



Journal of Thai Association of Radiation Oncology

Volume 31 Issue 1 January – June 2025

Review Articles

- Proton Therapy Machine Quality Assurance: An Institutional Experience
- Radiotherapy in Brain and Head and neck Cancers at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society

Original Articles

- Treatment outcome of hypofractionated radiotherapy in post mastectomy breast cancer in Ubonratchathani cancer hospital

ISSN 2730-177X (Online)

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย



Thai Association of Radiation Oncology



รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2566-2568

คณะกรรมการบริหาร

รองศาสตราจารย์นายแพทย์ชลเกียรติ	ขอประเสริฐ	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	นายกสมาคม
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงมณฑนา	ธนะไชย	โรงพยาบาลรามธิบดี	อุปนายก 1
ศาสตราจารย์แพทย์หญิงอัมใจ	ชิตาพนารักษ์	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	อุปนายก 2 และประธานฝ่ายวิเทศสัมพันธ์ และภาพลักษณ์องค์กร
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกาญจนา	โชติเลอศักดิ์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เลขาธิการ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์จักรพงษ์	จกกาบাত্র	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพุดผพรรณ	พัทวิพงศ์	โรงพยาบาลรามธิบดี	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงนันทกานต์	อภิวัฒน์	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงจันจิรา	เพชรสุขศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 3
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกิตติวดี	ศักดิ์ศรีชัย	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	รองฝ่ายวิเทศสัมพันธ์ และภาพลักษณ์องค์กร และรองประธานฝ่ายสารสนเทศ
ศาสตราจารย์นายแพทย์เอกสิทธิ์	ธราวิจิตรกุล	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	ประธานฝ่ายวิจัย
ศาสตราจารย์นายแพทย์ชวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์นายแพทย์เต็มศักดิ์	พึงรัมย์	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงปฐมพร	ศิริประภาศิริ	สถาบันมะเร็งแห่งชาติ	ประธานฝ่ายสนับสนุนการจัดระบบบริการ
แพทย์หญิงชลศณีย์	คล้ายทอง	โรงพยาบาลมหาวชิราลงกรณ	รองประธานฝ่ายสนับสนุนการจัดระบบบริการ
น.อ.แพทย์หญิงหม่อมหลวงอภิรดี	กฤดากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายกฎหมาย
นายแพทย์ธราธร	ดุงคะสมิต	โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี	รองฝ่ายกฎหมาย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.แพทย์หญิงณปภัช	อมรวิเศษชัย	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	เทรียนิก
ว่าที่ร้อยตรี นายแพทย์ปิยะ	ประทีปเสนา	โรงพยาบาลราชวิถี	นายทะเบียน
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงชมพร	สีตะชนี	โรงพยาบาลรามธิบดี	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ศรีชัย	ครูสันธิ์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงธนาทิพย์	ตันติวัฒน์	โรงพยาบาลศิริราช	คณะกรรมการกลาง
พ.อ.แพทย์หญิงศิริทิพย์	ทรงวุฒิวิชัย	โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า	คณะกรรมการกลาง
นายแพทย์จิรศักดิ์	สุชาบุรณ์	โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี	คณะกรรมการกลาง
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงศศิกาญจน์	จำจด	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	คณะกรรมการกลาง
รองศาสตราจารย์นายแพทย์พิทยา	ด้านกุลชัย	โรงพยาบาลศิริราช	คณะกรรมการกลาง

คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์จักรพงษ์	จกกาบাত্র	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพุดผพรรณ	พัทวิพงศ์	โรงพยาบาลรามธิบดี	รองประธานฝ่ายวิชาการ 1
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงนันทกานต์	อภิวัฒน์	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 2
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงจันจิรา	เพชรสุขศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	รองประธานฝ่ายวิชาการ 3



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย Thai Association of Radiation Oncology

รายชื่อคณะกรรมการบริหาร

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วาระปี 2566-2568

คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงกิริติกันต์	บุญญาวรรณ	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์พิเศษ ดร.แพทย์หญิงอนุสรรา	ประยงค์รัตน์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
นายแพทย์เพทยา	รอตละมูล	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ

คณะกรรมการฝ่ายวิจัย

ศาสตราจารย์นายแพทย์เอกสิทธิ์	ธราวิจิตรกุล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ประธานฝ่ายวิจัย
รองศาสตราจารย์นายแพทย์กุลธร	เทพมงคล	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
รองศาสตราจารย์ ดร.แพทย์หญิงจิราพร	เสตรณกุล	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
นายแพทย์ชัยรัตน์	โล่ณิชนกเกียรติกุล	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
น.ต.แพทย์หญิงกนกพิศ	โตวน้ำชัย	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
แพทย์หญิงจิตติพร	จารุเอียร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย

คณะกรรมการฝ่ายปฎิคม

น.อ.แพทย์หญิงหม่อมหลวงอภิรตี	กฤตากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ประธานฝ่ายปฎิคม
นายแพทย์ธรรธร	ตุ้มคะสมิต	โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี	รองฝ่ายปฎิคม
นายแพทย์เพชร	อลิสาณนท์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายปฎิคม

คณะกรรมการฝ่ายวารสาร

ศาสตราจารย์นายแพทย์ชวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์พิเศษแพทย์หญิงชนมณีภา	นันท์วิทยา	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
แพทย์หญิงจิตติพร	จารุเอียร	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทวีป	แสงแห่งธรรม	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
ดร.พวงเพ็ญ	ตั้งบุญดวงจิตร์	โรงพยาบาลรามาริบัติ	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงพิมพ์ขวัญ	กำเนิดศุภผล	โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยเชียงใหม่	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร

คณะกรรมการฝ่ายสารสนเทศ

รองศาสตราจารย์นายแพทย์เต็มศักดิ์	พิงรัตน์	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงกิตติ์วดี	ศักดิ์ศรีชัย	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ชวลิต	หลักดี	โรงพยาบาลพุทธชินราช	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ภูริวัฒน์	เมื่องวงศ์	โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ
นายแพทย์ศตวรรษ	นาเมืองจันทร์	โรงพยาบาลศรีนครินทร์	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ



ที่ปรึกษา

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ปี พ.ศ. 2566- 2568

รายชื่อที่ปรึกษา

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

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

อาจารย์อาวุโส สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิงสายสงวน อุณหนันทน์
รองศาสตราจารย์นายแพทย์วิสุทธิ์ วุฒิพงศ์
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุรีย์ จิตะฐาน
รองศาสตราจารย์นายแพทย์โสภณ กัมพลพันธ์
นายแพทย์พิศิษฐ์ ศิริสุข
แพทย์หญิงสุนันทา ศรีสุบัติ-พลอยส่องแสง
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์อนันต์ โทณสิน
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงสุพัตรา แสงรุจิ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ประยุทธ์ โรจน์พรประดิษฐ์
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์โรจน์รุ่ง สุวรรณสุทธิ
นายแพทย์ณรงค์พล เทียนทอง
แพทย์หญิงสายพิน ตั้งศรีชัด

ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์วิรัตน์ ไพรัชเวทย์
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงมนเทียร เปลี
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์นพดล อัครเมธา
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิงเยาวลักษณ์ ขาญศิลป์
นายแพทย์ศักดิ์พิศิษฐ์ นวลศิริ
นายแพทย์สมคิด เพ็ญพัฒนกุล
นายแพทย์ธนเดช สิ้นธุเสก
นายแพทย์ชนวิรัตน์ เทชะวิบูล
นายแพทย์อภิชาติ พานิชชีวลักษณ์
รองศาสตราจารย์พันโทนายแพทย์จิตติ สว่างศิลป์
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิงกุลดาววัลย์ นาคพงษ์

Content

มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
ปีที่ 31 ฉบับที่ 1 มกราคม - มิถุนายน 2566

- 03 คณะกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2566 - 2568
- 05 ที่ปรึกษาสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2566 - 2568
- 07 บรรณาธิการแถลง
-
- O1 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนและประสบการณ์ในหน่วยงาน
Proton Therapy Machine Quality Assurance: An Institutional Experience
สรจรัส อุณหศิริ, พันทิวา อุณหศิริ
- O22 การฉายรังสีมะเร็งสมอง และศีรษะและลำคอ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
Radiotherapy in Brain and Head and neck Cancers at King Chulalongkorn Memorial Hospital,
Thai Red Cross Society
จำนงค์ คุ่มเขว้า, ณิชากร รักเกียรติ, วีรภัทร ไวอ่อนศรี, วโรชา แสนกล้า
- R1 ผลการรักษามะเร็งเต้านมที่ได้รับการผ่าตัดเต้านอกทั้งหมด ด้วยวิธีการฉายรังสีแบบสั้นภายในโรงพยาบาลมะเร็ง
อุบลราชธานี
Treatment outcome of hypofractionated radiotherapy in post mastectomy breast cancer in
Ubonratchathani cancer hospital
วรรณงค์ ถิรมนตรี, วิกิรานต์ สอนถม, โสภิต ทับทิมหิน



บรรณาธิการแถลง

เจ้าของ

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

วัตถุประสงค์

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

นโยบายการพิจารณาบทความ

บทความทุกบทความจะต้องผ่านการพิจารณาโดยผู้ทรงคุณวุฒิในสาขาที่เกี่ยวข้องอย่างน้อย 2 ท่าน แบบผู้ทรงคุณวุฒิและผู้ที่ไม่ทราบชื่อท่านและกัน (double-blind review)

กำหนดออก

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

สำนักงานกองบรรณาธิการ

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

ที่ปรึกษา

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

บรรณาธิการ

ศ.นพ.ชวลิต เลิศบุษยานุกูล

รองบรรณาธิการ

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

กองบรรณาธิการ

ศ.นพ.เอกสิทธิ์ อร่าวิจิตรกุล ผศ.ดร.สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์
ผศ.นพ.ธนาพันธุ์ พีรวงศ์ รศ.พญ.พุดทิพรพรณ พัทธวิพงศ์
อ.นิภา ชุมสุวรรณ ผศ.พญ.จิราพร เสถกรณกุล
รศ.ลลิตา ตันติภูมิอมร อ.ธง โชติสุขิตพันธุ์
อ.แสงอุทิศ ทองสวัสดิ์

ผู้ประสานงานกองบรรณาธิการ

ธันยรัศมี ตีวรรณวงศ์

ฝ่ายศิลปกรรม

วรัญญา อาศัยศาสน์

วารสาร Journal of Thai Association of Radiation Oncology ฉบับนี้มีความยินดีเป็นอย่างยิ่งที่ได้นำเสนอบทความทางวิชาการที่สะท้อนถึง ความก้าวหน้าและศักยภาพของวงการรังสีรักษาในประเทศไทย ทั้งในด้าน เทคโนโลยีที่ล้ำสมัยและประสบการณ์จากภาคปฏิบัติจริง

บทความนำเสนอในฉบับนี้ ได้แก่ “Proton Therapy Machine Quality Assurance: An Institutional Experience” ซึ่งแบ่งปันแนวทางการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนจากศูนย์ฉายอนุภาคโปรตอน สมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ แห่งแรกของประเทศ โดยให้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์ต่อทั้งหน่วยงานที่มีการใช้งานอยู่แล้วและผู้ที่กำลังเตรียมจัดตั้งศูนย์ใหม่ในอนาคต

อีกหนึ่งบทความที่น่าสนใจคือผลการรักษาผู้ป่วยมะเร็งเต้านม หลังผ่าตัดแบบ Hypofractionated radiotherapy จากโรงพยาบาลมะเร็ง อุบลราชธานี ซึ่งเป็นข้อมูลที่มีคุณค่าต่อการพัฒนาทางเลือกในการรักษา ลดระยะเวลาและค่าใช้จ่ายของผู้ป่วย โดยไม่กระทบต่อประสิทธิภาพในการควบคุมโรค

ขอขอบคุณคณะผู้เขียนทุกท่านที่ร่วมแบ่งปันความรู้ และหวังว่าวารสารฉบับนี้จะเป็นแรงบันดาลใจให้กับแพทย์ พยาบาล นักฟิสิกส์การแพทย์ และบุคลากรในสายงานรังสีรักษาทุกท่าน ในการร่วมกันพัฒนาคุณภาพการดูแลผู้ป่วยมะเร็งของประเทศไทยต่อไป

บรรณาธิการ

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย
Journal of Thai Association of Radiation Oncology

การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนและประสบการณ์ในหน่วยงาน

Proton Therapy Machine Quality Assurance: An Institutional Experience

สรจรส อุณหศิริ, พันทิวา อุณหศิริ

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

สรจรส อุณหศิริ

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ้ายรังสีวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย

1873 ถนน พระราม 4 เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

อีเมล: nuunon@yahoo.com

Sornjarod Oonsiri, Puntiva Oonsiri

*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital,
The Thai Red Cross Society, Bangkok, 10330*

Corresponding author

Sornjarod Oonsiri

*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital,
The Thai Red Cross Society, Bangkok, 10330*

1873 Rama IV Road, Pratumwan, Bangkok, 10330

E-mail: nuunon@yahoo.com

Submitted: Aug 2, 2024

Revised: Nov 12, 2024

Accepted: Nov 22, 2024

บทคัดย่อ

การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนเป็นกระบวนการสำคัญเพื่อสร้างความมั่นใจในการรักษาผู้ป่วยให้มีความถูกต้อง สามารถแบ่งออกได้เป็นการประกันคุณภาพแบบประจำวัน ประจำเดือน และประจำปี บทความนี้นำเสนอประสบการณ์ในการใช้งานของอุปกรณ์ในการทำประกันคุณภาพ ได้แก่ Sphinx Compact สำหรับการประกันคุณภาพแบบประจำวัน Logos system XRV-124 สำหรับการประกันคุณภาพแบบประจำเดือน และ MP3-PL ร่วมกับหัววัด PTW Bragg peak chamber type 34070 สำหรับการประกันคุณภาพแบบประจำปี ซึ่งเป็นประโยชน์แก่หน่วยงานที่มีการวางแผน และมีโครงการในการจัดซื้อเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนในอนาคต

คำสำคัญ: การประกันคุณภาพ, เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน, เครื่องมือประกันคุณภาพ

Abstract

Proton therapy quality assurance (QA) is an important process to ensure that the patient's treatment is accurate. There are daily, monthly, and annual QAs. This article explored experience and QA tool usage for the QA process: Sphinx Compact for daily QA, Logos system XRV-124 for monthly QA, and MP3-PL combined with PTW Bragg peak chamber type 34070 for annual QA, respectively. It could help to give the idea for the staff, which supports the new facility's planning in the future.

