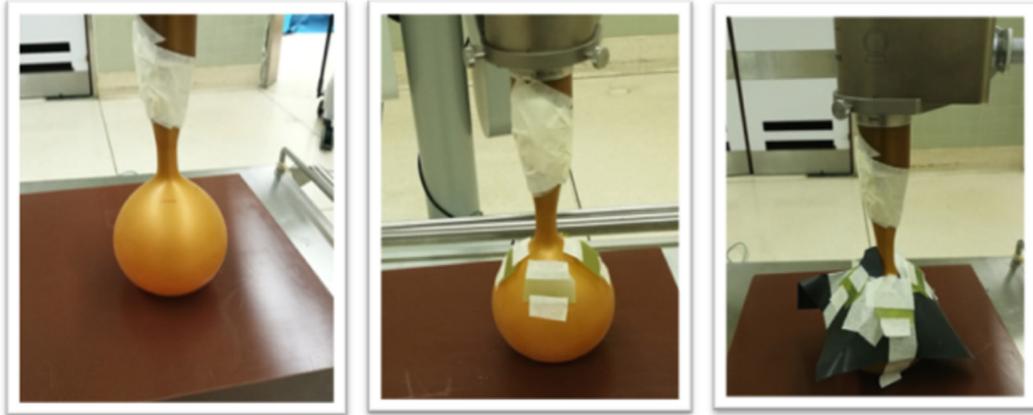
3. การตรวจสอบความสามารถของแผ่นตะกั่วในการป้องกันอันตรายจากรังสี

ทดสอบความสามารถในการป้องกันปริมาณรังสีของแผ่นตะกั่วโดยทดลองในหุ่นจำลองเต้านมโดยใช้ลูกโป่งใส่น้ำปริมาณ 550 ลูกบาศก์เซนติเมตร เพื่อให้ใกล้เคียงกับขนาดเต้านมของผู้หญิงไทย ควบคุมขนาดของลูกโป่งโดยวัดความกว้าง ยาวและสูงให้เท่าๆ กันตลอดการศึกษา ดังแสดงในภาพที่ 5 (ก) ใช้ applicator cone ขนาด เส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร ซึ่งเป็นขนาดที่นิยมใช้มากที่สุด สอดปลาย cone เข้าไปในหุ่นจำลองเต้านมที่มีความลึก 1 เซนติเมตรให้เหมือนขณะให้การรักษาผู้ป่วยในห้องผ่าตัด ทำการวัดปริมาณรังสีโดยใช้ฟิล์ม Gafchromic EBT3 ขนาด 2x2 ตารางเซนติเมตร ในการวัดโดยติดบริเวณผิวหนังของลูกโป่ง ทั้งในแนวแกน X และแนวแกน Y รวมทั้งหมด 4 แผ่น ดังแสดงในภาพที่ 5 (ข) ให้ปริมาณรังสี 8 เกรย์ เว้นระยะเวลาก่อนอ่านฟิล์มไว้

24 ชั่วโมง เพื่อให้เกิดปฏิกิริยา polymerization ของฟิล์มที่สมบูรณ์ จากนั้นนำฟิล์มไปสแกนด้วยเครื่องสแกน EPSON scanner และใช้กราฟ calibration curve เปลี่ยนค่า optical density เป็นปริมาณรังสีที่วัดได้ จากนั้นทำการวัดรังสีอีกครั้งโดยวางแผ่นตะกั่วที่มีความหนา 1.5 มิลลิเมตรไว้รอบๆ application cone และวางฟิล์ม Gafchromic EBT3 ลงบนแผ่นตะกั่วในตำแหน่งเดียวกับที่ทำการวัดครั้งแรก ดังแสดงในภาพที่ 5 (ค) เพื่อหาความสามารถในการป้องกันอันตรายจากรังสีของแผ่นตะกั่ว

4. การวัดปริมาณรังสีรอบ ๆ ห้องผ่าตัดขณะปล่อยรังสีโดยใช้ survey meter

ใช้ Survey meter (Fluke Biomedical, 451B-RYR, USA) ตรวจวัดปริมาณรังสีรอบๆ ห้องผ่าตัดขณะที่ใช้เครื่อง INTRABEAM บันทึกค่าปริมาณรังสีในแต่ละจุดในแผนที่ ดังแสดงในในภาพที่ 6

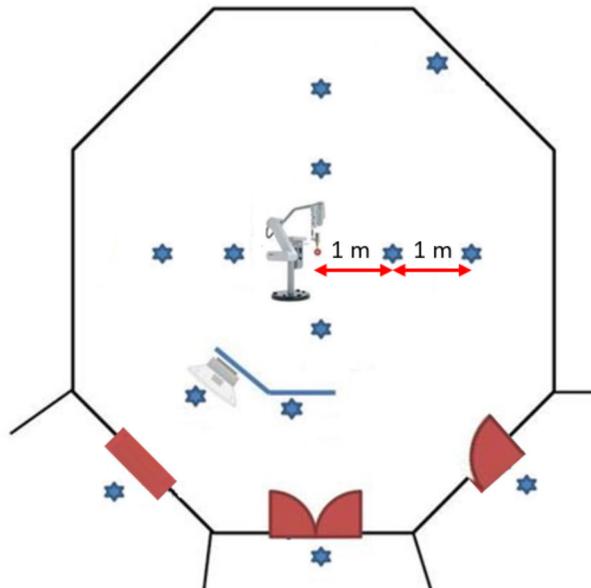


(ก)

(ข)

(ค)

ภาพที่ 5 (ก) หุ่นจำลองน้ำเต้านมภายในบรรจุน้ำ 550 ลูกบาศก์เซนติเมตร (ข) จำลองการวัดปริมาณรังสีจากการให้รังสีแก่เต้านมผู้ป่วยโดยใช้เครื่อง IORT ในขณะที่วางแผ่นตะกั่วป้องกันรังสี (ค) จำลองการวัดปริมาณรังสีจากการให้รังสีแก่เต้านมผู้ป่วยโดยใช้เครื่อง IORT ในขณะที่วางแผ่นตะกั่วป้องกันรังสี



ภาพที่ 6 แผนผังการวัดปริมาณรังสีในแต่ละจุดขณะให้ปริมาณรังสีโดยใช้เครื่อง INTRABEAM

ผลการศึกษา

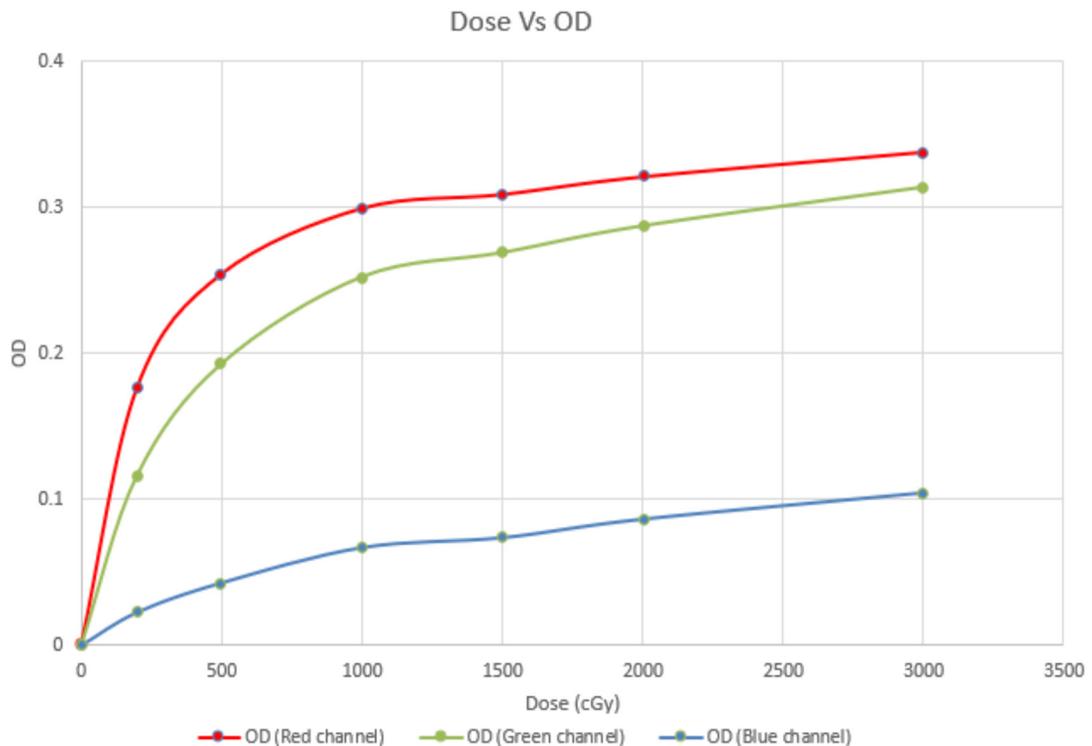
1. การสร้าง calibration curve

ภาพที่ 7 แสดงกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าปริมาณรังสีและค่า optical density โดยใช้การอ่านค่าของแสงสีแดง สีเขียวและสีฟ้า ตามลำดับ โดยค่าความดำมีความสัมพันธ์กับปริมาณรังสี เมื่อปริมาณรังสีเพิ่มขึ้น ความดำเพิ่มขึ้นจนถึงปริมาณรังสีหนึ่ง ค่าความดำคงที่