Keywords: Quality assurance, Proton therapy, QA tools

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 31(1): O1 - O21

บทนำ

ปัจจุบันเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนได้เข้ามามีบทบาทสำคัญในการรักษาโรคมะเร็งมากยิ่งขึ้นเนื่องจากมีคุณสมบัติที่โดดเด่นของอนุภาคโปรตอนคือ สามารถให้ปริมาณรังสีในเนื้อเยื่อสูงสุดตามความลึกของก้อนรอยโรค และปริมาณรังสีลดลงอย่างรวดเร็ว หรือที่เรียกว่า Bragg peak ทำให้อวัยวะข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีที่น้อยมาก เมื่อเทียบกับการรักษาด้วยเครื่องเร่งอนุภาคโฟตอน^[1] จึงสามารถเพิ่มคุณภาพชีวิตให้แก่ผู้ป่วย โดยการลดโอกาสการเกิดมะเร็งทุติยภูมิภายหลังการรักษาได้ อย่างไรก็ตามองค์ความรู้เกี่ยวกับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนสำหรับประเทศไทยถือว่าเป็นเรื่องค่อนข้างใหม่ โดยศูนย์โปรตอนสมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย เป็นศูนย์การฉายอนุภาคโปรตอนแห่งแรกในประเทศไทยและภูมิภาคเอเชียตะวันออกเฉียงใต้ เริ่มใช้งานตั้งแต่ปี พ.ศ. 2564 การสร้างความมั่นใจในความถูกต้องของปริมาณรังสีที่ให้แก่ผู้ป่วยเป็นเรื่องสำคัญ จำเป็นต้องมีบุคลากรสหวิชาชีพร่วมกันรวบรวมข้อมูล หาแนวทาง วิธีการ เพื่อความมั่นใจในการใช้เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนทั้งด้านประสิทธิภาพและความถูกต้องเพื่อประโยชน์สูงสุดแก่ผู้ป่วย

เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนประกอบด้วยระบบควบคุมหลายส่วนเพื่อสามารถส่งลำอนุภาคออกมาได้อย่างถูกต้อง โดยรายงานจาก AAPM TG-224^[2] ได้ให้แนวทางภาพรวมในการประกันคุณภาพสำหรับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน โดยไม่ได้จำเพาะสำหรับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนชนิดใดชนิดหนึ่ง และจากประสบการณ์ในการใช้เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน รุ่น ProBEAM Compact (Varian Medical System, Palo Alto, CA) ณ ศูนย์โปรตอนสมเด็จพระเทพรัตนราชสุดาฯ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย ผู้เขียนจึงได้รวบรวมเกี่ยวกับการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน เพื่อเป็นประโยชน์แก่ผู้สนใจในการพิจารณาเลือกเครื่องมือในการทำการ

ประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนได้อย่างเหมาะสมสำหรับหน่วยงานที่กำลังวางแผนจะติดตั้งเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนในอนาคต โดยแบ่งเป็นส่วนหลักๆ ได้แก่ เกี่ยวกับปริมาณรังสี ระบบกลไก ระบบการสร้างภาพ และระบบความปลอดภัย เป็นต้น โดยแต่ละส่วนสามารถแบ่งออกเป็นประกันคุณภาพทั้งแบบประจำวัน ประจำเดือน และประจำปี ตามลำดับ

1. ระบบเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน

เครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน ยี่ห้อ Varian รุ่น ProBEAM Compact เร่งอนุภาคด้วยเครื่องเร่งอนุภาคชนิดไซโคลตรอน^[3] สามารถผลิตอนุภาคโปรตอนในช่วงพลังงาน 70-220 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ ผ่านระบบลำเลียงอนุภาคเข้าสู่หัวเครื่องฉายโดยตรงเพียงห้องเดียว ไม่มีการแยกระบบลำเลียงออกเป็นห้องย่อยๆ จึงทำให้เครื่องเร่งอนุภาคสามารถส่ง และลำเลียงอนุภาคเพื่อมาทำการรักษาผู้ป่วยได้อย่างต่อเนื่อง ส่วนเทคนิคการส่งลำอนุภาคเป็นแบบ Pencil beam scanning (PBS) คือใช้สนามแม่เหล็กในการเบี่ยงเบน ปรับตำแหน่ง และบังคับทิศทางของลำอนุภาคที่ออกมาทีละจุด (spot) อย่างต่อเนื่องทั้งในแนวระนาบ และจากระดับลึกที่สุดสู่ด้านผิวผู้ป่วย เพื่อให้ปริมาณรังสีครอบคลุมทั้งปริมาตรของก้อนมะเร็ง วิธีนี้สามารถลดรังสีกระเจิงจากลำรังสีปฐมภูมิ และปริมาณนิวตรอนที่เกิดภายในหัวเครื่องได้^[2]

การให้ลำอนุภาคออกมาทีละจุดอย่างต่อเนื่อง (Continuous scanning) ถูกควบคุมด้วยระบบควบคุมหลายส่วน เพื่อให้ลำอนุภาคที่ออกมานั้นมีความถูกต้อง เช่น จำนวนประจุ ระยะเวลาที่ให้อนุภาคในแต่ละตำแหน่ง ตำแหน่งของลำอนุภาค ความเร็วในการสแกน เป็นต้น ระบบของสนามแม่เหล็กเพื่อบังคับความเร็วในการสแกนลำอนุภาคเป็นส่วนสำคัญของการเกิดความคลาดเคลื่อนต่อลำอนุภาคที่ส่งออกมาซึ่งถูกควบคุมด้วยกระแสไฟฟ้าอีกทีหนึ่ง นั่นหมายความว่าหากมีการเปลี่ยนแปลงของ

กระแสไฟฟ้า อาจส่งผลต่อความถูกต้องของ Spot scanning ด้วย ดังนั้นการรับประกันคุณภาพสามารถป้องกันการเกิดความผิดพลาดของลำอนุภาคโปรตอนได้ โดยรายงานจาก AAPM TG-224^[2] ได้นำเสนอแนวทางในการรับประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแยกเป็นส่วนๆ อย่างชัดเจน ซึ่งจะกล่าวถึงในหัวข้อถัดไป โดยบทความนี้จะกล่าวครอบคลุมเฉพาะเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบ PBS เท่านั้น

2. การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบประจำวัน

ผู้ที่มีหน้าที่รับผิดชอบในการทำการประกันคุณภาพส่วนนี้ ได้แก่ นักรังสีการแพทย์ที่ผ่านการฝึกอบรม และนักฟิสิกส์การแพทย์เป็นผู้ทำการวิเคราะห์ผล แต่ถ้าหากผลการประกันคุณภาพแบบประจำวันมีค่าเกินเกณฑ์ที่กำหนดจำเป็นจะต้องมีรายงานแก่นักฟิสิกส์การแพทย์ทันที โดยการตรวจสอบหลักๆ ได้แก่ ส่วนที่เกี่ยวข้องกับปริมาณรังสี ระบบกลไก การตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วย และระบบความปลอดภัย ตารางสรุปการประกันคุณภาพแบบประจำวันสำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ PBS และเกณฑ์ยอมรับ แสดงดัง ตารางที่ 1

2.1 การวัดปริมาณรังสี

การวัดปริมาณรังสีประจำวันสามารถใช้แผ่นจำลองเนื้อเยื่อชนิดพลาสติก (Solid plastic phantom) ได้ เนื่องจากสะดวกและมีความแม่นยำต่อการจัดวางมากกว่า โดยวัสดุของ Phantom ควรให้ค่า Proton stopping power ratio ใกล้เคียงน้ำ และต้องคำนึงถึงความหนาโดยชดเชยให้เทียบเท่าน้ำด้วย

2.1.1 Dose per monitor unit (D/MU)

การวัดปริมาณรังสีต่อหน่วย Monitor เป็นสิ่งจำเป็นที่ต้องทำประจำวัน เพื่อดูประสิทธิภาพของระบบหัววัดรังสีภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน รวม

ถึงตรวจสอบคุณสมบัติของลำอนุภาค และความคงที่ของ Fluence ที่ออกมา โดยเปรียบเทียบค่าที่วัดได้กับข้อมูลจากการกระบวนการ Commissioning ตำแหน่งของการวัดควรอยู่บริเวณที่ไม่มีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีอย่างรวดเร็ว (Low-dose gradient) เช่น บริเวณกึ่งกลางของ Spread-out Bragg Peak (SOBP) หรือ Proximal region โดยกำหนดให้ MU มีค่าคงที่ เนื่องจากการวัดค่า D/MU เป็นเพียงการตรวจสอบการทำงานของระบบหัววัดภายในหัวเครื่อง จึงไม่จำเป็นต้องทำการวัดในหลายพลังงาน ในทุกวัน แต่ควรวัดปริมาณรังสีจากลำอนุภาคโปรตอนเพียง 1 พลังงาน และความลึกเดิมทุกวัน ก็เพียงพอ สามารถใช้หัววัดรังสีชนิด Parallel plate ionization chamber หรือประยุกต์ใช้เครื่องมือวัดรังสีประจำวันของโฟตอนก็ได้เช่นกัน^[6]

2.1.2 Range (ระยะพิสัย)

การเปลี่ยนแปลงปริมาณอนุภาคสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงของระยะพิสัย การตรวจสอบความถูกต้องของพลังงานอนุภาคโปรตอนจำเป็นต้องตรวจสอบด้วยการวัดระยะพิสัยที่ได้จากเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนประจำวัน เกณฑ์การยอมรับอยู่ภายใน ± 1 มิลลิเมตร สำหรับ PBS จะเป็นการวัดระยะพิสัยของ Single-layer beams ทำการวัดด้วย Plane-parallel ionization chamber ใน Solid phantom ที่ความลึกระดับเดียวกับ Distal fall-off ซึ่งเป็นส่วนที่มีการเปลี่ยนแปลงของปริมาณรังสีอย่างรวดเร็ว จึงต้องระมัดระวังการ Set up อย่างมาก โดยปริมาณรังสีที่วัดได้ ณ Distal depth เทียบกับค่าที่วัดได้ ณ ความลึกอ้างอิง เช่น 3 กรัมต่อตารางเซนติเมตร หรือประยุกต์ใช้เครื่องมือวัดรังสีประจำวันของโฟตอนที่มีหัววัดรังสีวางในตำแหน่งความลึกที่ต่างกัน วิธีนี้จึงคล้ายการตรวจสอบความคงที่ของ Depth dose ของพลังงานลำอนุภาคพลังงานเดียวกัน

ตารางที่ 1 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำวันสำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ Pencil beam scanning^[2]

กรตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
Dosimetry		
- Output constancy	±3%	- สามารถวัดที่ระยะพิสัยที่แตกต่างออกไปในวันอื่นได้
- Distal verification Depth	±1 มม.	- ความแตกต่างของ distal depth dose ที่ 90% จากค่าเริ่มต้น
- Spot position	±2 /±1 มม.	- ค่าสัมบูรณ์ หรือสัมพัทธ์ ก็ได้เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น
Mechanical		
- Couch translation motion	±1 มม.	- สำคัญ และจำเป็น หากผู้ป่วยไม่ได้ทำการถ่ายภาพเพื่อเช็คตำแหน่ง ภายหลังที่มีการเลื่อนเตียงผู้ป่วย
- Laser position accuracy	±2 มม.	- ที่ตำแหน่งจุดหมุน
Imaging		
- X-ray isocenter vs Laser isocenter	±2 มม.	
- X-ray and proton beam isocenter coincidence	±1 มม.	
- Image acquisition and communication	Functional	ใช้คู่มือเดียวกับ AAPM TG-142[4], AAPM TG-179 ^[5]
CBCT		
Safety		
- Door interlock	Functional	
- Audio and visual monitor	Functional	
- Beam on indicator	Functional	
- Pause beam button	Functional	
- Emergency motion stop button	Functional	
- Collision interlocks	Functional	
- Radiation monitor	Functional	
Optional		
- Proximal depth verification	±2 มม.	- ณ ตำแหน่ง proximal depth dose ที่ 90%
- SOBP width	±2%	- ความกว้างของ proximal และ distal depth dose ที่ 90%
- Gantry angle read out accuracy	±1°	

คำย่อ: CBCT = Cone Beam Computed Tomography, SOBP = Spread-out Bragg Peak

2.1.3 Spot delivery constancy

ในหัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน ของระบบ PBS จะมีการตรวจเช็ค Spot โดยวัดออกมาเป็นปริมาณรังสี หรือ MU per spot อย่างต่อเนื่องตลอดการฉายอนุภาคโปรตอน โดยข้อมูลนี้จำเป็นต้องเก็บข้อมูลในกระบวนการ Commissioning เพื่อใส่ข้อมูลคุณสมบัติของอนุภาคที่ได้ในเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา จึงเป็นพารามิเตอร์หนึ่งที่ส่งผลต่อความถูกต้องในการรักษาผู้ป่วย ดังนั้นต้องทำการประกันคุณภาพเกี่ยวกับความคงที่ของรูปร่าง และตำแหน่ง ของ Spot เป็นประจำทุกวัน

ในทางปฏิบัติการตรวจสอบความคงที่ของ Spot ในการส่งผ่านลำอนุภาค ได้แก่ การตรวจสอบขนาด และตำแหน่ง ของแต่ละ Spot โดยตรง อุปกรณ์ที่สามารถใช้ได้ เช่น Film, Ionization chamber array, Strip chamber หรือ Lynx^[7] เป็นต้น การตรวจสอบแต่ละ Spot ครอบคลุมแบบรูปแบบตำแหน่งของ Spot ให้มีระยะห่างเพื่อดูแต่ละ Spot แยกออกจากได้กันอย่างเพียงพอ โดยรูปแบบของการตรวจสอบครอบคลุมด้วย Spot ที่อยู่บริเวณกึ่งกลาง ขอบ และมุม ของเครื่องมือวัด ซึ่งอาจจะประกอบด้วยพลังงานที่แตกต่างกัน โดยทำการประเมินตำแหน่ง ณ จุดกึ่งกลางของแต่ละ Spot เปรียบเทียบกันในแต่ละตำแหน่ง ลักษณะของแต่ละ Spot จะเป็นรูป Gaussian สามารถประเมินด้วยค่าซิกมา (σ) เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น (Base-line) สำหรับพลังงาน 70 เมกะอิเล็กตรอนโวลต์ σ มีค่าประมาณ 5 มิลลิเมตร และมีค่าลดลง เมื่อพลังงานเพิ่มขึ้น เกณฑ์ยอมรับความต่างของ σ จากค่าเริ่มต้นไม่เกินร้อยละ 10 ในขณะที่ Lateral penumbra ณ ระดับความเข้มรังสีระหว่างร้อยละ 80 ถึง 20 ควรมีความต่ำกว่า 1 มิลลิเมตร