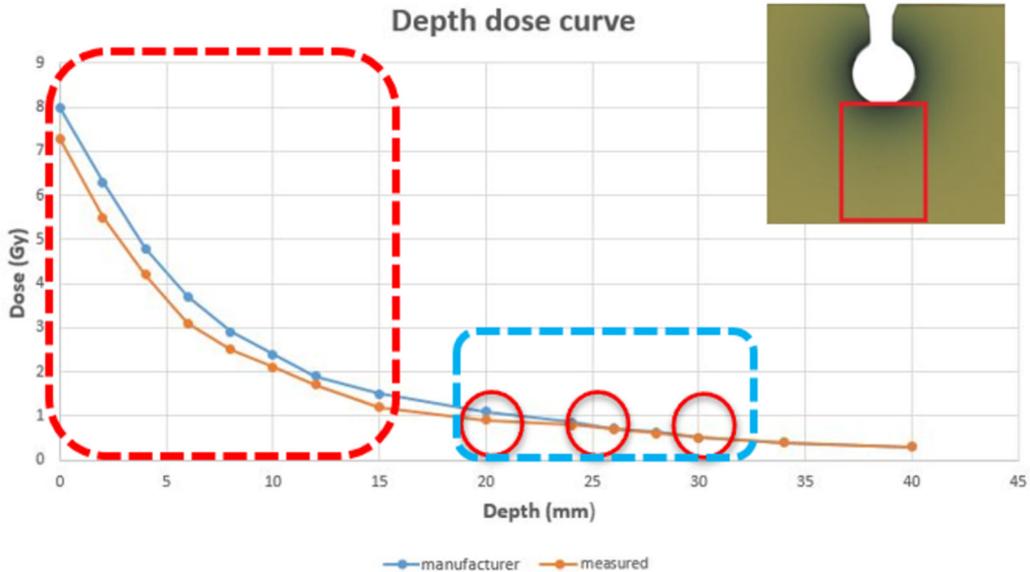
2. การสร้าง depth dose curve และการวัดเพื่อทดสอบการกระจายตัวของปริมาณรังสีแบบ isotropy

2.1 การสร้าง depth dose curve

กราฟแสดงปริมาณรังสีตามแนวความลึกถูกสร้างขึ้นจากปริมาณรังสีจากการวัดรังสีตั้งแต่ขอบล่างที่สุดของ Applicator ลึกลงไป 4.5 เซนติเมตร ดังแสดงในภาพที่ 8 โดยปริมาณรังสีลดลงอย่างรวดเร็วเมื่อระยะทางจาก applicator ไกลมากขึ้น



ภาพที่ 7 กราฟแสดงค่าความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและค่า optical density



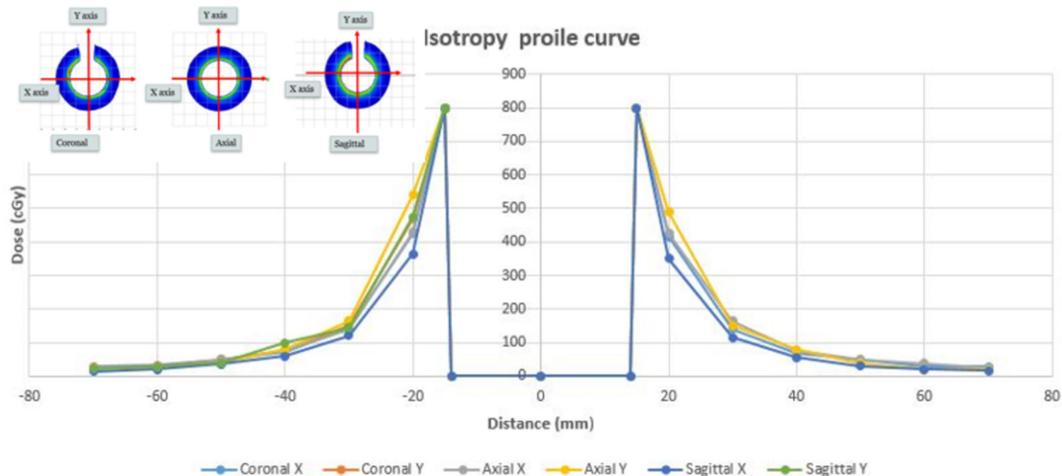
ภาพที่ 8 depth dose curve ที่ได้จากการวัดปริมาณรังสีบริเวณส่วนปลายจากขอบของ applicator cone

2.2 การวัดเพื่อทดสอบการกระจายตัวของปริมาณรังสีแบบ isotropy

การวัดการกระจายตัวของปริมาณรังสีในรูปแบบทรงกลมด้วยการใช้ฟิล์ม EBT3 โดยนำฟิล์มที่ผ่านการได้รับปริมาณรังสี 800 เซนติเกรย์ที่ผิวของ Applicator cone จากเครื่อง INTRABEAM สแกนด้วยเครื่องสแกน Epson และวิเคราะห์ค่าด้วยโปรแกรม MapCheck (Sun Nuclear Corporation, FL, USA) ภาพการกระจายตัวของปริมาณรังสีระนาบ coronal, axial และ sagittal แสดงในภาพที่ 9 โดยจะเห็นว่าค่อนข้างมีความเป็น isotropy ในทุกทิศทาง

3. ผลการทดสอบประสิทธิภาพในการดูดกลืนรังสีของแผ่นตะกั่วด้วยการใช้ฟิล์ม EBT3

ตารางที่ 1 แสดงผลของการวัดปริมาณรังสีที่บริเวณผิวของหุ่นจำลองเต้านมโดยใช้ฟิล์ม EBT3 เพื่อหาประสิทธิภาพในการดูดกลืนรังสีของแผ่นตะกั่ว พบว่าปริมาณรังสีสูงสุดและต่ำสุดที่วัดได้ ในขณะที่ไม่ได้วางแผ่นตะกั่ว เท่ากับ 224.3 เซนติเกรย์และ 184.3 เซนติเกรย์ ในบริเวณที่ติดฟิล์มด้านหน้าและด้านหลังของหุ่นจำลองเต้านมตามลำดับ มีค่าเฉลี่ยที่ 202.8 ± 16.4 เซนติเกรย์ ในขณะที่ปริมาณรังสีสูงสุดและต่ำสุดที่วัดได้ในขณะที่วางตะกั่วเพื่อดูดกลืนรังสี เท่ากับ 22.7 เซนติเกรย์ และ 17.3 เซนติเกรย์ ในบริเวณที่ติดฟิล์มด้านหลังและด้านซ้าย เป็นบริเวณที่มีค่ามากที่สุดและบริเวณด้านหน้าของหุ่นจำลองเต้านมเป็นบริเวณที่มีค่าน้อยที่สุด ร้อยละของการลดลงของปริมาณรังสีหลังวางแผ่นตะกั่วเฉลี่ยอยู่ที่ 89.6 ± 2.0



ภาพที่ 9 กราฟแสดงปริมาณรังสีจากขอบของ applicator cone ในแกน X และแกน Y ของระนาบ coronal, axial และ sagittal

ตารางที่ 1 ผลการวัดปริมาณรังสีบริเวณผิวของหุ่นจำลองเต้านมโดยใช้ฟิล์ม Gafchromic EBT3 ก่อนและหลังวางแผ่นตะกั่ว

Film position	Dose (cGy)		Reduction (%)
	Without shielding	With Shielding	
Front	224.3	17.3	92.3
Back	184.3	22.7	87.7
Right	200.5	21.0	89.5
Left	202.1	22.7	88.8
Average	202.8 ± 16.4	20.9 ± 2.5	89.6 ± 2.0

4. การวัดปริมาณรังสีรอบห้องด้วยเครื่องวัดรังสี survey meter

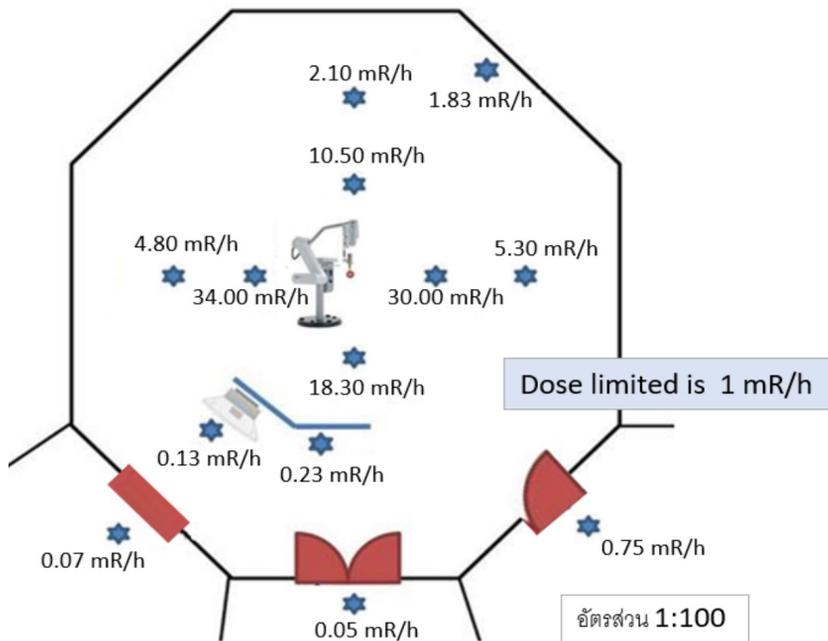
แผนผังปริมาณรังสีที่จุดต่างๆ รอบห้องผ่าตัดขณะทำการปล่อยรังสีปริมาณ 20 เกรย์ที่ผิว applicator cone พบว่าปริมาณรังสีสูงที่สุดอยู่บริเวณใกล้ตัวเครื่อง IORT มีค่าเท่ากับ 34.0 มิลลิเรินต์เกินต่อชั่วโมง ที่ระยะห่างจากตัวเครื่อง 1 เมตร และค่าจะลดลงเหลือ 5.3 มิลลิเรินต์เกินต่อชั่วโมง ดังแสดงในภาพที่ 10 โดยปริมาณรังสีหลังจากตะกั่ว และนอกห้องอยู่ต่ำกว่า 1 มิลลิเรินต์เกินต่อชั่วโมง

บทวิจารณ์

จากกราฟแสดงค่าความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีและค่า OD พบว่า ค่า OD เพิ่มขึ้นตามปริมาณรังสีที่

เพิ่มขึ้นจากนั้นค่า OD ค่อนข้างคงที่ โดยค่าที่อ่านจากแสงสีแดงมีค่าความไวต่อรังสีสูงสุด (high sensitivity) เนื่องจากกราฟมีความชันสูงที่สุดเมื่อเปรียบเทียบกับกราฟอื่นๆ ตามด้วยแสงสีเขียวและสีฟ้า ตามลำดับ โดยแสงสีแดงมีกราฟความสัมพันธ์เป็นเส้นตรงในช่วงต้น จึงเลือกใช้แสงสีแดงในการอ่านค่าฟิล์มตลอดในทุกการทดลอง

ความสอดคล้องกันระหว่างกราฟของ depth dose ที่ได้จากการวัดและกราฟของ depth dose ที่ได้จากโรงงานผลิต จากกราฟจะเห็นว่าปริมาณรังสีมีการลดอย่างรวดเร็วตามแนวความลึกที่มากขึ้นในรูปแบบของ exponential curve ค่าความแตกต่างมากที่สุดของกราฟทั้งสองอยู่บริเวณใกล้กับผิวของ applicator (ในกรอบสี่เหลี่ยมสีแดง) เพราะการจัดท่ามีผลมากที่สุดบริเวณที่



ภาพที่ 10 ปริมาณรังสีที่ตำแหน่งต่าง ๆ ภายในห้องผ่าตัดขณะให้รังสี 20 เกรย์

เป็น high dose gradient และหลังจากระยะ 25-30 มิลลิเมตร จากผิวของ applicator กราฟทั้งสองจะมีความเหมือนกันมากขึ้นเรื่อย ๆ (ในกรอบสี่เหลี่ยมสีฟ้า) ตามระยะจากพื้นผิวของ applicator ที่เพิ่มขึ้น ค่าปริมาณรังสีตามแนวความลึก ที่ความลึก 20 มิลลิเมตร 25 มิลลิเมตร และ 30 มิลลิเมตร เท่ากับ 1.08 เซนติเกรย์ 0.5 เซนติเกรย์ และ 0.3 เซนติเกรย์ ตามลำดับ และจะมีค่าน้อยกว่า 0.1 เซนติเกรย์ เมื่อมีระยะมากกว่า 35 มิลลิเมตร จากผิวของ applicator ดังแสดงในภาพที่ 8 ซึ่งสอดคล้องกับงานวิจัยของ Anil S และคณะ^[12] ที่ทำการทดลองวัดการกระจายตัวของรังสีจากเครื่อง INTRABEAM โดยใช้ Applicator cone ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 เซนติเมตร พบว่า ปริมาณรังสีมากที่สุดอยู่ที่ผิวของ Applicator และปริมาณรังสีลดลงแบบ Exponential curve โดยปริมาณรังสีลดลงครึ่งหนึ่งเมื่อมีความลึก 5 เซนติเมตรจากผิว Applicator และปริมาณรังสีลดลงเหลือน้อยกว่าร้อยละ 0.05 เมื่อความลึกมากกว่า 30 เซนติเมตร

จากภาพที่ 9 กราฟแสดงปริมาณรังสีจากขอบของ applicator cone ในแกน X และแกน Y ของระนาบ coronal, axial และ sagittal จะเห็นว่า ปริมาณรังสีจากขอบของ applicator cone ตลอดแกน X และแกน Y ของทุกระนาบมีลักษณะใกล้เคียงกัน โดยบริเวณใกล้ผิวของ applicator cone มากจะมีความแตกต่างกันมากที่สุด เนื่องจากมีปริมาณรังสีที่สูงและเป็นบริเวณที่มีการลดลงของปริมาณรังสีอย่างรวดเร็ว (high dose gradient) จึงทำให้การจัดตำแหน่งมีผลต่อปริมาณรังสีมาก และหลังจากระยะ 40 มิลลิเมตรจากจุดศูนย์กลาง applicator กราฟทุกกราฟเริ่มมีค่าปริมาณรังสีที่ใกล้เคียงกันในทุกระนาบ และหลังจากระยะมากกว่า 60 มิลลิเมตรจากจุดศูนย์กลาง applicator cone ค่าที่วัดได้เท่ากันในทุก ๆ ระนาบ อย่างไรก็ตามจะเห็นว่า การกระจายตัวของปริมาณรังสีจากจุดกึ่งกลาง applicator cone มีลักษณะ

เท่าๆ กันในทุกระนาบทั้งในแนวแกน X และแกน Y ซึ่งเป็นลักษณะการกระจายปริมาณรังสีแบบ isotropy สอดคล้องงานวิจัยของ Fernando G และคณะ^[13] ที่ศึกษาการกระจายตัวของปริมาณรังสีจากเครื่อง INTRABEAM โดยใช้ ionization chamber 2 ชนิด Exradin A26 (Standard Imaging Inc, Middleton, WI, USA) (และ PTW 60019 microDiamond (PTW, Freiberg, Germany) ซึ่งมีลักษณะการกระจายตัวของปริมาณรังสีเป็นแบบ isotropy เช่นเดียวกัน

จากการศึกษาการวัดปริมาณรังสีรอบห้องด้วยเครื่องวัดรังสี survey meter พบว่า เมื่อที่ระยะทางเพิ่มขึ้นเป็น 2 เมตรจากตัวเครื่อง บริเวณที่นักรังสีการแพทย์ควบคุมเครื่อง IORT และบริเวณที่วิสัญญีแพทย์ทำงานอยู่หลังฉากตะกั่วในขณะที่เครื่องปล่อยรังสีอยู่นั้น มีค่าเท่ากับ 0.13 มิลลิเกรย์ต่อชั่วโมง และเมื่อวัดปริมาณรังสีนอกห้องผ่าตัด พบว่า นอกห้องผ่าตัดมีปริมาณรังสีเท่ากับ 0.05 มิลลิเรนต์เกินต่อชั่วโมง ในขณะที่ค่าจำกัดปริมาณรังสีเพื่อความปลอดภัยของประชาชน (dose limit) เท่ากับ 1 มิลลิเรนต์เกินต่อชั่วโมง เนื่องจากบุคลากรทางการแพทย์อื่นไม่ใช่บุคลากรที่ใช้รังสีจึงใช้ค่าจำกัดความปลอดภัยของประชาชนเป็นมาตรฐานและควรวัดปริมาณรังสีรอบห้องโดยใช้ applicator ที่ใช้ทุกอันเพื่อประเมินปริมาณรังสีและความเสี่ยงของเจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงานที่จะได้รับปริมาณรังสีอยู่ในมาตรฐานที่กำหนด^[12]

ข้อสรุป

ค่า depth dose ที่วัดโดยใช้ฟิล์ม Gafchromic EBT3 สอดคล้องกับข้อมูล depth dose ที่ได้จากโรงงานผลิตการกระจายตัวของปริมาณรังสีจากขอบของ applicator ออกไปมีลักษณะเป็นการกระจายตัวแบบเท่ากันทุกทิศทางเป็นทรงกลม (isotropy)