2.2 การตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วย

2.2.1 เติียง

ความถูกต้องของตำแหน่งผู้ป่วยในการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอนมีความสำคัญมาก เนื่องจากระยะพิสัยของลำอนุภาคสามารถเปลี่ยนแปลงได้ง่ายขึ้นกับลักษณะทางกายภาพของผู้ป่วย ดังนั้นเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนมักใช้ระบบแขนกลในการแก้ค่าตำแหน่งผู้ป่วยทั้งในแนวการเลื่อน และการหมุน การตรวจสอบความถูกต้องของเตียงจำเป็นต้องทำทุกวัน หากกระบวนการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยด้วยการสร้างภาพและเลื่อนตำแหน่งผู้ป่วยไม่มีการเช็คด้วยระบบสร้างภาพอีกครั้ง แต่ถ้ามีการตรวจเช็คตำแหน่งผู้ป่วยด้วยระบบสร้างภาพอีกครั้งภายหลังการเลื่อนตำแหน่ง อาจจะยับยั้งการประกันคุณภาพของเตียงห่างออกเป็นแบบรายสัปดาห์ได้

2.2.2 เลเซอร์

เนื่องจากเลเซอร์ใช้ในการจัดตำแหน่งผู้ป่วยจึงต้องทำการตรวจเช็คทุกวัน สามารถใช้ QA Phantom ที่มี Marker ภายใน เช่น QUASARTM , Iso Cube daily QA phantom หรืออาจจะใช้ Mechanical devices ที่บริษัทให้มาเมื่อทำ Commissioning ก็ได้วิธีทำได้ง่ายคือ จัดตำแหน่ง Phantom ด้วยเลเซอร์ จากนั้นทำการสร้างภาพแล้วหาตำแหน่ง Fiducial marker เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเลเซอร์ หรือวิธีที่ง่ายและรวดเร็วที่สุดคือการจุดแนวเส้นเลเซอร์ที่ผนังห้อง แต่ต้องระวังในกรณีที่เครื่องเร่งอนุภาคเป็นแบบหัวเครื่องสามารถหมุนได้ และตัวเลเซอร์ไม่ได้ยึดติดอยู่ที่ผนังห้อง แต่จะติดอยู่กับแกนทรี ซึ่งอาจส่งผลกระทบต่อความคลาดเคลื่อนของค่าที่ได้จากการตรวจสอบในแต่ละวัน

2.2.3 ระบบการสร้างภาพ

ระบบการสร้างภาพเพื่อใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยก่อนทำการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอน อาจเป็นภาพ 2 มิติ หรือทั้งปริมาตร จำเป็นต้องตรวจสอบระบบจุดหมุนร่วมกันของระบบการสร้างภาพ และเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน วิธีการตรวจสอบอย่างง่ายคือการถ่ายภาพ QA phantom แล้วตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งเลเซอร์ หรือ Cross-wires ซึ่งปรากฏบน Detector panels หรือซอฟต์แวร์การเปรียบเทียบภาพ อาจทำการเปรียบเทียบข้อมูลภาพกับภาพตั้งต้นที่ทำการเก็บข้อมูลไว้ ณ ตอน Commissioning ได้ อย่างไรก็ตาม รายละเอียดในการตรวจสอบเกี่ยวกับระบบสร้างภาพยังคงเป็นไปตามแนวทางเดียวกับเครื่องเร่งอนุภาคโฟตอน ตามรายงาน AAPM TG-142^[4] และ AAPM TG-179^[5] โดยจำเป็นต้องตรวจสอบระบบภาพนำวิถี (Cone Beam Computed Tomography: CBCT) ร่วมด้วย

3. การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำสัปดาห์

เป็นการตรวจสอบระบบของเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนส่วนที่ส่งผลกระทบต่อทางคลินิกน้อยหากเกิดความคลาดเคลื่อนเมื่อเทียบกับรายการตรวจสอบแบบประจำวัน แต่โอกาสเกิดความคลาดเคลื่อนได้มากกว่ารายการตรวจ

สอบแบบประจำเดือน ส่วนนี้รวมถึงการวิเคราะห์ผลของการประกันคุณภาพแบบประจำวัน พิจารณาความคลาดเคลื่อนของระบบหรือความไม่คงที่ของผลการประกันคุณภาพประจำวัน ซึ่งหน้าที่ความรับผิดชอบส่วนนี้จะเป็นของผู้ช่วยนักฟิสิกส์การแพทย์ แต่ต้องรายงานผลต่อนักฟิสิกส์การแพทย์ผู้ผ่านการรับรองตามลำดับ รายการประกันคุณภาพประจำสัปดาห์ แสดงดังตารางที่ 2

การรักษาโรคที่อยู่บริเวณต้นของระบบ PBS จำเป็นต้องยืด Range shifters เข้าไปติดกับ Snout และ Snout จะต้องยื่นออกมาให้ชิดกับตัวผู้ป่วยมากที่สุดเพื่อลดปริมาณรังสีกระเจิงในอากาศ และลดขนาดของ Penumbra คือระยะระหว่างผิวผู้ป่วยถึง Snout อาจจะใช้แคบเพียง 2 เซนติเมตร ดังนั้น การตรวจสอบระยะการยืดหดของ Snout จำเป็นต้องวัดระยะห่างระหว่างปลายยืดสุดของ Snout กับจุดหมุนด้วยไม้บรรทัด หรือตลับเมตร

4. การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำเดือน

เป็นการประกันคุณภาพในส่วนที่มีโอกาสน้อยที่อาจเกิดความคลาดเคลื่อนในระยะเวลานาน นักฟิสิกส์การแพทย์ผู้ผ่านการรับรองเป็นผู้รับผิดชอบในการทำการประกันคุณภาพ รายการประกันคุณภาพประจำเดือน แสดงดังตารางที่ 3

ตารางที่ 2 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำสัปดาห์ สำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ pencil beam scanning^[2]

การตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
- Gantry angle	$\pm 1^\circ$	
- Snout extension	± 1 มม.	
- Couch position accuracy (option)	± 1 มม./ $\pm 1^\circ$	แนวเลื่อน/ หมุน

ตารางที่ 3 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำเดือน สำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ Pencil beam scanning^[2]

การตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
Dosimetry		
- Output constancy	±2%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Field symmetry	±1%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Field flatness	±2%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Range	±1 มม.	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Spot size	±10%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ
Mechanical		
- Gantry isocentricity	≤ 2 มม.	- เส้นผ่านศูนย์กลางวงกลม
- Couch isocentricity	≤ 2 มม.	- เส้นผ่านศูนย์กลางวงกลม
- Couch translation accuracy	≤ 1 มม.	- ทุกแนวแกน
- Couch rotation accuracy	1°	
- Couch trueness	≤ 1 มม.	- แนวตั้ง
- Snout trueness	≤ 1 มม.	
Safety		
- Emergency motion buttons	Functional	- ทั้งในห้องและนอกห้อง
- Exposure from long-term activation	< 0.02 mSv/hr ที่ผิว	- ทำเล้ากั้นขึ้นหากค่าวัดสูง
Imaging (if applicable)		
- Image quality		- AAPM TG-142 ^[4] , AAPM TG-179 ^[5]
- Respiratory gating		- AAPM TG-76 ^[8] and AAPM TG-142 ^[4]

4.1 การวัดปริมาณรังสี

Scanning magnet ภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน และ Spot size ส่งผลโดยตรงต่อคุณภาพลำรังสี ดังนั้นความคงที่ของขนาดและรูปร่างของ Spot จึงมีความสำคัญ ซึ่งภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนจะมีหัววัดเพื่อตรวจสอบ ตำแหน่ง รูปร่าง และความเข้มของ

Spot ดังนั้นจึงต้องตรวจสอบการทำงานของหัววัดนี้ว่าสามารถทำงานได้ตามปกติ การเลือกใช้เครื่องมือวัดที่เหมาะสมสามารถลดภาระงานของเจ้าหน้าที่ได้ เช่น การใช้ Ionization chamber array แบบ 2 มิติ ตรวจสอบ Flatness และ Symmetry ของลำอนุภาคที่มีขนาดใหญ่ สามารถทำร่วมกันพร้อมกับการประกัน

คุณภาพ D/MU ณ มุมแกนทรีหนึ่งๆ อีกทั้งสามารถประเมินความสม่ำเสมอของลำอนุภาคนาขนาดใหญโดยใช้การวิเคราะห์ดัชนีแกมมา (Gamma index analysis)^[9]

4.1.1 Dose per monitor unit (D/MU)

นอกจากการวัด D/MU ในการประกันคุณภาพแบบประจำวันแล้ว สำหรับการประกันคุณภาพประจำเดือนจำเป็นต้องใช้ระบบเครื่องมือวัดชนิดที่แตกต่างออกไป เช่น หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชัน และ Electrometer ปกติแล้วภายในหัวเครื่องมือระบบการวัดปริมาณรังสีซึ่งอาศัยการตอบสนองของ Optic^[10] โดยมีการเปลี่ยนแปลงเมื่อแกนทรีหมุนไปที่มุมต่างๆ เนื่องจากความคงที่ของ Fluence มีผลต่อโดยตรงต่อการชดเชยปริมาณรังสีที่ออกมาให้ความถูกต้อง ดังนั้นจึงควรทำการประกันคุณภาพ D/MU ที่แกนทรีมุมอื่นด้วย ทั้งนี้ขึ้นกับระยะการหมุนของแกนทรีที่เครื่องสามารถทำได้วิธีการอย่างง่าย คือ การวัดปริมาณรังสี ณ กึ่งกลางลำอนุภาคพื้นที่ขนาดใหญ่และความลึกคงที่ ณ มุมแกนทรีต่างๆ เช่น ทุกๆ 60° หรือ 90° เป็นต้น

4.1.2 Flatness and symmetry of broad fields

Flatness and symmetry จำเป็นต้องเช็คที่มุมแกนทรีต่างๆ กัน เพื่อตรวจสอบความเสถียรของ Beam optics เนื่องจาก Scanned spot size, Scan pattern, จุดเริ่ม และจุดสิ้นสุดของการสแกน ต่างส่งผลต่อค่า Flatness และ Symmetry อาจส่งผลให้ค่า Symmetry มากกว่า 1% แต่ต้องน้อยกว่า 2% สำหรับการวัดในแต่ละครั้ง

4.2 Mechanical (ระบบกลไก)

4.2.1 จุดหมุนร่วมของแกนทรีและเตียง

จุดหมุนร่วมของแกนทรีและเตียงต้องทำการประกันคุณภาพ เพราะส่งผลต่อความถูกต้องของปริมาณรังสีที่รอยโรคได้รับจากการเปลี่ยนแปลงของระยะ

พิสัย และตำแหน่งของลำอนุภาคได้ ที่สำคัญน้ำหนักของหัวเครื่องที่มีน้ำหนักมาก ตำแหน่งของจุดหมุนจึงขึ้นกับมุมแกนทรีด้วย การประเมินผลความคงที่ของระยะเส้นผ่านศูนย์กลางของจุดหมุนควรเทียบกับข้อมูล Commissioning การตรวจสอบจุดหมุนร่วมกันของเตียงและแกนทรีสามารถใช้เทคนิค Star-shot หรือเครื่องมืออื่นๆ ที่ออกแบบมาเพื่อตรวจสอบ อีกทั้ง CBCT isocenter^[11] ก็สามารถนำมาประยุกต์ใช้เพื่อตรวจสอบจุดหมุนร่วมกันของระบบต่างๆ ได้เช่นกัน

4.2.2 การหมุนเตียง การเลื่อนเตียง และความถูกต้องของเตียงในแนวดิ่ง

การอ่านค่ามุมของเตียงต้องมีความถูกต้องอยู่ภายใน 1° โดยควรตรวจสอบให้ครอบคลุมระยะเตียงที่หมุนได้ นอกจากการประกันคุณภาพประจำวัน ความถูกต้องในการเลื่อนเตียงให้ทำครอบคลุมระยะเตียงที่ใช้ในการจัดทำผู้ป่วย เช่น ± 10 เซนติเมตร การประกันคุณภาพประจำเดือนควรทำที่ระยะที่เตียงสามารถเลื่อนได้มากที่สุดร่วมด้วย เพราะการประกันคุณภาพประจำวันอาจจะไม่สามารถตรวจพบความผิดปกติในการเลื่อนเตียงที่ระยะสั้นๆ ได้ เกณฑ์การยอมรับความถูกต้องในการเลื่อนเตียง คือ ± 1 มิลลิเมตร^[12] นอกจากนี้จำเป็นต้องทำการประกันคุณภาพของการเลื่อนระยะเตียงในแนวดิ่งด้วย

4.2.3 Snout longitudinal accuracy

Snout เป็นส่วนที่มีน้ำหนักยื่นออกมาจากหัวเครื่องเร่งอนุภาค จึงจำเป็นต้องทำประกันคุณภาพประจำเดือนเช่นเดียวกับที่กล่าวมาข้างต้น ในหัวข้อการประกันคุณภาพประจำสัปดาห์

4.2.4 Coincidence of x-ray, Light field, and Proton radiation field

เนื่องจาก AAPM TG-224^[2] ไม่ได้กำหนดวิธีการทำประกันคุณภาพของ Light field และ Proton radiation field ไว้ตายตัว เนื่องจาก Radiation source