แผ่นตะกั่วมีประสิทธิภาพในการดูดซับปริมาณรังสีสูง สามารถลดปริมาณรังสีรอบบริเวณที่ทำการรักษา

ผู้ป่วยได้ดี ปริมาณรังสีรอบ ๆ ห้องมีความปลอดภัยต่อเจ้าหน้าที่ผู้ควบคุมเครื่องที่ทำงานในขณะที่ให้ปริมาณรังสีผู้ป่วยทั้งในและนอกห้องผ่าตัด แหล่งกำเนิดรังสีที่ใช้คือ เครื่องเอกซเรย์พลังงานต่ำในระดับกิโลโวลต์ แต่อย่างไรก็ตามมีบางจุดในห้องผ่าตัดที่มีรังสีปริมาณที่สูงกว่าข้อจำกัดปริมาณรังสีต่อผู้ปฏิบัติงานและต่อบุคคลทั่วไป จึงควรใส่เสื้อตะกั่วตลอดเวลาเพื่อป้องกันอันตรายจากรังสี

กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณนางพันทิวา อุดมศรี ผู้ทรงคุณวุฒิระดับ 10 และนางสาวเมทินี วิเศษรินทอง ผู้อำนวยการพิเศษ นักรังสีการแพทย์ ระดับ 7 สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ที่ให้คำปรึกษาในบทความนี้และช่วยออกแบบตำแหน่งการเก็บข้อมูลการวัดปริมาณรังสีรอบห้อง

เอกสารอ้างอิง

1. Roland H, Solke V, Marcel M, Jan H. Histologic multifocality of Tis, T1-2 breast carcinomas. Implications for clinical trials of breast-conserving surgery. *Cancer* 1985;56:979-90.
2. Daniel F, Jan H, Roland H. Breast carcinomas of limited extent: frequency, radiologic-pathologic characteristics, and surgical margin requirements. *Cancer* 2001;91:647-59.
3. Ninja A, Heather J, Jean Claude H, Philip P, Henk S, Walter B, et al. Effect of age and radiation dose on local control after breast conserving treatment: EORTC trial 22881-10882. *Radiother Oncol* 2007; 82:265-71.
4. Jayant V, Michael B, Jeffrey T, Frederik W, Samuele M, Mohammed K, et al. Long-term results of TARGeted intraoperative radiotherapy (Targit) boost during breast-conserving surgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011;81: 1091-7.
5. Elena B, Uta T, Grit W, Anke K, Markus B, Marc S, et al. Single-center long-term follow-up after intraoperative radiotherapy as a boost during breast-conserving surgery using low-kilovoltage x-rays. *Ann Surg Oncol* 2010;17:352-8.
6. Joyce B, Jean D, Hollis M, Ralph D. IORT for breast cancer. *Current Clinical Oncology: Intraoperative Irradiation Techniques and Results* 1999:521-6.
7. Georg P, Georg D, Van Limbergen E. The use of the source-skin distance measuring bridge indeed reduces skin telangiectasia after interstitial boost in breast conserving therapy. *Radiother Oncol* 2005; 7:323-30.
8. Hammer J, Mazon JJ, Van Limbergen E. Breast boost—why, how, when...?. *Strahlenther Onkol* 1999; 175:478-83.

9. Hammer J, Strnad V. Mammakarzinom V, Pötter R, Kovács G. Stand und Perspektiven der klinischen Brachytherapie. Uni-Med, Hamburg 2004: 157–67.
10. Alexandra R, Richard P, Erik L, Eva B, Tanja K, Claudia F, et al. Long-term results (10 years) of intensive breast conserving therapy including a high-dose and large-volume interstitial brachytherapy boost (LDR/HDR) for T1/T2 breast cancer. *Radiother Oncol* 2002;63: 47–58.
11. Erik Van L. Indications and technical aspects of brachytherapy in breast conserving treatment of breast cancer. *Cancer Radiother* 2003;7:107–20.
12. Anil S, Bahman E, William S, and Tarita O. Intraoperative Radiotherapy With INTRABEAM: Technical and Dosimetric Considerations. *Front Oncol* 2018;8:00074
13. Fernando G, Jaroslav S, Rolf B, Thorsten S. Dose distributions of the INTRABEAM electronic brachytherapy system measured with traceable detectors. *J inst* 2023;18:P07049

ความเหมาะสมของความถี่ในการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสี
สำหรับเทคนิคแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วยโดยใช้เครื่องถ่ายภาพ
เอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบลำรังสีทรงกรวย
The suitability of the frequency of position verification in VMAT
technique using cone beam computed tomography.

วรญา เงินเดือน, นงคฺนุช คําตา

สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

วรญา เงินเดือน

สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

1873 ถ.พระราม 4 เขตปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

อีเมล: Woraya.ng@gmail.com

Woraya Ngoenthuan, Noongnut Khomta

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

Corresponding author

Woraya Ngoenthuan

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

1873, Rama 4 Rd., Pathum Wan District, Bangkok 10330

email: Woraya.ng@gmail.com

Submitted: May 28, 2024

Revised: Oct 19, 2024

Accepted: Nov 18, 2024

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: เพื่อเพิ่มความแม่นยำและความถูกต้องของการฉายรังสี การตรวจสอบก่อนการฉายรังสีจึงมีความสำคัญในการลดความเสี่ยงของภาวะแทรกซ้อน แต่สถาบันควรกำหนดความถี่ในการตรวจสอบที่เหมาะสมเพื่อให้ได้ผลลัพธ์ที่ดีที่สุด

วัตถุประสงค์: เพื่อศึกษาความถี่ที่เหมาะสมของการตรวจสอบการรักษาและประเมินความคลาดเคลื่อนในการจัดทำตำแหน่งสำหรับมะเร็งศีรษะและคอ และมะเร็งอู้งเชิงกรานโดยใช้เอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบลำรังสีทรงกรวย (cone beam computed tomography, CBCT) ที่โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

วัสดุและวิธีการ: การศึกษาย้อนหลังนี้เก็บข้อมูลจากผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและคอ และมะเร็งอู้งเชิงกรานจำนวน 40 ราย ที่ได้รับการรักษาระหว่างเดือนธันวาคม พ.ศ. 2566 ถึงกุมภาพันธ์ พ.ศ. 2567 ภาพ CBCT ถูกใช้เพื่อประเมินความคลาดเคลื่อนในการจัดทำตำแหน่งในทิศทางแนวหน้า-หลัง (Vrt.) แนวศีรษะ-ปลายเท้า (Lng.) และแนวซ้าย-ขวา (Lat.) ข้อมูลจะถูกแบ่งออกเป็นสามกลุ่มตามความถี่ในการใช้ CBCT ในสัปดาห์แรกของการฉายรังสี กลุ่มที่ 1 ใช้ค่าจาก CBCT ครั้งแรกเพียงครั้งเดียว กลุ่มที่ 2 ใช้ค่าจาก CBCT ในสามครั้งแรก และกลุ่มที่ 3 ใช้ค่าจาก CBCT ในห้าครั้งแรก หลังจากนั้นจะเป็นการถ่ายภาพสัปดาห์ละครั้ง ความคลาดเคลื่อนในการจัดทำตำแหน่งถูกวิเคราะห์สำหรับแต่ละชนิดมะเร็ง

ผลการศึกษา: สำหรับผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและคอ ค่าเบี่ยงเบนในการจัดทำตำแหน่งในทิศทาง Vrt., Lng. และ Lat. อยู่ที่ 0.14 ± 0.13 ซม., 0.20 ± 0.16 ซม., และ 0.15 ± 0.13 ซม. ตามลำดับ สำหรับผู้ป่วยมะเร็งอู้งเชิงกราน ค่าเบี่ยงเบนอยู่ที่ 0.27 ± 0.22 ซม., 0.20 ± 0.20 ซม., และ 0.34 ± 0.26 ซม. ตามลำดับ การวิเคราะห์ทางสถิติพบว่าไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญของความคลาดเคลื่อนในการจัดทำตำแหน่งระหว่างสามกลุ่มทั้งมะเร็งศีรษะและคอ (p-value = 0.86, 0.94 และ 0.93) และมะเร็งอู้งเชิงกราน (p-value = 0.99, 0.95 และ 0.90) ความคลาดเคลื่อนในการจัดทำตำแหน่งสูงสุดสำหรับมะเร็งทั้งสองประเภทอยู่ที่ 0.49 ซม.