(effective source position) ไม่ได้อยู่ที่เดิมตลอด แต่จะปรับเปลี่ยนไปตาม ขนาดของลำอนุภาค และตำแหน่งของ Snout อย่างไรก็ตาม ในการใช้งานทางคลินิกสามารถ ออกแบบการตรวจสอบ Light field และ Proton radiation field ให้เหมาะสมได้

สำหรับ X-ray และ Proton field ต้องทำการประกันคุณภาพแบบประจำเดือน เพราะการสร้างภาพด้วย X-ray นำมาใช้ในการตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วย ขอบของ X-ray และ Proton field ต้องสัมพันธ์กัน อย่างไรก็ตาม พึงระลึกไว้เสมอว่า X-ray source และ Proton source จะมีความแตกต่างกันอยู่ โดยยอมรับความแตกต่างของ X-ray และ Proton field ไม่เกิน 1 มิลลิเมตร

5. การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปี

การประกันคุณภาพแบบประจำปีจำเป็นต้องใช้เวลา มากกว่าการทำการประกันคุณภาพแบบประจำเดือน โดยทำการตรวจสอบระบบกลไกทั้งหมด ระบบการสร้างภาพ ระบบความปลอดภัยและการแจ้งเตือน และการสอบเทียบความถูกต้องของปริมาณรังสี ซึ่งแตกต่างกันในแต่ละบริษัทผู้ผลิตเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน รายการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปี แสดงดังตารางที่ 4 อย่างไรก็ตามแต่ละสถาบันสามารถประยุกต์ให้เข้ากับบทบาทของเครื่องเร่งอนุภาค อุปกรณ์ และเครื่องมือในการทำ QA ได้

5.1 การวัดปริมาณรังสี

5.1.1 D/MU constancy

ตามรายงาน AAPM TG 224^[2] ได้แนะนำให้ใช้คู่มือ IAEA TRS-398^[13] ในการสอบเทียบปริมาณรังสีแบบประจำปี และอุปกรณ์เครื่องวัดรังสีจะต้องทำการสอบเทียบจากสถาบันสอบเทียบมาตรฐาน Accredited Dosimetry Calibration Laboratory (ADCL) ซึ่งหัววัดรังสีที่ใช้ในการประกันคุณภาพแบบประจำวัน และแบบประจำเดือนจะต้องทำการสอบเทียบ

กับหัววัดรังสีอ้างอิงเช่นกัน สิ่งสำคัญที่ต้องคำนึงถึงในการวัดอนุภาคโปรตอนชนิด Spot scanning คือ เรื่อง Recombination effect และ Dose rate effect ดังนั้น หัววัดรังสีที่ใช้จะต้องทำการแก้ค่า Recombination effect เมื่อใช้ Dose rate แตกต่าง ๆ กัน

ค่า Out put ของระบบ PBS ขึ้นกับ Beam flux, Beam position, และพลังงาน ดังนั้นจึงต้องทำการสอบเทียบปริมาณรังสีที่ออกมา อีกทั้งข้อมูลต่างๆ ได้แก่ Depth-dose, Pencil beam lateral width, Range shift factor, และ Relative output factor ซึ่งตรวจสอบเทียบกับข้อมูล ณ ตอน Commissioning

สำหรับ Flatness, symmetry และ D/MU ควรทำที่มุมแกนทรีอื่นที่ถี่ขึ้น นอกเหนือจากที่ทำในกระบวนการประกันคุณภาพแบบประจำเดือน เช่น ทุกๆ มุม 45 องศา เป็นต้น โดย รายงาน AAPM TG 224^[2] แนะนำให้ทำอย่างน้อย 4 มุม สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนชนิดที่หมุนแกนทรีได้รอบ 360° หรือ อย่างน้อย 3 มุม สำหรับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนชนิดที่หมุนแกนทรีได้เพียง 180°

5.1.2 ระยะพิสัย

ระยะพิสัยของแต่ละ Spot หรือแบบลำอนุภาคขนาดใหญ่ รวมถึง Off-axis ณ มุมแกนทรีต่างๆ ถูกรวมไว้ในประกันคุณภาพแบบประจำปี โดยระยะพิสัยดูได้จากการวัดความลึกของ Depth-dose ณ 90% ในน้ำ เนื่องจากระบบของ PBS ให้อนุภาคออกมาทีละชั้น จึงทำให้การวัด Depth-dose หัววัดรังสีชนิดไอออนไนเซชันเพียงตัวเดียวนั้นทำให้ใช้เวลาค่อนข้างมาก ดังนั้นจึงมีเครื่องมือวัดรังสีชนิดที่มีหัววัดหลายๆ ตัว ถูกลำนำมาใช้ เพื่อเพิ่มประสิทธิภาพในการทำงาน และทำให้การทำงานมีความสะดวกยิ่งขึ้น^[14,15]

ความสม่ำเสมอของ Range สามารถดูจาก Profiles ในทิศตั้งฉากกับ Beam ที่ตำแหน่งของ Distal fall-off ซึ่งสามารถดูได้จากลำอนุภาคขนาดใหญ่แบบ Single layer เกณฑ์ยอมรับได้ คือ ± 0.5 มิลลิเมตร จากค่าเริ่มต้น

ตารางที่ 4 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปีสำหรับการส่งผ่านลำอนุภาคแบบ Pencil beam scanning^[2]

การตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
Dosimetry		
- Standard Output calibration	±2%	- IAEA TRS-398
- Range verification	±1 มม.	- วัดที่ 90% depth dose
- Depth doses verification	±2%	- ความต่างสูงสุด ณ ความลึกใด ๆ
- Lateral profile penumbra	±2 มม.	- ที่ 80-20% ณ ความลึกต่างกัน
- Range uniformity	±0.5 มม.	
- Field symmetry	±1%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Field flatness	±2%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ (เปรียบเทียบกับค่าเริ่มต้น)
- Spot position	1 มม./0.5 มม.	- ดูเป็นค่าสัมบูรณ์/สัมพัทธ์
- Spot size	±10%	- วัดที่แกนทรีมมต่าง ๆ
- Uniformity of spot shapes	2% & 2 มม.	- แกนทรีมมต่าง ๆ
- Inverse square correction	±1%	- จากตำแหน่ง effective source
Monitor chambers		
- Linearity	±1%	
- Reproducibility	±2%	
- Min./Max. dose/spot	Functional	- เป็นไปตามที่บริษัทผู้ผลิตกำหนด
- Range shifter factors	±2%	
- Relative output factors	±2%	
- Verification of daily QA equipment	±1% or ±1 มม.	- เปรียบเทียบค่ากับเครื่องมือที่สอบเทียบจาก ADCL
- Cross calibration field chambers		- เปรียบเทียบกับค่าสอบเทียบจาก ADCL
Imaging system functionally		
- Image system performance and dose CBCT	±2%	- AAPM TG-142 ^[4] , AAPM TG-179 ^[5]
Safety		
- Collision protection interlock tests	Functional	
- Dead man switch		- ที่ pendant
- Radiation warning sign	Functional	
- Door interlock	Functional	

กรตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ	หมายเหตุ
- Beam pause	Functional	
- Room beam stop	Functional	- ช้างในและช้างนอกห้อง
- Facility beam stop	Functional	- ช้างในและช้างนอกห้อง
- Beam delivery indicator	Functional	- ช้างในและช้างนอกห้อง
- Radiation monitors	Functional	
- Audio and visual monitoring	Functional	
- Gantry rotation sensor	Functional	
- Room clearance push button	Functional	

คำย่อ: ADCL = Accredited Dosimetry Calibration Laboratory

5.1.3 Integral depth-dose (IDD) distribution

IDD คือ ผลรวมของปริมาณรังสีที่ความลึกต่างๆ จาก spot ของลำอนุภาค โดยปกติจะใช้หัววัดรังสีชนิดไอออนเซชันที่มีขนาดใหญ่ เช่น Bragg peak chamber ทำการวัด IDD ในน้ำ^[16] นอกจากจะทำการตรวจสอบประจำปีแล้ว สามารถทำเพิ่มเติมในกรณีที่มีการซ่อมอะไหล่ในส่วนที่เกี่ยวข้องกับระบบลำเลียงอนุภาคที่ส่งผลต่อ Spot distribution หรือกรณีที่ผลของการวัดปริมาณรังสีเทียบกับค่าที่คำนวณได้จากเครื่องวางแผนการรักษา มีค่าแตกต่างกันมาก

นอกจากนี้ จำเป็นจะต้องเช็คความคงที่ของการให้ลำอนุภาคในลักษณะ 3 มิติ แบบประจำปีด้วย ซึ่งเครื่องมือวัดรังสีแบบ 3 มิติ ยังไม่มีวางจำหน่ายในท้องตลาด ดังนั้น สามารถทำการวัดปริมาณรังสีของลำอนุภาคขนาดใหญ่ด้วยเครื่องมือวัดรังสีชนิด 2 มิติ ที่ความลึกต่างๆ กัน แล้วเปรียบเทียบกับค่าที่ได้เมื่อทำ Commissioning

5.1.4 Spot angular-spatial distribution and lateral dose profiles

Spot profiles มีความสำคัญ และส่งผลต่อปริมาณรังสีที่ได้จากเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนเช่นเดียวกับ IDD ดังนั้นจึงต้องตรวจสอบรูปร่างของ Profiles ว่าเหมือนเดิมกับข้อมูลที่ใช้ในเครื่องคอมพิวเตอร์วางแผนการรักษา นอกจากการประกันคุณภาพประจำปีแล้วสามารถตรวจสอบเพิ่มเติมในกรณีที่มีการซ่อมแซมอะไหล่ภายในหัวเครื่องเร่งอนุภาคที่ส่งผลต่อรูปร่างของ Spot profiles จำเป็นต้องทำการวัด Spot lateral profiles ในอากาศที่ระยะห่างจาก Isocenter, พลังงานของอนุภาค, และมุมแกนรี ต่างๆ กัน ซึ่งอาจจะใช้ฟิล์ม หรือเครื่องมือที่ใช้ระบบ Scintillating screen ร่วมกับ Camera-based เช่น Logos^[17] เป็นต้น

5.2 ระบบกลไก

การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปีจำเป็นต้องตรวจสอบระบบกลไกทั้งระบบการเลื่อนตำแหน่ง และระบบการหมุนของเครื่องในทุกส่วน ได้แก่ เติง แกนรี หัวเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน และระบบสร้างภาพ เป็นต้น โดยไม่เพียงแค่เช็คเฉพาะระยะที่

ใช้งานทางคลินิกเท่านั้น แต่ต้องใช้ระยะที่ระบบกลไกทำได้มากที่สุด และน้อยที่สุดด้วย ซึ่งระดับการประกันคุณภาพชนิดนี้จำเป็นต้องใช้เครื่องมือที่ความละเอียดมากกว่าการตรวจเช็คแบบประจำเดือน หรือประจำวัน

การตรวจเช็คความสอดคล้องกันของ Light filed, kV x-ray field และลำอนุภาคโปรตอน นั้น วิธีการตรวจเช็คขึ้นอยู่กับเครื่องมือที่ใช้ ซึ่งการดูความสอดคล้องของ kV x-ray field และลำอนุภาคโปรตอน เพื่อมั่นใจว่าการฉายรังสีมีความถูกต้องและต้องตรวจสอบในหลายมุม แทนที่ด้วย

6. ประสบการณ์ในการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน

โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ เป็นโรงพยาบาลแรกในภาคพื้นเอเชียตะวันออกเฉียงใต้ที่ให้บริการผู้ป่วยด้วยการรักษาด้วยอนุภาคโปรตอน ตั้งแต่ปี พ.ศ. 2564 ซึ่งถือว่าเป็นเทคโนโลยีการฉายรังสีใหม่ล่าสุดสำหรับประเทศไทย การเตรียมความพร้อมแก่บุคลากรได้ทำมาอย่างต่อเนื่องก่อนหน้านี้ เนื่องจากยังไม่เคยมีประสบการณ์ในการใช้งานเครื่องมาก่อน อีกทั้งกระบวนการเก็บข้อมูลสำหรับเครื่องวางแผนการรักษาที่ค่อนข้างแตกต่างจากโฟตอน เพราะคุณสมบัติของลำอนุภาคที่จำเพาะ ดังนั้นการเลือกเครื่องมือที่เหมาะสมให้สามารถใช้งานอย่างมีประสิทธิภาพ ครอบคลุมทุกด้าน จึงต้องมีการเตรียมบุคลากรด้านฟิสิกส์การแพทย์ทั้งการส่งอบรม หรือการศึกษาจากต่างประเทศ เพื่อระดมความคิดในการจัดหาอุปกรณ์ที่เพียงพอและสร้างความมั่นใจในการให้ปริมาณรังสีอย่างถูกต้อง ดังนั้นการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำวัน ประจำเดือน และประจำปี ใช้เครื่องมือที่ต่างกันออกไป โดยบทความนี้กล่าวถึงเฉพาะเครื่องมือที่จำเพาะในการประกันคุณภาพที่ใช้เกี่ยวกับเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์เท่านั้น

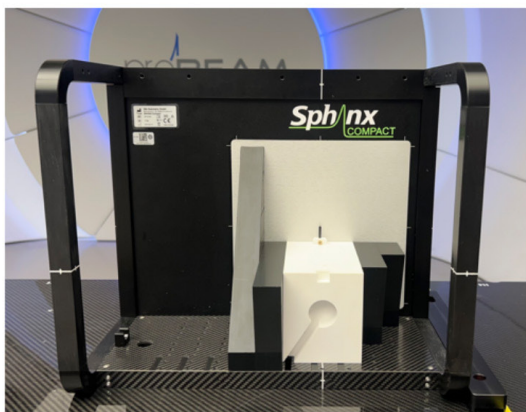
6.1 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำวัน

ใช้ Sphinx Compact ร่วมกับ myQA software (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) ในการประกันคุณภาพแบบประจำวัน อุปกรณ์นี้จะประกอบด้วยอุปกรณ์รับภาพชนิด Amorphous silicon photodiodes ขนาดพื้นที่รับภาพ 20x20 ตารางเซนติเมตร ที่ติดอยู่บนกรอบของคาร์บอนไฟเบอร์ โดยกรอบคาร์บอนไฟเบอร์นี้จะมีรูเพื่อสามารถยึดแท่งคาร์บอนไฟเบอร์ขนาดต่าง ๆ เพื่อทดสอบพลังงานที่แตกต่างกันในการจัดอุปกรณ์เพียงครั้งเดียว รวมถึงมี Holder สำหรับหัววัดรังสี PPC05 parallel plate chamber (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) เพื่อใช้วัด Output รวมอยู่ด้วย (ภาพที่ 1 (a)) ข้อมูลของการวัดปริมาณรังสีในแต่ละตำแหน่งของอุปกรณ์รับภาพ สามารถตรวจสอบคุณลักษณะของลำอนุภาค ได้แก่ Uniform field homogeneity, Spot characteristics, X-ray/proton coincidence, Energy characteristics, และ Output dose consistency^[18-20] (ภาพที่ 1 (b)) ข้อดีของการใช้ Sphinx Compact คือ สามารถทำการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบประจำวันได้ครอบคลุมทุก หัวข้อ และมีช่องสำหรับใส่หัววัดรังสีเพื่อวัด Output ในการจัดวางอุปกรณ์เพียงครั้งเดียว จึงง่าย และสะดวกต่อการทำงานของเจ้าหน้าที่ เมื่อเทียบกับการศึกษาของ Lambert และคณะ^[21] ซึ่งประยุกต์ใช้ Daily QA-3 (Sun Nuclear Inc., Melbourne, FL) หรือ Bizzocchi และคณะ^[22] ประยุกต์ใช้ Matrixx-PT (IBA dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) ร่วมกับการสร้างหุ่นจำลองเพื่อใช้ในการประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบประจำวัน ข้อเสียของ Sphinx Compact คือ ซอฟต์แวร์รุ่นที่หน่วยงานใช้อยู่ไม่สามารถวิเคราะห์ข้อมูลอย่างต่อเนื่อง เพื่อแสดงแนวโน้มของผลการวัดได้

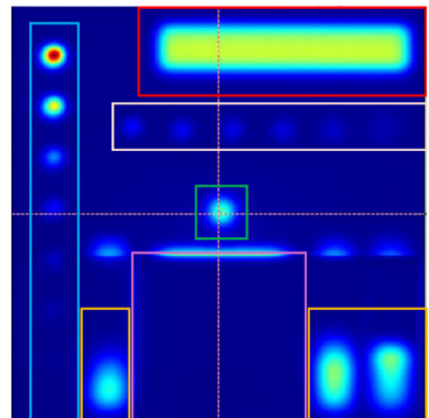
เจ้าหน้าที่ต้องนำค่าที่ได้มาสร้างกราฟเองเพื่อวิเคราะห์ผลการวัดในแต่ละวัน จึงทำให้เป็นการทำงานซ้ำซ้อนสำหรับการแปลผลการวัด ตัวอย่าง distal depth ณ พลังงาน 150 MeV มีค่าเท่ากับ 155.9 ± 0.08 มิลลิเมตร โดยค่าเริ่มต้น ณ commissioning อยู่ที่ 155.9 มิลลิเมตร โดย AAPM TG-224^[2] กำหนดเกณฑ์การยอมรับเท่ากับ ± 1 มิลลิเมตร (ภาพที่ 2)

6.2 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำเดือน

หัววัดรังสีชนิดเรืองแสงทรงกรวย (Cone shape scintillator screen detector) Logos system XRV-124 (Logos Systems International, Scotts Valley, CA) (ภาพที่ 3) นำมาใช้สำหรับการตรวจสอบจุดร่วมกันของระบบเลเซอร์ ระบบการสร้างภาพ และ

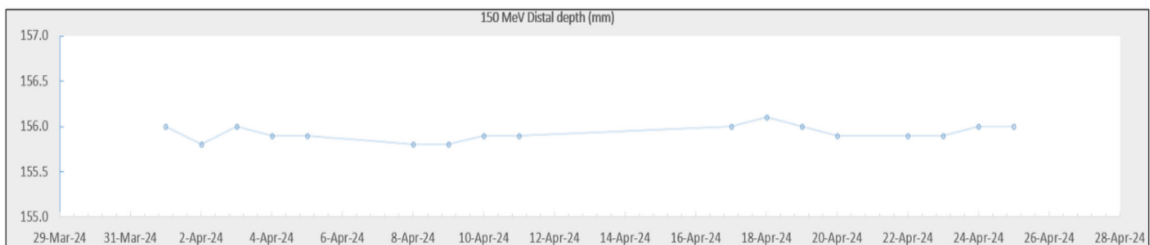


(a)

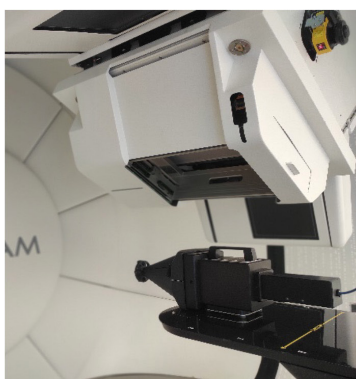


(b)

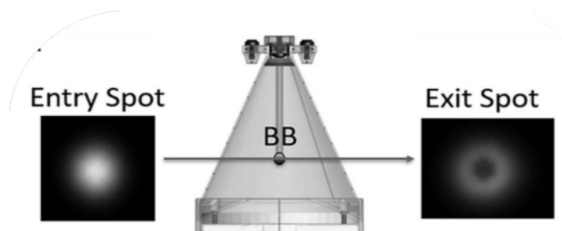
ภาพที่ 1 Sphinx: (a) ส่วนประกอบต่างๆ; (b) ตำแหน่งการตรวจสอบบนอุปกรณ์รับภาพ; Uniform field homogeneity (เส้นสีแดง); Spot characteristics (เส้นสีเขียว); X-ray/proton coincidence (เส้นสีฟ้า); Spot intensity (เส้นสีชมพู); Energy characteristics (เส้นสีเหลือง); Output dose consistency (เส้นสีชมพู)



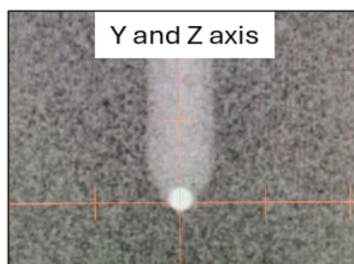
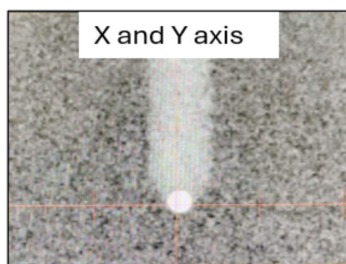
ภาพที่ 2 Distal depth ณ พลังงาน 150 MeV ตลอดเวลาประมาณ 1 เดือน



(a)



(b)



(c)

ภาพที่ 3 หัววัดชนิดเรืองแสงทรงกรวย Logos system: (a) การจัดวางตำแหน่ง; (b) การวิเคราะห์ระบบจุดหมุนร่วมกันของลำอนุภาคโปรตอนและระบบการสร้างภาพ; (c) จุดหมุนร่วมกันของลำอนุภาคโปรตอนและระบบการสร้างภาพจากการประกันคุณภาพด้วย Logos system

ลำอนุภาค^[17] โดยภายในผนังกรวยนี้ถูกหุ้มด้วยสารเรืองแสงเพื่อให้ไวต่อทั้งรังสีเอกซ์ และอนุภาคโปรตอน เมื่อสารเรืองแสงถูกกระตุ้นด้วยอนุภาคโปรตอน Charge-coupled device camera (CCD) จะสามารถตรวจจับตำแหน่งจุดหมุนของลำอนุภาคจากกรวยรับภาพเรืองแสงของรังสีที่ผ่านเข้า-ออกจากกรวย ของหลาย ๆ หมุนแกนทรี ขณะเดียวกันเมื่อดึงสแตนท์ที่ยึดติดที่ปลาย probe บริเวณกึ่งกลางของกรวยจะใช้ตรวจสอบ

จุดหมุนของระบบการสร้างภาพ^[23] เพื่อวิเคราะห์ตรวจสอบระบบจุดหมุนร่วมกันของลำอนุภาคโปรตอนและระบบการสร้างภาพ โดยหน่วยงานได้กำหนดการประกันคุณภาพระบบจุดหมุนด้วย Logos system XRV-124 ที่พลังงาน 70, 150, และ 220 MeV ซึ่งผลที่ได้พบว่าระบบจุดหมุนร่วมกันของลำอนุภาคโปรตอนและระบบการสร้างภาพ อยู่ภายใน ± 1 มิลลิเมตร ตามเกณฑ์ยอมรับที่กำหนดจาก AAPM TG-224^[2]

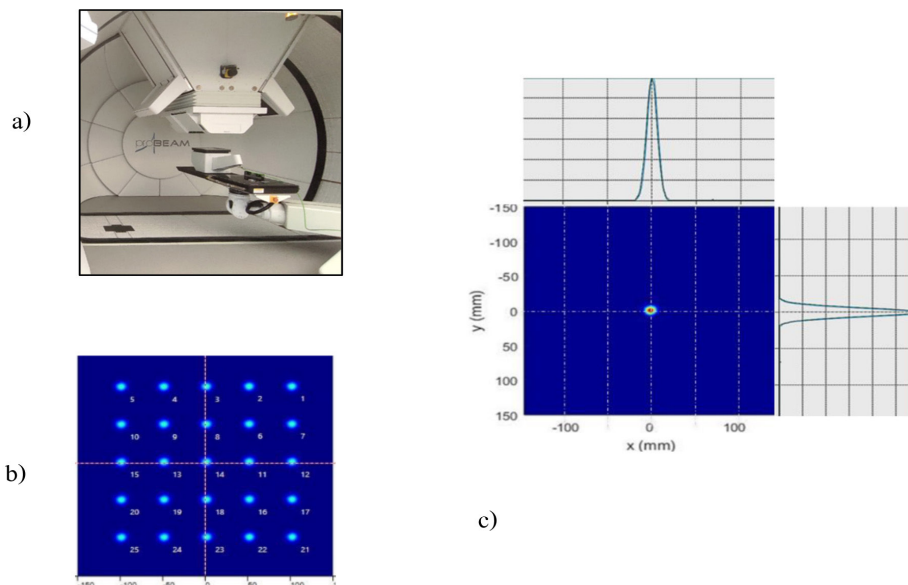
Lynx (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) เป็นหัววัดเรืองแสงร่วมกับ CCD camera ขนาดพื้นที่ 30x30 ตารางเซนติเมตร นำมาใช้ในการตรวจสอบเกี่ยวกับ Spot size และ Spot position โดยเป็นการเก็บภาพแบบ 2 มิติ ที่พลังงานต่าง ๆ กัน (ภาพที่ 4) โดยพบว่า ค่า σ ของแกน X และ Y เท่ากับ 6.2 มิลลิเมตร และ 6.1 มิลลิเมตร (พลังงาน 70 MeV) และเมื่อพลังงานสูงขึ้น ค่า σ ของแกน X และ Y จะมีขนาดเล็กลงเหลือ 3.7 มิลลิเมตร และ 3.4 มิลลิเมตร (พลังงาน 220 MeV)

สำหรับการตรวจสอบ IDD และ Range หากต้องการทำการวัดในแพนทอมน้ำเป็นกระบวนการที่ใช้เวลามาก ดังนั้นจึงใช้หัววัดรังสีชนิด Multilayer ionization chamber (MLIC) คือ Giraffe (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany) (ภาพที่ 5) นำมาช่วยในการตรวจสอบส่วนนี้ โดยอุปกรณ์นี้ถูกออกแบบมา

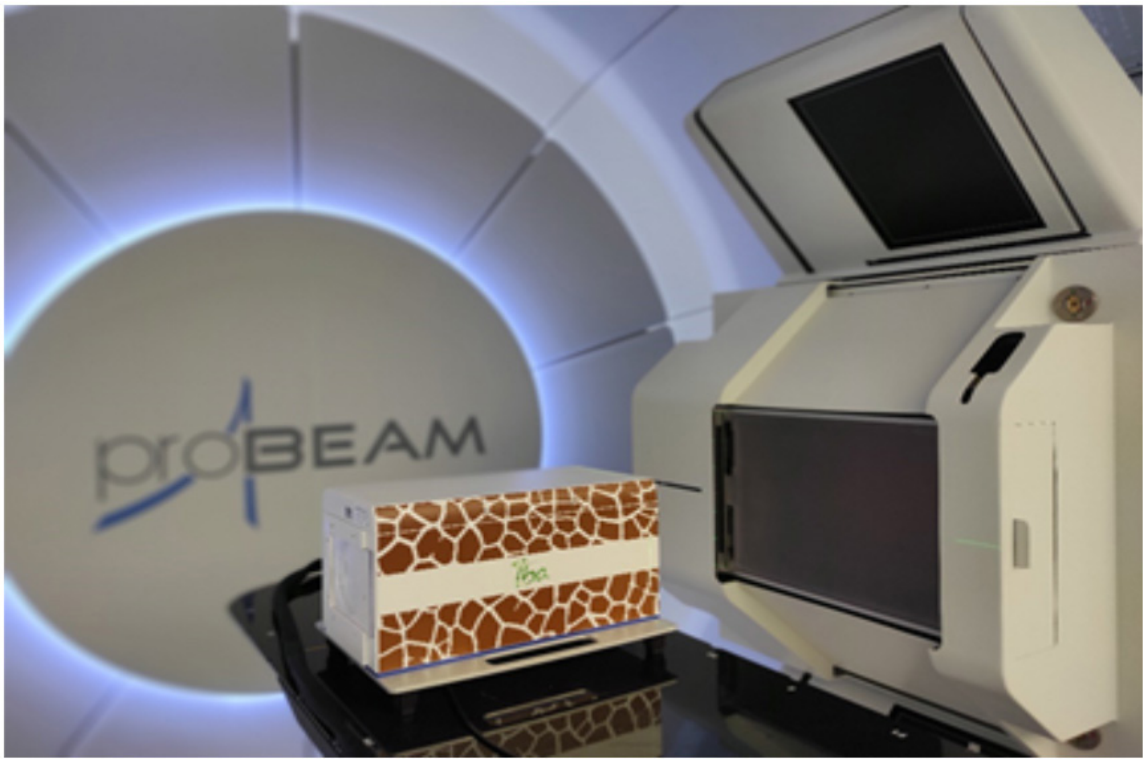
เพื่อใช้วัด Depth dose ในแนว Central axis ซึ่งประกอบด้วยหัววัดรังสีชนิด Parallel plate จำนวนทั้งหมด 180 ตัว เรียงกันอย่างต่อเนื่องในแนว Longitudinal โดยรัศมีของหัววัดรังสีนี้เท่ากับ 6 เซนติเมตร และหัววัดรังสีที่อยู่ติดกันมีช่องว่างประมาณ 1 มิลลิเมตร^[24] ซึ่งการศึกษาของ Bäumer และคณะ^[25] ได้ยืนยันว่าการใช้ MLIC ในการวัด Depth dose และ Range ของอนุภาคโปรตอนมีความถูกต้อง สอดคล้องกับการวัดในน้ำ