ข้อสรุป: การตรวจสอบตำแหน่งด้วย CBCT ควรดำเนินการอย่างน้อยก่อนในการรักษาครั้งแรกและถ่ายภาพสัปดาห์ละครั้งหลังจากนั้นเพื่อเพิ่มความแม่นยำและความถูกต้องของการฉายรังสี

คำสำคัญ: การตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสี, มะเร็งศีรษะและคอ, มะเร็งอู้งเชิงกราน, ความคลาดเคลื่อนในการจัดทำตำแหน่ง, เอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบลำรังสีทรงกรวย

Abstract

Background: To enhance treatment precision and accuracy, verification before irradiation is crucial in reducing the risk of complications. Each institution should determine an appropriate frequency for verification treatments to ensure optimal results.

Objective: This research aimed to study the appropriate frequency of verification treatment and evaluate setup errors in positioning for head and neck cancer and pelvic cancer using cone beam computed tomography (CBCT) at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society.

Materials and Methods: Investigators retrospectively reviewed 40 cases of head and neck cancer and pelvic cancer treated between December 2023 and February 2024. CBCT images were used to assess setup errors in the vertical (Vrt.), longitudinal (Lng.), and lateral (Lat.) directions. The recorded data was divided into three groups based on the number of CBCT used in the first week of radiation treatment, CBCT performed at the first session only, CBCT performed during the first three treatment sessions, and CBCT performed during the first five treatment sessions. Weekly imaging was performed thereafter. Setup errors were analyzed for each cancer type.

Results: For head and neck cancer, the setup deviations in the Vrt., Lng., and Lat. directions were 0.14 ± 0.13 cm, 0.20 ± 0.16 cm, and 0.15 ± 0.13 cm, respectively. For pelvic cancer, the setup deviations were 0.27 ± 0.22 cm, 0.20 ± 0.20 cm, and 0.34 ± 0.26 cm, respectively. There was no significant differences in setup errors of Vrt., Lng., and Lat. direction among the three CBCT frequency groups for both head and neck cancer (p-values = 0.86, 0.94 and 0.93 respectively) and pelvic cancer (p-values = 0.99, 0.95 and 0.90 respectively). The highest setup error for both cancer types across all directions was 0.49 cm.

Conclusion: Position verification using CBCT should be performed at least during the first treatment session and then weekly to enhance the precision and accuracy of radiotherapy.

Keywords: verification, head and neck cancer, pelvic cancer, setup error, CBCT

J Thai Assoc Radiat Oncol 2024; 30(2): R45 - R57

บทนำ

โรคมะเร็งเป็นสาเหตุการเสียชีวิตลำดับต้น ๆ ของคนทั่วโลก ในปี พ.ศ. 2561 พบว่ามีจำนวนผู้ป่วยมะเร็งรายใหม่จำนวน 18.1 ล้านราย และเสียชีวิตจากโรคนี้นับ 9.6 ล้านราย มีแนวโน้มที่จะเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ^[1] หนึ่งในวิธีการรักษาที่ทำให้ผู้ป่วยหายขาดจากโรคมะเร็งและยังสามารถมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้นคือการฉายรังสี เนื่องจากการฉายรังสีเป็นการให้ปริมาณรังสีระดับสูง ความถูกต้องของตำแหน่งการรักษาจึงมีความสำคัญที่จะส่งผลต่อการรักษาผู้ป่วย^[2] ดังนั้นจำเป็นต้องมีการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีด้วยระบบภาพนำวิถี (image-guided radiation therapy, IGRT) ทำให้สามารถตรวจสอบและแก้ไขตำแหน่งที่ต้องการรักษาได้ รวมถึงนำไปใช้ประเมินปรับเปลี่ยนขอบเขตของการรักษาได้เป็นอย่างดี

การถ่ายภาพด้วยระบบภาพนำวิถี คือการถ่ายภาพเพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการฉายรังสีประกอบไปด้วยระบบภาพ on board imager (OBI) มีส่วนของหัวเอกซเรย์ kilovoltage (KV) สำหรับการถ่ายภาพ (source) และตัวรับภาพ (detector) แบ่งออกเป็นภาพแนวระนาบคู่ตั้งฉาก 2 มิติ (KV orthogonal) และภาพ 3 มิติ เอกซเรย์คอมพิวเตอร์แบบลำรังสีทรงกรวย (cone beam computed tomography, CBCT)^[3] ประโยชน์ของการทำ CBCT สามารถสร้างภาพหลายระนาบและเห็นเนื้อเยื่อที่ชัดเจนขึ้น^[1] ทำให้สามารถตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสีได้ถูกต้องแม่นยำมากยิ่งขึ้น การฉายรังสีปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วย (volumetric modulated arc therapy, VMAT) เป็นเทคนิคที่ให้ปริมาณรังสีครอบคลุมก้อนมะเร็งได้ดี แต่หากมีการเปลี่ยนแปลงสรีระผู้ป่วยหรือขนาดก้อนมะเร็งจะทำให้ผลต่อการรักษาเป็นอย่างมาก จึงจำเป็นต้องใช้ CBCT ในการตรวจสอบตำแหน่งเพื่อเห็นเนื้อเยื่อและก้อนมะเร็งได้ชัดเจน^[4]

โปรโตคอลและความถี่ที่เหมาะสมในการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีมีหลากหลาย บางสถาบันแนะนำให้ทำ IGRT ในสัปดาห์แรกครั้งที่หนึ่งถึงสามหรือครั้งที่หนึ่งถึงห้า ในขณะที่บางสถาบันแนะนำให้ทำ IGRT เพียงครั้งที่หนึ่ง ส่วนสัปดาห์ต่อมามักทำการตรวจสอบสัปดาห์ละครั้ง ซึ่งการตรวจสอบตำแหน่งด้วย CBCT แต่ละครั้งนั้นส่งผลให้ผู้ป่วยได้รับปริมาณรังสีเพิ่มขึ้นซึ่งมีข้อมูลว่าอาจเพิ่มความเสี่ยงต่อการเกิดมะเร็งได้^[4] รวมถึงระยะเวลาที่ใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งด้วยการทำ CBCT จะเพิ่มระยะเวลาในการให้บริการดังนั้นจึงควรมีการพิจารณาถึงความถี่ที่เหมาะสมในการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี^[5,6]

เนื่องจากสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยาพบปัญหาที่เกิดขึ้นจากการฉายรังสีมะเร็งศีรษะและลำคอจากน้ำหนักตัวของผู้ป่วยเปลี่ยนแปลง ซึ่งเกิดจากผลข้างเคียงของการฉายรังสี รวมถึงมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานที่มีเปลี่ยนแปลงของกระเพาะปัสสาวะ ลำไส้เล็ก และบริเวณลำไส้ตรง ในแต่ละวันของการฉาย^[7] ดังนั้นจึงเป็นที่มาของวัตถุประสงค์ในการศึกษานี้ เพื่อหาความถี่ที่เหมาะสมในการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีและประเมินค่าความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งการฉายรังสีสำหรับผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอและมะเร็งอุ้งเชิงกรานด้วยการทำ CBCT ในสาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยาโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

วัตถุประสงค์และวิธีการ

1. การเลือกผู้ป่วย

งานวิจัยนี้เป็นการศึกษาข้อมูลย้อนหลัง (retrospective) ของผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีด้วยเครื่องเร่งอนุภาคยี่ห้อ Varian รุ่น TrueBEAM (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA, USA) ในระหว่างเดือนธันวาคม 2566 ถึงเดือนกุมภาพันธ์ พ.ศ. 2567 ณ สาขารังสีรักษาและ

มะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย โดยเลือกผู้ป่วยมะเร็งที่ฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอ และผู้ป่วยมะเร็งที่ฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกรานด้วยเทคนิค VMAT รวมจำนวน 40 ราย โดยมีเกณฑ์การเลือกดังนี้

เกณฑ์การเลือกผู้ป่วย:

- ผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอ ได้แก่ มะเร็งลิ้น มะเร็งช่องปาก มะเร็งหลังโพรงจมูก เป็นต้น และผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีบริเวณอุ้งเชิงกราน ได้แก่ มะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งปากมดลูก

- ฉายรังสีด้วยเทคนิคการปรับความเข้มหมุนรอบตัวผู้ป่วย VMAT

- สัปดาห์แรกของการฉายรังสีได้ทำ CBCT ทั้ง 5 ครั้ง

เกณฑ์คัดออก

- ผู้ป่วยที่ไม่สามารถฉายรังสีครบตามแผนการรักษา

2. การจัดทำผู้ป่วยและการเก็บรวบรวมข้อมูล

การจัดทำผู้ป่วยในห้องฉายรังสีให้อยู่ในท่าเดียวกับการเอกซเรย์คอมพิวเตอร์จำลองการฉายรังสี (CT simulation) จากนั้นทำการตรวจสอบตำแหน่งก่อน

การฉายรังสีด้วย CBCT บริเวณศีรษะและลำคอให้ผู้ป่วยนอนหงายร่วมกับใช้อุปกรณ์ยึดตรึงด้วยหน้ากากเทอร์โมพลาสติกยาว (long mask) และอุปกรณ์รองรับหัวเข่า (knee support) ดังที่แสดงในภาพที่ 1 (ก.) ส่วนบริเวณอุ้งเชิงกราน ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงด้วยหมอนหนุนรองศีรษะ (pillow) และอุปกรณ์รองรับเท้า (foot support) ดังที่แสดงในภาพที่ 1 (ข.)