6.3 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคแบบประจำปี

การประกันคุณภาพส่วนของระบบกลไก ระบบจุดหมุน ระบบความปลอดภัยต่างๆ ได้ตรวจสอบตามคำแนะนำจากรายงาน AAPM TG-224^[2] ตามที่กล่าวมาแล้ว ส่วนการตรวจสอบ IDD จะทำการวัดในน้ำด้วย MP3-PL (PTW, Freiburg, Germany) ร่วมกับหัววัด



ภาพที่ 4 Lynx: (a) การจัดตำแหน่ง; (b) การวิเคราะห์ Spot position; (c) การวิเคราะห์ Spot profile



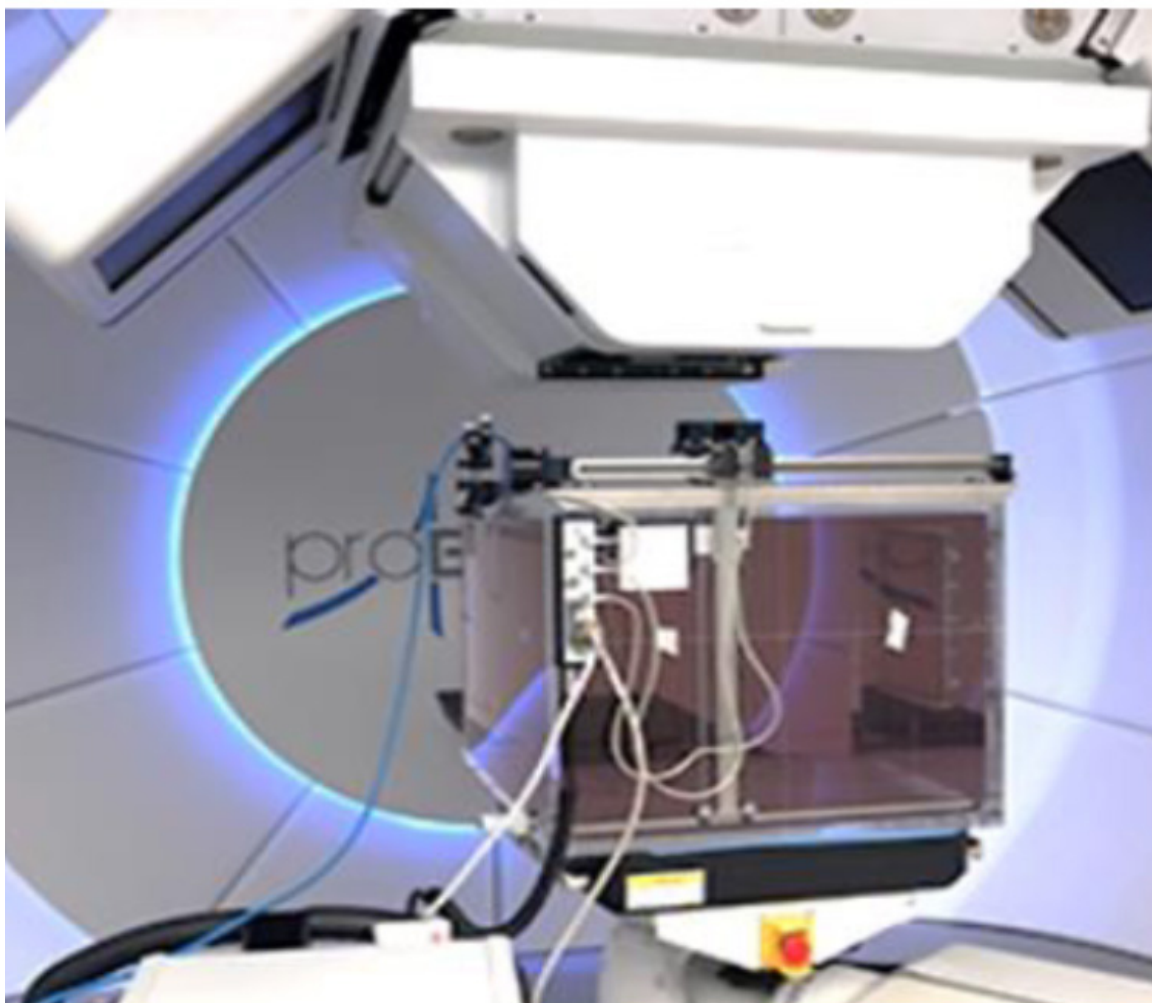
ภาพที่ 5 Giraffe และการจัดวางเพื่อวัด Integral depth-dose

PTW Bragg peak chamber type 34070 (ภาพที่ 6) ขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 8 เซนติเมตร ซึ่งรายงาน AAPM-TG 185^[26] แนะนำให้ใช้หัววัดรังสีขนาดใหญ่ในการวัด IDD เพื่อสามารถเก็บข้อมูลได้ทั้งหมด และลดผลของการเกิด Halo^[16] คือ อันตรกิริยาของลำอนุภาคโปรตอนกับอุปกรณ์ใน Nozzle หรือตัวกลางอื่นๆ เช่น น้ำ ส่งผลให้เกิดอนุภาคกระเจิงทุติยภูมิ (Scattered secondary protons) ที่อยู่รอบๆ แนวลำอนุภาคปฐมภูมิ โดยอาจกินบริเวณกว้างถึง 10 เซนติเมตร และทำให้ปริมาณรังสีเพิ่มสูงขึ้นได้ถึง 15% ดังนั้น หัววัดรังสีขนาดเล็กอาจส่งผลต่อการเก็บข้อมูลได้ไม่ครบถ้วน^[16]

สำหรับการสอบเทียบปริมาณรังสีประจำปีนั้นเป็นการวัดปริมาณรังสีในน้ำด้วยหัววัดรังสีชนิด Parallel-plate

ionization chamber ที่ความลึกในน้ำเท่ากับ 2 เซนติเมตร สำหรับทุกพลังงาน อีกทั้งให้ลำอนุภาคออกมาเป็นแบบพลังงานเดี่ยว (Single energy layer) ขนาด 10×10 ตารางเซนติเมตร กำหนดให้ปริมาณรังสี 100 MU/spot โดยระยะห่างระหว่าง Spot เท่ากับ 2.5 เซนติเมตร ตามรายงาน IAEA TRS-398

นอกจากการประกันคุณภาพของเครื่องเร่งอนุภาคที่จะต้องที่การตรวจสอบการทำงานของระบบต่างๆ อยู่เสมอ เพื่อให้มั่นใจว่าลำอนุภาคโปรตอนที่ออกมาจากเครื่องเร่งอนุภาคนั้นมีความถูกต้องแล้ว อีกส่วนที่ส่งผลต่อการรักษาผู้ป่วยโดยตรง คือ แผนการรักษาผู้ป่วย โดยจะต้องมีการประกันคุณภาพแผนการรักษาผู้ป่วยด้วยเช่นเดียวกันกับการรักษาด้วยเทคนิคซับซ้อนของการรักษา



ภาพที่ 6 การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนแบบประจำปีด้วยการวัดในน้ำ

ด้วยโฟตอน ซึ่งไม่ได้กล่าวครอบคลุมในบทความฉบับนี้ และสามารถติดตามได้ในฉบับต่อไป

สรุป การประกันคุณภาพเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอน ประกอบด้วยหลายส่วน ดังนั้นการเลือกใช้เครื่องมือที่เหมาะสม ซึ่งช่วยประหยัดเวลาคือจัดวางอุปกรณ์ตัวเดียว

สามารถตรวจสอบความถูกต้องของเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนได้หลายพารามิเตอร์ ขณะเดียวกันสามารถมั่นใจได้ว่าเครื่องเร่งอนุภาคโปรตอนให้ลำอนุภาคออกมาอย่างถูกต้อง

เอกสารอ้างอิง

1. Fang KC, Lee CH, Chuang HC, Huang TL, Chien CY, Tsai WL, et al. Acute radiation dermatitis among patients with nasopharyngeal carcinoma treated with proton beam therapy: Prognostic factors and treatment outcomes. *Int Wound J*. 2023;20:499-507.
2. Arjomandy B, Taylor P, Ainsley C, Safai S, Sahoo N, Pankuch M, et al. AAPM task group 224: comprehensive proton therapy machine quality assurance. *Med Phys*. 2019;46:e678-e705.
3. ศิริญา เรืองชาญ. การรักษาด้วยอนุภาค ใน: ศิวลี สุริยาปี, ทวีป แสงแห่งธรรม, พันทิวา อุณหศิริ, บรรณาธิการ พิธีกรรมทางรังสีรักษา พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพมหานคร: อิมเมจ เกรซ; 2563. หน้า 215-28.
4. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators a. *Med Phys*. 2009;36: 4197-212.
5. Bissonnette JP, Balter PA, Dong L, Langen KM, Lovelock DM, Miften M, et al. Quality assurance for image-guided radiation therapy utilizing CT-based technologies: a report of the AAPM TG-179. *Med Phys*. 2012;39:1946-63.
6. Ding X, Zheng Y, Zeidan O, Mascia A, Hsi W, Kang Y, et al. A novel daily QA system for proton therapy. *J Appl Clin Med Phys*. 2013;14:115-26.
7. Kry SF, Jones J, Childress NL. Implementation and evaluation of an end-to-end IGRT test. *J Appl Clin Med Phys*. 2012;13:46-53.
8. Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76 a. *Med Phys*. 2006;33:3874-900.
9. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys*. 1998;25:656-61.
10. Nichiporov D, Klyachko A, Solberg K, Zhao Q. Performance characteristics and long-term calibration stability of a beam monitor for a proton scanning gantry. *Radiat Meas*. 2011;46:244-9.
11. Bissonnette J-P, Moseley D, White E, Sharpe M, Purdie T, Jaffray DA. Quality assurance for the geometric accuracy of cone-beam CT guidance in radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2008;71:S57-S61.
12. Wang N, Ghebremedhin A, Patyal B. Commissioning of a proton gantry equipped with dual x-ray imagers and a robotic patient positioner, and evaluation of the accuracy of single-beam image registration for this system. *Med Phys*. 2015;42:2979-91.

13. Andreo P, Burns D, Hohlfield K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, et al. IAEA TRS-398 Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An International code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. International Atomic Energy Agency. 2000;18:35-6.
14. Arjomandy B, Sahoo N, Ding X, Gillin M. Use of a two-dimensional ionization chamber array for proton therapy beam quality assurance. *Med Phys*. 2008; 35:3889-94.
15. Boon S, Van Luijk P, Schippers J, Meertens H, Denis J, Vynckier S, et al. Fast 2D phantom dosimetry for scanning proton beams. *Med Phys*. 1998;25: 464-75.
16. Thasasi P, Ruangchan S, Oonsiri P, Oonsiri S. Determination of Integral Depth Dose in Proton Pencil Beam Using Plane-parallel Ionization Chambers. *Int J Part Ther*. 2022;9:1-9.
17. Cai W, Oesten H, Clasie B, Winey B, Jee K-W. Semi-automated IGRT QA using a cone-shaped scintillator screen detector for proton pencil beam scanning treatments. *Phys Med Biol*. 2019; 64:085004.
18. Grevillot L, Moreno JO, Fuchs H, Dreindl R, Elia A, Bolsa-Ferruz M, et al. Implementation of Sphinx/Lynx as daily QA equipment for scanned proton and carbon ion beams. *J Appl Clin Med Phys*. 2023;24:e13896-909.
19. Su Z, Hsi W, Forthomme J, Rossoni E S. Evaluations of a flat-panel based compact daily quality assurance device for proton pencil beam scanning (PBS) system. *Phys Med*. 2020;80:243-50.
20. Tiajaroen Tanapat. Baselines of daily quality assurance for proton pencil beam scanning using the Sphinx Compact. Chulalongkorn University Theses and Dissertations (Chula ETD) [online]. 2021 [16 Jul 24]; 20-4, Available from: <https://digital.car.chula.ac.th/chulaetd/4799>.
21. Lambert J, BÉaumer C, Koska B, Ding X. Daily QA in proton therapy using a single commercially available detector. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15:217–28.
22. Bizzocchi N, Fracchiolla F, Schwarz M, Algranati C. A fast and reliable method for daily quality assurance in spot scanning proton therapy with a compact and inexpensive phantom. *Med Dosim*. 2017;42:238–46.

23. Ates O, Faught J, Pirlepesov F, Sobczak D, Hua C-h, Merchant TE. Novel Monthly Quality Assurance Regimen and 5-Year Analysis Using a Proton Metrology System. *Int J Part Ther.* 2023;10:111-7.
24. Vai A, Mirandola A, Magro G, Maestri D, Mastella E, Mairani A, et al. Characterization of a MLIC detector for QA in scanned proton and carbon ion beams. *Int J Part Ther.* 2019;6:50-9.
25. Bäumer C, Koska B, Lambert J, Timmermann B, Mertens T, Talla PT. Evaluation of detectors for acquisition of pristine depth-dose curves in pencil beam scanning. *J Appl Clin Med Phys.* 2015; 16:151-63.
26. Farr JB, Moyers MF, Allgower CE, Bues M, Hsi WC, Jin H, et al. Clinical commissioning of intensity-modulated proton therapy systems: report of AAPM Task Group 185. *Med Phys.* 2021;48:e1-e30.