ในการตรวจสอบตำแหน่งการฉายรังสี จะมีการเปรียบเทียบภาพ CBCT กับภาพจาก CT simulation ด้วยวิธีการ auto match โดยเลือก volume of interest (VOI) เป็นเป้าหมายในการวางแผนการฉายรังสี (planning target volume, PTV) จากนั้นใช้วิธีการตรวจสอบขนาดรูปร่างของ PTV ให้ครอบคลุมตำแหน่งก้อนมะเร็ง ดังที่แสดงในภาพที่ 2 เมื่อทำการ match ภาพเสร็จ ค่าความคลาดเคลื่อนจะแสดงในระบบคอมพิวเตอร์ทั้งหมดสามทิศทาง^[8] คือ ทิศทางหน้า-หลัง (vertical: Vrt.) ทิศทางศีรษะ-ปลายเท้า (longitudinal: Lng.) และทิศทางซ้าย-ขวา (lateral: Lat.) ผู้โดยทำการวิจัยจะบันทึกค่าความคลาดเคลื่อนของทั้งสามทิศทาง

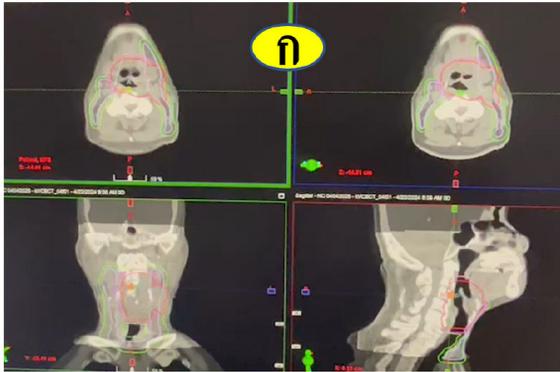


ก. ทำนอนผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ

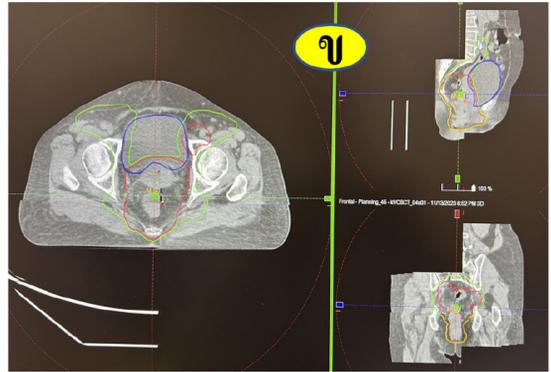


ข. ทำนอนผู้ป่วยมะเร็งอุ้งเชิงกราน

ภาพที่ 1 ก. อุปกรณ์ยึดตรึงและทำนอนผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ ข. อุปกรณ์ยึดตรึงและทำนอนผู้ป่วยมะเร็งอุ้งเชิงกราน



ก. ภาพ CBCT ของศีรษะและลำคอ



ข. ภาพ CBCT ของอู่เชิงกราน

ภาพที่ 2 ก. ภาพการทำ CBCT ของผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอ ข. ภาพการทำ CBCT ของผู้ป่วยมะเร็งอู่เชิงกราน

ในผู้ป่วยที่ฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอ ใช้ปริมาณรังสีรวม 70 เกรย์ ฉายทั้งหมด 33 ครั้ง โดยทำการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกวัน มีจำนวนผู้ป่วยในงานวิจัยนี้คือ 20 ราย รวมมีการทำ CBCT ทั้งหมด 660 ครั้ง สำหรับผู้ป่วยที่ฉายรังสีบริเวณอู่เชิงกรานจะเก็บข้อมูลผู้ป่วยมะเร็งปากมดลูกและมะเร็งต่อมลูกหมาก ปริมาณรังสีรวม 54-80 เกรย์ ฉายใน 27-44 ครั้ง ความถี่ในการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกวัน ซึ่งมีจำนวนผู้ป่วยในงานวิจัยนี้คือ 20 ราย

รวมมีการทำ CBCT ทั้งหมด 270-440 ครั้ง โดยผู้วิจัยนำข้อมูลทั้งหมดที่ได้ แบ่งกลุ่มซึ่งเป็นการเปรียบเทียบในผู้ป่วยรายเดียวกันดังนี้ (ตารางที่ 1)

- กลุ่มที่หนึ่ง นำข้อมูลการทำ CBCT ครั้งที่หนึ่ง และสัปดาห์ต่อๆ มา สัปดาห์ละครั้งมาวิเคราะห์
- กลุ่มที่สอง นำข้อมูลการทำ CBCT ครั้งที่ 1-3 และสัปดาห์ต่อๆ มา สัปดาห์ละครั้งมาวิเคราะห์
- กลุ่มที่สาม นำข้อมูลการทำ CBCT ครั้งที่ 1-5 และสัปดาห์ต่อๆ มา สัปดาห์ละครั้งมาวิเคราะห์

ตารางที่ 1 การแบ่งข้อมูลจำนวนครั้งในการ CBCT ของบริเวณศีรษะและลำคอ และบริเวณอู่เชิงกราน

กลุ่มที่	บริเวณศีรษะและลำคอ		บริเวณอู่เชิงกราน	
	การเก็บข้อมูลครั้งที่ทำ CBCT	จำนวน	การเก็บข้อมูลครั้งที่ทำ CBCT	จำนวน
กลุ่มที่ 1	ครั้งที่ 1 และสัปดาห์ละครั้ง	140 ครั้ง	ครั้งที่ 1 และสัปดาห์ละครั้ง	150 ครั้ง
กลุ่มที่ 2	ครั้งที่ 1-3 และสัปดาห์ละครั้ง	180 ครั้ง	ครั้งที่ 1-3 และสัปดาห์ละครั้ง	190 ครั้ง
กลุ่มที่ 3	ครั้งที่ 1-5 และสัปดาห์ละครั้ง	220 ครั้ง	ครั้งที่ 1-5 และสัปดาห์ละครั้ง	230 ครั้ง

3. สถิติ

งานวิจัยนี้รายงานค่าเฉลี่ยร้อยละและใช้การทดสอบเปรียบเทียบแต่ละกลุ่มด้วย ANOVA โดยมีเกณฑ์ค่า p-value น้อยกว่า 0.05 จะถือว่ามึนัยสำคัญทางสถิติ

ผลการศึกษา

ผลการศึกษาแสดงในตารางที่ 2 และตารางที่ 3 ดังนี้

ตารางที่ 2 ค่าความคลาดเคลื่อนในมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ

	กลุ่มที่ 1	กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 3	p-value
Max (ซม.)				
Vrt.	0.74	0.75	0.75	
Lng.	0.81	0.81	0.81	
Lat.	0.68	0.68	0.68	
Min (ซม.)				
Vrt.	0	0	0	
Lng.	0	0	0	
Lat.	0	0	0	
Mean + SD (ซม.)				
Vrt.	0.15+0.14	0.14+0.13	0.14+0.13	0.86
Lng.	0.19+0.16	0.20+0.17	0.20+0.16	0.94
Lat.	0.15+0.13	0.15+0.13	0.15+0.13	0.93

จากตารางที่ 2 พบว่าในกลุ่มของมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอดีค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุด (max) ของทิศทาง Vrt., Lng. และ Lat. อยู่ที่ 0.75, 0.81 และ 0.68 ซม. ตามลำดับ สำหรับค่าเฉลี่ย (mean) ของทิศทาง Vrt., Lng. และ Lat. มีค่าใกล้เคียงกันทั้งสามกลุ่ม กลุ่มที่หนึ่ง

0.15+0.14, 0.19+0.16 และ 0.15+0.13 ซม. ตามลำดับ กลุ่มที่สอง 0.14+0.13, 0.20+0.17 และ 0.15+0.13 ซม. ตามลำดับ กลุ่มที่สาม 0.14+0.13, 0.20+0.16 และ 0.15+0.13 ซม.ตามลำดับ

ตารางที่ 3 ค่าความคลาดเคลื่อนในมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน

	กลุ่มที่ 1	กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 3	p-value
Max (ชม.)				
Vrt.	0.86	0.99	0.99	
Lng.	1.11	1.22	1.22	
Lat.	0.66	1.20	1.20	
Min (ชม.)				
Vrt.	0	0	0	
Lng.	0	0	0	
Lat.	0	0	0	
Mean + SD (ชม.)				
Vrt.	0.27+0.21	0.27+0.22	0.27+0.22	0.99
Lng.	0.21+0.20	0.21+0.20	0.20+0.20	0.95
Lat.	0.33+0.26	0.34+0.26	0.34+0.26	0.90