การฉายรังสีมะเร็งสมอง และศีรษะและลำคอ
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย
Radiotherapy in Brain and Head and neck Cancers
at King Chulalongkorn Memorial Hospital, Thai Red Cross Society

จำนงค์ คุ่มเขว้า, นิชากร รักเกียรติ, วีรภัทร โวอ่อนศรี, วโรชา แสนกล้า
สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยาโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

วีรภัทร โวอ่อนศรี

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ฝ่ายรังสีวิทยาโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย กรุงเทพมหานคร

1873 ถนนพระราม 4 เขตปทุมวัน แขวงปทุมวัน กรุงเทพมหานคร 10330

อีเมล: weerapat.bg@gmail.com

Jumnong Kumkhwao, Nichakon Rakkiet, Weerapat Wo-onsri, Warocha Saenkla

*Division of radiation oncology, Department of radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital,
Thai Red Cross Society.*

Corresponding author

Weerapat Wo-onsri

Division of radiation oncology, Department of radiology, King Chulalongkorn Memorial Hospital

1873 Rama IV Rd., Prathumwan, Bangkok, 10330

Email: weerapat.bg@gmail.com

Submitted: Nov 11, 2024

Revised: Jan 2, 2025

Accepted: Jan 2, 2025

บทคัดย่อ

การฉายรังสีบริเวณสมอง และศีรษะและลำคอ เป็นการฉายรังสีที่สามารถพบได้บ่อย เนื่องจากโรคมะเร็งสมอง และโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ เป็นโรคที่มีอุบัติการณ์เกิดสูง และเป็นโรคมะเร็งที่ผู้ป่วยเข้ามารับการรักษาด้วยการฉายรังสีมากเป็นอันดับต้น ๆ เนื่องจากบริเวณศีรษะและลำคอ เป็นบริเวณที่มีอวัยวะสำคัญค่อนข้างมาก ปัจจุบันจึงมีการอาศัยการพัฒนาของเทคนิคการฉายรังสี เพื่อควบคุมปริมาณรังสีให้ครอบคลุมก้อนมะเร็ง โดยสามารถหลบเลี่ยงอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้ในขณะเดียวกัน เพื่อให้การฉายรังสีมีความถูกต้องแม่นยำ การเลือกอุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วยให้เหมาะสมและการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีจึงเป็นสิ่งสำคัญมาก ปัจจุบันจึงมีวิวัฒนาการของอุปกรณ์ยึดตรึงที่ช่วยยึดตรึงผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น และมีการใช้ระบบภาพนำวิถี (Image-guided radiotherapy) เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งก่อนการฉายรังสี

คำสำคัญ: มะเร็งสมอง, มะเร็งศีรษะและลำคอ, เทคนิคการฉายรังสี, อุปกรณ์ยึดตรึงผู้ป่วย, การตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี

Abstract

Radiation therapy for the brain, head and neck is a common treatment, because brain cancers and head and neck cancers are among most commonly treated with radiation. Moreover, these cancers have a high incidence around the world. There are several critical organs around head and neck region. The developments in radiation therapy technique are used to deliver radiation dose that conform to the tumor while minimizing dose to organs at risk. For the accuracy and precision of the radiation therapy, choosing the appropriate patient immobilization and verifying the position before treatment is needed. Nowadays, developments of patient immobilizations offer improved efficiency. Furthermore, image-guided radiotherapy is required for verifying the patient positioning before treatment.

Keywords: Brain cancers, Head and Neck cancers, Radiotherapy Techniques, Patient Immobilization, Patient Verification

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 31(1): O22 - O37

บทนำ

โรคมะเร็ง มีอุบัติการณ์เกิดสูง และเป็นสาเหตุการเสียชีวิตอันดับ 2 ของ ประชากรชาวไทย^[1] โดยในโรคมะเร็งสมอง และมะเร็งศีรษะ และลำคอ เป็นโรคมะเร็งที่พบได้บ่อย เป็น 10 อันดับแรกของผู้ป่วยที่เข้ารับบริการจากรายงานสถิติผู้ป่วยที่เข้ารับการรักษาที่สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์รพ. สาขารังสีรักษา ภายในปี พ.ศ. 2561-2565 พบว่า มีจำนวนผู้ป่วย มะเร็งสมอง และมะเร็งศีรษะและลำคอ เข้ารับการรักษาเป็น จำนวน 184 และ 323 ราย (พ.ศ. 2565) 146 และ 279 ราย (พ.ศ. 2564) 135 และ 294 ราย (พ.ศ. 2563) 150 และ 251 ราย (พ.ศ. 2562) 143 และ 328 ราย (พ.ศ. 2561)^[2]

โรคมะเร็งสมองแบ่งเป็นมะเร็งชนิดปฐมภูมิ คือ ภาวะที่มีเนื้องอกเติบโตผิดปกติ โดยต้นกำเนิดมาจากในเนื้อสมองเอง และชนิดทุติยภูมิที่มีการกระจายมาจากอวัยวะอื่นไปยังสมอง เช่น มะเร็งปอด หรือมะเร็งเต้านม ซึ่งสามารถพบได้บ่อยกว่ามะเร็งสมองชนิดปฐมภูมิ

โรคมะเร็งศีรษะและลำคอ คือ มะเร็งที่เกิดขึ้นบริเวณทางเดินอาหาร ทางเดินหายใจส่วนบนและบริเวณคอ เช่น มะเร็งช่องปาก ช่องคอ กล่องเสียง จมูก หลังโพรงจมูก โพรงอากาศรอบจมูก หู และต่อมน้ำลาย^[3]

โดยการรักษามะเร็งจะมีการพิจารณาจากหลายปัจจัย เช่น ชนิดของเซลล์ ขนาด ตำแหน่งของก้อน รวมถึงสุขภาพทั่วไปของผู้ป่วย การรักษาอาจใช้เพียงอย่างเดียวอย่างหนึ่ง เช่น ในมะเร็งระยะเริ่มต้น อาจใช้การผ่าตัด การฉายรังสี หรือการให้ยาเคมีบำบัด เป็นหลัก หรือหากก้อนมะเร็งมีการลุกลาม อาจใช้การรักษาหลายวิธีประกอบกัน เช่น การฉายรังสีหลังการผ่าตัด ใน กรณีผ่าตัดก้อนมะเร็งออกได้ไม่หมด หรือมีปัจจัยเสี่ยงในการกลับมาเป็นซ้ำจากผลพยาธิวิทยา หรือการฉายรังสี ควบคู่กับการให้ยาเคมีบำบัด กรณีก้อนมะเร็งอยู่ชิดกับอวัยวะสำคัญ ดังนั้นการฉายรังสีจึงเป็นการรักษาที่มีความสำคัญ

เทคนิคในการฉายรังสีมีหลายวิธี เช่นการฉายรังสีทั่วทั้งศีรษะ ด้วยเทคนิค 3 มิติ สำหรับมะเร็งสมอง ที่มีก้อนกระจายเป็นจำนวนมาก การฉายรังสีเทคนิคปรับความเข้มที่สามารถลดปริมาณรังสีต่ออวัยวะปกติ หรือ การฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ (SRS, SRT) ที่มีการให้ปริมาณรังสีต่อครั้งที่สูง และจำนวนครั้งในการฉายรังสีน้อย สำหรับก้อนมะเร็งขนาดเล็ก

การจำลองการรักษา (Treatment Simulation)

การจำลองการรักษาผู้ป่วย (Simulation) สำหรับผู้ป่วยมะเร็งในสมองและศีรษะและลำคอ เริ่มการจำลองด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Computed Tomography, CT) เนื่องจากให้สามารถสร้างภาพเป็นลักษณะ 3 มิติ สามารถเห็นการซ้อนทับของอวัยวะภายในได้ร่วมกับการฉีดสารทึบรังสีทำให้สามารถเห็นขอบเขตของก้อนมะเร็งและต่อมน้ำเหลืองได้ดียิ่งขึ้น อาจจะมีการจำลองด้วยเครื่องเอ็มอาร์ไอ (Magnetic Resonance Imaging, MRI) ร่วมด้วยเพื่อให้เห็นรายละเอียด และแยกความแตกต่างของเนื้อเยื่อได้ดียิ่งขึ้น ทำให้รังสีแพทย์สามารถวาดตำแหน่งของก้อนมะเร็งได้ครอบคลุมยิ่งขึ้น หรือทำการจำลองด้วยเครื่องเพ็ทร่วมกับเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (Positron Emission Tomography, PET) เพื่อความชัดเจนและแม่นยำในการกำหนดตำแหน่งของก้อนมะเร็งได้ดียิ่งขึ้น นอกจากนี้ยังสามารถดูการแพร่กระจายของเซลล์มะเร็งไปยังต่อมน้ำเหลือง ในกรณีที่เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ไม่สามารถแยกได้ชัดเจน ในการเก็บข้อมูลภาพ ทำการเก็บข้อมูลโดยใช้ Slice thickness 1-3 มิลลิเมตร เก็บข้อมูลภาพด้านกว้างให้ครอบคลุมด้านซ้ายและขวาของตัวผู้ป่วย โดยเฉพาะกรณีจำลองการรักษา มะเร็งศีรษะและลำคอ ต้องให้ครอบคลุมหัวไหล่ทั้ง 2 ข้างของผู้ป่วย ควรทำการจัดทำให้ผู้ป่วยอยู่ในท่านอนหงาย แขนแนบลำตัว ลู่วาล์ว อาจมีการเลือกใช้หมอนรองเข่า (Knee Support) เพื่อช่วยให้ผู้ป่วยได้

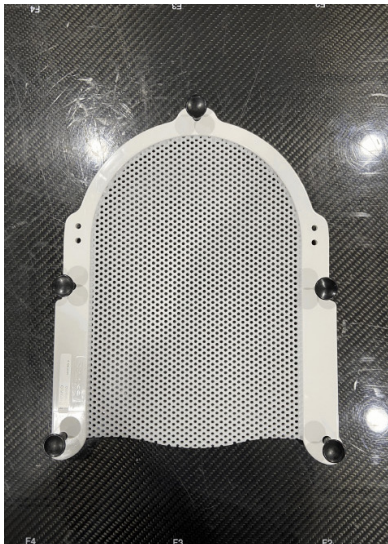
นอนในท่าที่สบาย อยู่นิ่งในท่าเดิมได้นาน ร่วมกับการใช้อุปกรณ์ยึดตรึง Thermoplastic mask ดังแสดงใน **ภาพที่ 1** เพื่อช่วยลด Intrafraction motion ระหว่างการฉายรังสี ได้แก่

1. อุปกรณ์ยึดตรึงสำหรับฉายรังสีบริเวณสมอง ชนิด หน้ากากสั้น (Short Mask)

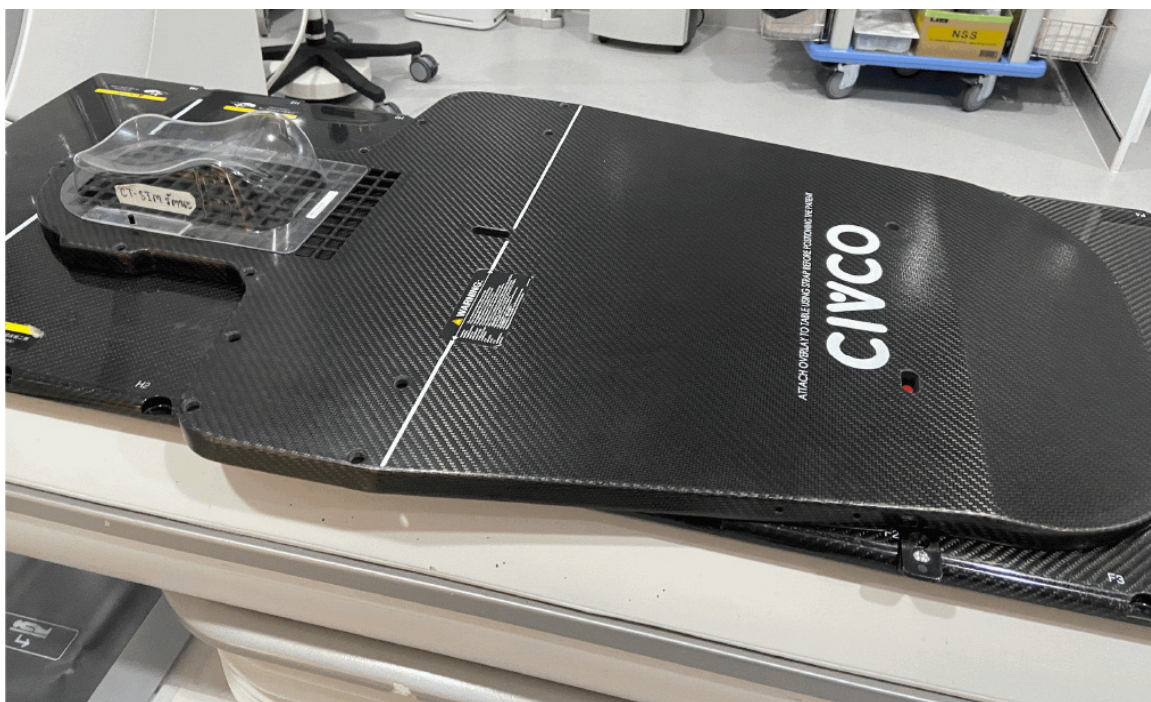
ใช้ร่วมกับ Type-S™ Overlay board ดังแสดงใน **ภาพที่ 2** วางด้านบนของเตียง CT scan และทำการยึดตำแหน่งไว้ด้วย EXACT Lock- Bar เพื่อให้ตำแหน่งของอุปกรณ์ไม่เคลื่อน เลือกใช้หมอน (Head Rest) ดังแสดงใน **ภาพที่ 3** ให้เหมาะสมกับศีรษะของผู้ป่วย ทำการอุ่นหน้ากาก โดยใช้ หม้อต้มน้ำ (Water Bath) หรือ ใช้เตาอบ ในการปล่อยลมร้อน (Oven for mask) ใช้อุณหภูมิ 70 องศา ดังแสดงใน **ภาพที่ 4** เพื่อให้หน้ากากสามารถอ่อนตัวและสามารถปรับรูปให้เข้ากับโครงหน้าของผู้ป่วยได้ ให้หน้ากากคลุมตั้งแต่ศีรษะจนถึงคาง เน้นขึ้นรูปบริเวณจมูก หู คาง และกรอบหน้า

2. อุปกรณ์ยึดตรึงสำหรับการฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอ ชนิด หน้ากากยาว (Long Mask)