จากตารางที่ 3 พบว่าในกลุ่มของมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานมีค่าความคลาดเคลื่อนสูงสุดของทิศทาง Vrt., Lng. และ Lat. ที่ 0.99, 1.22 และ 1.20 ชม. ตามลำดับ ส่วนค่า Mean ของทิศทาง Vrt., Lng. และ Lat. ของทั้งสามกลุ่มมีค่าใกล้เคียง กลุ่มที่หนึ่ง 0.27+0.21, 0.21+0.20 และ 0.33+0.26 ชม. ตามลำดับ กลุ่มที่สอง 0.27+0.22, 0.21+0.20 และ 0.34+0.26 ชม. และกลุ่มที่สาม 0.27+0.22, 0.20+0.20 และ 0.34+0.26 ชม. ตามลำดับ

เมื่อนำค่าเฉลี่ยความคลาดเคลื่อนมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ และมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานของทั้งสามกลุ่มมาเปรียบเทียบกัน พบว่ากลุ่มผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอกว่ากลุ่มที่หนึ่ง กลุ่มที่สองและ

กลุ่มที่สามไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ p-value อยู่ที่ 0.86, 0.94 และ 0.93 ตามลำดับสำหรับค่า Vrt., Lng. และ Lat. สำหรับผู้ป่วยที่ได้รับการฉายรังสีมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน ทั้งสามกลุ่มก็ไม่มีมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเช่นกัน p-value อยู่ที่ 0.99, 0.95 และ 0.90 ตามลำดับสำหรับค่า Vrt., Lng. และ Lat.

เมื่อพิจารณาค่าความคลาดเคลื่อนที่มากกว่า 0.50 ชม. ตามการกำหนดให้มีการขยายขอบเขตการฉายตามคำแนะนำของ ICRU Report No.62^[9] พบว่าบริเวณศีรษะและลำคอทั้งในกลุ่มที่หนึ่ง กลุ่มที่สอง และกลุ่มที่สามพบมากที่สุดคือทิศทาง Lng. จำนวน 6 ครั้ง (4.29%), 10 ครั้ง (5.56%) และ 11 ครั้ง (5.00%) ตามลำดับ สำหรับมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกรานพบค่าความคลาดเคลื่อน

มากกว่า 0.50 ซม. ทั้งในกลุ่มที่หนึ่ง กลุ่มที่สองและกลุ่มที่สามมากที่สุดคือทิศทาง Lat. จำนวน 32 ครั้ง (21.33%), 43 ครั้ง (22.63%) และ 51 ครั้ง (22.17%) ตามลำดับดังที่แสดงในตารางที่ 4 และภาพที่ 3

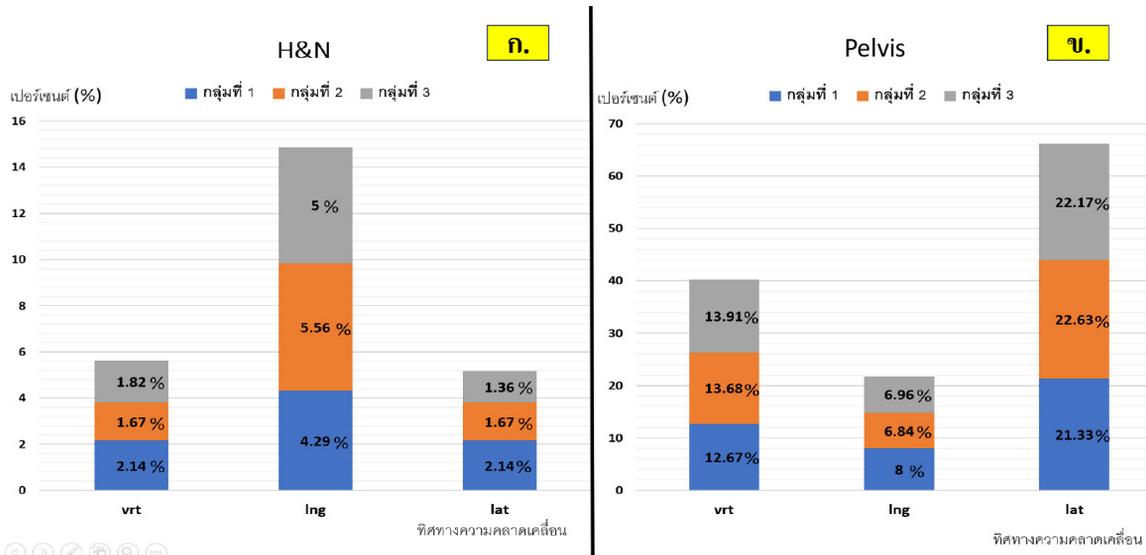
บทวิจารณ์

จากการเก็บข้อมูลความถี่ของความคลาดเคลื่อนในการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอพบค่าความคลาดเคลื่อนทั้งสามกลุ่มไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติและมีค่าใกล้เคียงกันทั้งสามทิศทาง ซึ่งแตกต่างจากงานวิจัยของ

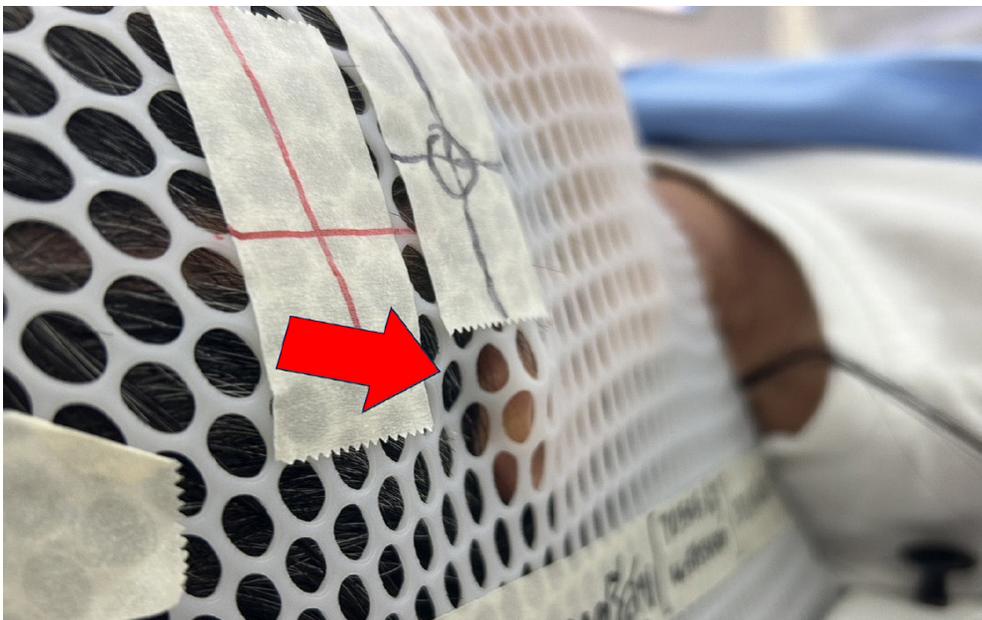
คุณธิดา ที่พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนที่มากที่สุดในครั้งแรกของการฉายรังสีเนื่องจากผู้ป่วยอาจมีความกังวลใจและตื่นเต้น (ครั้งที่ 1, 2, และ 3 คือ -0.6, -0.13, -0.10 ตามลำดับ)^[10] และงานวิจัยของ Naiyanet พบว่าทิศทางที่มีค่าความคลาดเคลื่อนที่มากที่สุดคือ longitudinal เกิดจากการนอนของผู้ป่วยนอนไม่พอดีกับหมอนที่รองคอ^[11] แต่สำหรับงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยพบว่าค่าความคลาดเคลื่อนแต่ละทิศทางไม่ต่างกัน เนื่องจากการขึ้นรูปหน้ากากให้มีตำแหน่งอ้างอิงที่ใบหูของผู้ป่วยจึงสามารถจัดท่าอยู่ในตำแหน่งเดิมทุกวัน (ภาพที่ 4)

ตารางที่ 4 ความถี่และร้อยละของความเคลื่อนที่มีมากกว่า +0.5 ซม. จากการ CBCT ของมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ และมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน

	กลุ่มที่ 1	กลุ่มที่ 2	กลุ่มที่ 3
มะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ			
Vrt.	3 ครั้ง (2.14%)	3 ครั้ง (1.67%)	4 ครั้ง (1.82%)
Lng.	6 ครั้ง (4.29%)	10 ครั้ง (5.56%)	11 ครั้ง (5.00%)
Lat.	3 ครั้ง (2.14%)	3 ครั้ง (1.67%)	3 ครั้ง (1.36%)
มะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน			
Vrt.	19 ครั้ง (12.67%)	26 ครั้ง (13.68%)	32 ครั้ง (13.91%)
Lng.	12 ครั้ง (8.00%)	13 ครั้ง (6.84%)	16 ครั้ง (6.96%)
Lat.	32 ครั้ง (21.33%)	43 ครั้ง (22.63%)	51 ครั้ง (22.17%)



ภาพที่ 3 แสดงค่าความคลาดเคลื่อนที่เกิน 0.5 ซม. ทั้งสามกลุ่ม ก. มะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ, ข. มะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน



ภาพที่ 4 ตำแหน่งอ้างอิงที่หน้ากากใบหูของผู้ป่วย

สำหรับผลการเก็บข้อมูลมะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน ค่าความคลาดเคลื่อนทั้งสามทิศทางของทั้งสามกลุ่มพบว่าไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญเช่นเดียวกัน การฉายรังสีตำแหน่งนี้ผู้ป่วยต้องกลั้นปัสสาวะ ทำให้บริเวณหน้าท้องของผู้ป่วยมีการเปลี่ยนแปลงในแต่ละวัน และอาจไม่เหมือนเดิม ทำให้พบว่าค่าความคลาดเคลื่อนในทิศทาง Lat. ในทุกกลุ่มมีค่ามากที่สุด มีความสอดคล้องกับงานวิจัยของ Jiang^[12] แต่ตรงข้ามกับงานวิจัยของ Tong-Ngarm^[13] ที่พบว่ามีความคลาดเคลื่อนในทิศทาง Lng. มากที่สุด

การตรวจสอบภาพ CBCT มะเร็งบริเวณอุ้งเชิงกราน ควรพิจารณาตำแหน่งของ PTV ด้วย โดยมีหลากหลายงานวิจัยแนะนำการกลั้นปัสสาวะ (Full bladder) ก่อนฉายรังสี เพื่อช่วยลดความคลาดเคลื่อนและช่วยให้ลำไส้เล็กขยับออกจากขอบเขตที่ฉายรังสี โดยเฉพาะผู้ป่วยที่ต้องได้รับการฉายรังสีต่อมน้ำเหลืองบริเวณอุ้งเชิงกราน (pelvic node)^[14-15]

สำหรับค่าเฉลี่ยของความคลาดเคลื่อนของมะเร็งศีรษะและลำคอมีค่า Vrt., Lng., Lat. คือ 0.14, 0.20 และ 0.15 ซม. ตามลำดับ สำหรับมะเร็งอุ้งเชิงกรานคือ 0.27, 0.20 และ 0.34 ซม. ตามลำดับ ซึ่งล้วนอยู่ในเกณฑ์ที่ ICRU Report No.62 แนะนำในการขยายขอบเขตจากเป้าหมายทางคลินิก (clinical target volume, CTV) เป็น PTV เมื่อเปรียบเทียบกับทั้งสองบริเวณพบว่าค่าคลาดเคลื่อนที่

บริเวณศีรษะและลำคอมีค่าน้อยกว่าบริเวณอุ้งเชิงกราน เนื่องจากบริเวณศีรษะและลำคอมีอุปกรณ์ยึดตรึงด้วยหน้ากากยาว โดยหน้ากากยาวสามารถยืดลงมาให้คลุมถึงปลายทรวงอกได้และสามารถช่วยยึดตรึงให้ผู้ป่วยขยับตัวได้ยาก ทำให้บริเวณที่ฉายรังสีคลาดเคลื่อนน้อย ส่วนบริเวณอุ้งกรานใช้เพียงหมอนหนุนรองศีรษะกับอุปกรณ์รองรับเท้าและเส้นอ้างอิงบนตัวผู้ป่วยเท่านั้น รวมถึงยังพบว่าบริเวณอุ้งเชิงกรานอวัยวะภายในมีการปรับเปลี่ยนรูปร่างได้ในแต่ละวัน จึงทำให้มีค่าความคลาดเคลื่อนมากกว่า

ข้อสรุป

จากการศึกษาในครั้งนี้ ความเหมาะสมของความถี่ในการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีของผู้ป่วยมะเร็งศีรษะและลำคอและผู้ป่วยมะเร็งอุ้งเชิงกรานในสัปดาห์แรกด้วย CBCT พบว่าการตรวจสอบตำแหน่งในครั้งที่หนึ่ง, ครั้งที่หนึ่งถึงสาม หรือ ครั้งที่หนึ่งถึงห้า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญ ขึ้นอยู่กับความเหมาะสมในผู้ป่วยแต่ละรายและปัจจัยแวดล้อมของแต่ละสถาบันตามดุลพินิจของแพทย์และนักรังสีเทคนิคร่วมกันเพื่อให้เกิดความแม่นยำของตำแหน่งการรักษา โดยผลการเก็บข้อมูลที่ได้สามารถนำไปพิจารณาเพื่อลดค่าการขยายขอบเขต PTV ซึ่งจะช่วยลดปริมาณรังสีที่โดยอวัยวะปกติใกล้เคียง

เอกสารอ้างอิง

1. กรมการแพทย์กระทรวงสาธารณสุข. แผนการป้องกันและควบคุมโรคมะเร็งแห่งชาติ. 2561-2565: 4-5.
2. ทวีป แสงแห่งธรรม. ระบบภาพในงานรังสีรักษา. J Med Assoc Thai. 2016; 22:16-23.

3. นีรนุช ทวีบุญ, คชา ดินทุกานนท์, สุธีเดชะวงศ์ สุวรรณ. การศึกษาเปรียบเทียบความคลาดเคลื่อนของตำแหน่ง isocenter ระหว่างแนวเหนือและใต้ต่อ nipple สำหรับการฉายรังสีมะเร็งบริเวณทรวงอกและช่องท้องโดยการ ใช้ภาพ KV Orthogonal หรือ Cone-beam

computed tomography (CBCT) ของโรงพยาบาลศิริราช. J Thai Assn Radiat Oncol. 2018; 24:25-34.

4. Alaei P, Spezi E. Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy. Physica Medica 2015; 31: 647-58.
5. Kang H, Lovelock DM, Yorke ED, Kriminski S, Lee N, Amols HL. Accurate positioning for head and neck cancer patients using 2D and 3D image guidance. J Appl Clin Med Phys 2010; 12:3270.
6. On target: ensuring geometric accuracy in radio-therapy. A joint report published by the Society and college of Radiographers, the Institute of Physics and Engineering in Medicine and The Royal College of Radiologists. Available at: <http://www.rcr.ac.uk/publication.aspx?PageID=149&PublicationID=292>. Accessed July 3, 2014.
7. Gill S, Thomas J, Fox C, Kron T, Rolfo A, Leahy M, et al. Acute toxicity in prostate cancer patients treated with and without image-guided radiotherapy. Radiat Oncol. 2011;6:145.
8. Sutee, D.; Ruj, S.; Apinya, K.; Set up verification and PTV margins determination of rapid arc therapy in prostate cancer using an on-board imager. Siriraj Med. J. 2015; 67:S1-5.
9. International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report 62: Prescribing recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). USA: ICRU; 1999.
10. จิตา นิยมไทย, รัชดาภรณ์ ประเสริฐสม, อรทัย สิงห์อุสาหะ, สมชาย ชนะสิทธิชัย, จิตติพร นวลละออง, ภูวศิษฐ์ วรารัฐเรืองวุฒิและคณะ. ความถี่ที่เหมาะสมในการตรวจสอบความแม่นยำของตำแหน่งการฉายรังสีในผู้ป่วยมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ. วารสารโรคมะเร็ง. 2560; 37:21-30.
11. Naiyanet N, Oonsiri S, Lertbutsayanukul C, Suriyapee S. Measurements of patient's setup variation in intensity-modulated radiation therapy of head and neck cancer using electronic portal imaging device. Biomed Imaging Interv J. 2007;3:e30 .
12. Jiang SK, Wang JJ, Wang H, Zhou S, Yang RJ, Zhang RL, et al. Assessment of setup errors of IGRT combined with a six degrees of freedom bed for patients with primary rectal cancer. Zhonghua Zhong Liu Za Zhi. 2021; 43:155-159.

13. Tong–Ngarm W, Kornsoapa S, Saenchon P, Promsensa K. Set-up error for prostate cancer patients in IMRT with pelvis mask. *J Sakon Nak Hosp.* 2022;25:26-35.
14. Mullaney LM, O’Shea E, Dunne MT, Finn MA, Thirion PG, Cleary LA, et al. A randomized trial comparing bladder volume consistency during fractionated prostate radiation therapy. *Pract radiat oncol.* 2014;4: e203-e12.
15. Nakamura N, Shikama N, Takahashi O, Ito M, Hashimoto M, Uematsu M, et al. Variability in bladder volumes of full bladders in definitive radiotherapy for cases of localized prostate cancer. *Strahlenther Onkol.* 2010;186: 637-42.



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

<https://www.thastro.org>