อุปกรณ์ที่ใช้ร่วมเหมือนกับ การทำหน้ากากแบบสั้น อาจจะแนะนำเลือกใช้หมอนที่ทำให้ผู้ป่วยเงยคางขึ้นมากกว่าปกติ เพื่อให้สามารถเข้ามุมทิศทางลำรังสีได้ง่าย จัดหน้ากากให้คลุมตั้งแต่ศีรษะถึงหัวไหล่ เน้นขึ้นรูปบริเวณ จมูก หู คาง กรอบหน้า คอ และหัวไหล่ เมื่อหน้ากากเริ่มใกล้แข็งตัว อาจมีการบอกให้ผู้ป่วยทำการกลืนน้ำลาย เพื่อเป็นการขยายหน้ากากบริเวณช่วงคอไม่ให้อัดอัดจนเกินไป ในกรณีผู้ป่วยที่มีการเจาะคอ (Tracheostomy) ให้ระมัดระวังไม่ให้หน้ากากไปกดทับท่อช่วยหายใจ อาจเอาวัสดุมาวางไว้บนท่อช่วยหายใจ เพื่อช่วยให้สามารถขึ้นรูปหน้ากากได้ง่ายไม่กดทับท่อหรือกรณีผู้ป่วยมีการใส่สายให้อาหารทางจมูก (Nasogastric Tube) ให้ทำการขยายหน้ากากให้เป็นรูบริเวณช่วงจมูกที่มีสายเพื่อ ให้สามารถลอดสายให้อาหารออกมาทางหน้ากากได้ ทำให้ไม่เกิดการกดทับ



ภาพที่ 1 Thermoplastic mask ชนิด Short mask และ Long mask



ภาพที่ 2 Type-S™ Overlay board



ภาพที่ 3 หมอน (Head rest) ขนาดต่างๆ



ภาพที่ 4 อุปกรณ์ในการขึ้นรูปหน้ากาก หม้อต้ม และ เตาอบ

3. อุปกรณ์ยึดตรึงบริเวณสมอง ชนิดหน้ากาก Encompass™ สำหรับการฉายรังสีแบบรวมพิกต์ ด้วยเทคนิค HyperArc (Encompass Stereotactic mask for HyperArc treatment)

เป็นอุปกรณ์ยึดตรึงที่เหมาะสมสำหรับการฉายรังสีด้วยเทคนิค HyperArc ในผู้ป่วยโรคมะเร็งในสมองที่มีตำแหน่งรอยโรคหลายตำแหน่งและต้องการทำการรักษาแบบ 1 Isocenter ใช้ร่วมกับ Encompass SRS Standalone Device เสริมบนเตียง CT Scan โดยใช้ EXACT Lock- Bar ทำการยึดตำแหน่งอุปกรณ์ไว้ 2 ตำแหน่งไม่ให้เคลื่อน ดังแสดงในภาพที่ 5 หน้ากากชนิดนี้จะเป็นหน้ากาก 2 ชั้น ประกอบจากด้านหลังศีรษะ และด้านหน้า ดังแสดงในภาพที่ 6 โดยหน้ากากด้านหน้าจะเปิดช่วงตาและบริเวณจมูก ทำให้สามารถคลายความวิตกกังวลของคนไข้ที่กลัวหน้ากากได้ และมีอุปกรณ์ Biteplate ให้ผู้ป่วยกัดเพื่อช่วยให้ใบหน้าตรงตำแหน่ง ลดการก้ม เงย หรือหมุนใบหน้า ขณะจัดรูปหน้าอก สามารถ ใช้ E0 Headrest ช่วยรอง เพื่อช่วยให้ระหว่างการจัดรูปทรงหน้าอกขึ้นด้านหลังศีรษะสามารถทำได้สะดวกมากยิ่งขึ้น แนะนำในผู้ป่วยผอมยาว ให้ทำการมัดผมสูงไว้ด้านบนศีรษะ

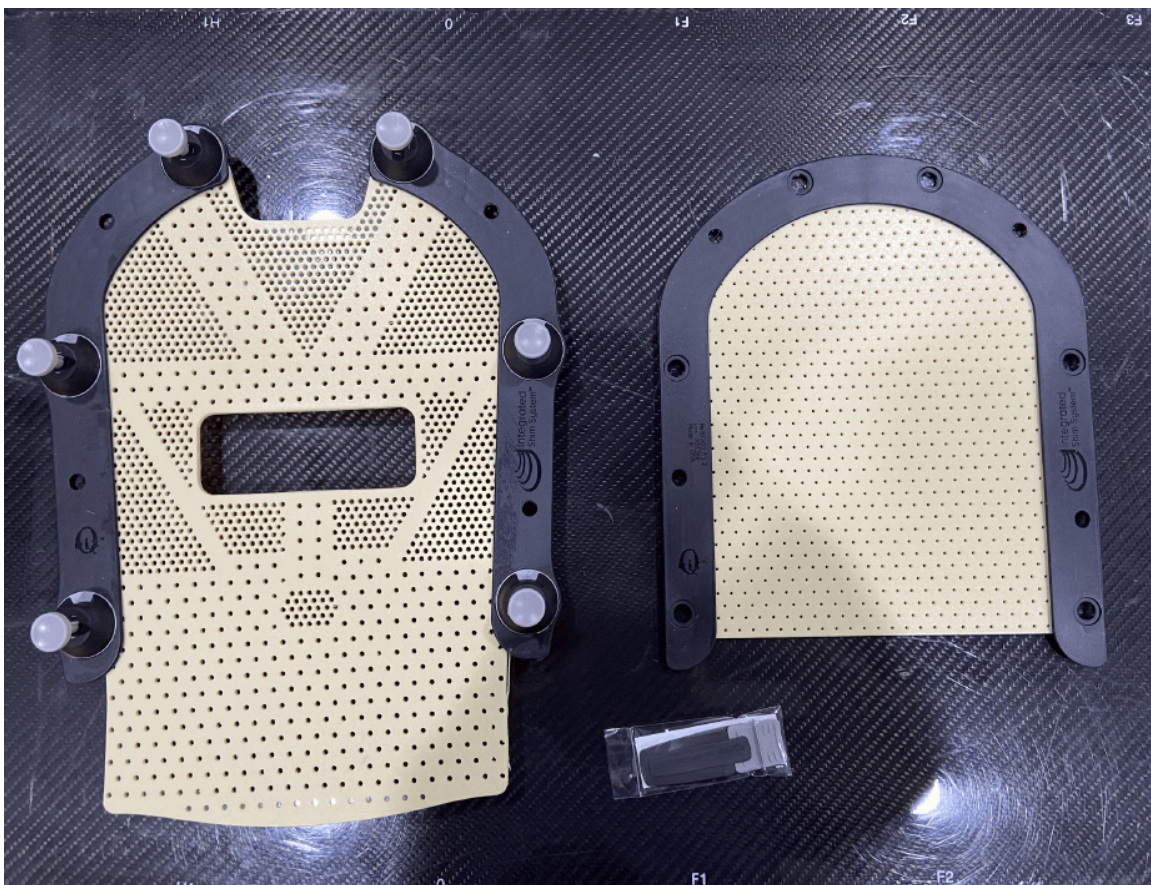
เพื่อให้ผมไม่รบกวนช่วงท้ายทอยระหว่างการทำหน้าอก อีกทั้งยังมี Hand grip ทั้ง 2 ข้างให้ผู้ป่วยจับเพื่อให้ไหล่ลดลงมากยิ่งขึ้น ในการเก็บภาพจะต้องให้เอกซเรย์ให้ครอบคลุมอุปกรณ์ทั้งหมด เพื่อช่วยในการคำนวณปริมาณรังสี และทิศทางการเข้าของลำรังสี ดังภาพที่ 7

เทคนิคในการฉายรังสี

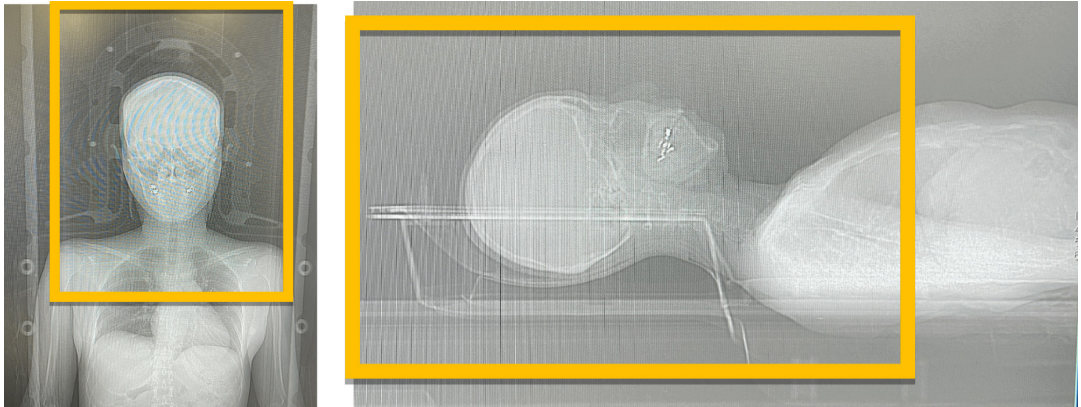
1. การฉายรังสีแบบ 3 มิติ (Three Dimensional Conformal Radiotherapy หรือ 3D-CRT) เป็นการฉายรังสีที่อาศัยการวางแผนการรักษาแบบ 3 มิติ โดยใช้ภาพจากการจำลองการรักษาด้วยเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (CT Simulation) ในการกำหนดขอบเขตการรักษา ทำให้สามารถเห็นขอบเขตของรอยโรคและอวัยวะข้างเคียงได้ชัดเจน สามารถกำหนดรูปร่างและทิศทางการเข้าของลำรังสีให้เหมาะสมกับรอยโรคได้ โดยสามารถหลีกเลี่ยงอวัยวะข้างเคียงบางส่วนได้ในขณะเดียวกัน แต่เนื่องจากกายวิภาคของอวัยวะบริเวณศีรษะและลำคอมีความซับซ้อน การฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้จึงไม่สามารถหลีกเลี่ยงอวัยวะสำคัญข้างเคียงได้ ทำให้เกิดผลข้างเคียงระยะยาว เช่น น้ำลายแห้ง (Chronic



ภาพที่ 5 Encompass SRS Standalone Device และ E0 head rest



ภาพที่ 6 หน้ากาก ชั้นประกบหน้าหลัง และ อุปกรณ์ bite plate



ภาพที่ 7 ขอบเขต ในการเก็บข้อมูลภาพ เอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ให้คลุมอุปกรณ์ด้านบน จนถึงช่วงกลางหน้าอก

Xerostomia)^[4] ปัจจุบันการฉายรังสีแบบ 3 มิติในสมอง นิยมนำมาใช้ในการฉายรังสีทั้งสมอง (Whole Brain Radiotherapy) เพื่อรักษามะเร็งที่มีการแพร่กระจายมาที่สมอง (Brain Metastasis) โดยเฉพาะในกรณีที่มีมะเร็งมีการแพร่กระจายมาที่สมองหลายจุด (Multiple Brain Metastasis)[5] ทั้งนี้การฉายรังสีแบบ 3 มิติ ยังคงมีการใช้ฉายรังสีมะเร็งศีรษะและลำคอสำหรับรอยโรคบางชนิดที่ไม่จำเป็นต้องหลบเลี่ยงอวัยวะสำคัญข้างเคียงมากนัก เช่น มะเร็งกล่องเสียงระยะต้น หรือมะเร็งเส้นเสียง (Glottic Cancer)

2. การฉายรังสีแบบปรับความเข้ม (Intensity Modulated Radiotherapy หรือ IMRT) เป็นการฉายรังสีที่ถูกพัฒนาขึ้นจากการฉายรังสีแบบ 3 มิติ โดยอาศัยการเข้าของลำรังสีหลายทิศทางและมีการปรับความเข้ม ของลำรังสีให้เหมาะสมกับก้อนมะเร็งในแต่ละทิศทาง การเข้าของลำรังสีทำให้สามารถกระจายปริมาณรังสีให้เข้ากับรูปร่างของก้อนมะเร็งที่มีความไม่สม่ำเสมอได้ดี^[6] การฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้อาศัยการคำนวณจากเครื่องคอมพิวเตอร์ ด้วยการวางแผนการรักษาแบบ

Inverse Planning ซึ่งทำให้สามารถกำหนดปริมาณรังสีที่รอยโรคได้สูงมากยิ่งขึ้น โดยสามารถหลีกเลี่ยงอวัยวะปกติข้างเคียงให้ได้รับปริมาณรังสีน้อยลงได้ ส่งผลให้ช่วยลดผลข้างเคียงที่เกิดขึ้นกับผู้ป่วย^[4, 7] อุปกรณ์สำคัญสำหรับการฉายรังสีเทคนิคนี้คือ วัสดุกำบังรังสีแบบซี่ หรือ Multileaf Collimator (MLC) ซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่ถูกติดตั้งไว้ที่หัวเครื่องฉายรังสี มีลักษณะเป็นซี่ สามารถเคลื่อนที่เข้าออกเพื่อกำหนดรูปร่างของลำรังสีออกเป็นรูปร่างต่างๆ ได้อย่างอิสระมีการเคลื่อนที่เพื่อปรับความเข้มของลำรังสีให้เป็นรูปร่างเข้ากับรอยโรคที่ต้องการฉายรังสีตลอดเวลาที่ฉายรังสีในแต่ละทิศทาง การฉายรังสีแบบปรับความเข้มจึงมีการใช้งานอย่างแพร่หลายในการรักษามะเร็งศีรษะและลำคอ ที่มีความซับซ้อนของกายวิภาคค่อนข้างมาก เช่น ในผู้ป่วยมะเร็งสมอง ทั้งปฐมภูมิและทุติยภูมิ การฉายรังสีแบบปรับความเข้มถูกนำมาใช้อย่างแพร่หลายในการฉายรังสีเพื่อหลบเลี่ยงเนื้อสมองส่วนฮิปโปแคมปัส (Hippocampal Sparing) โดยมีจุดมุ่งหมายเพื่อหลีกเลี่ยงไม่การทำงานของระบบประสาทเสื่อมลงในระยะยาว^[8]

3. การฉายรังสีแบบ Volumetric Intensity Modulated Arc Radiotherapy (VMAT) เป็นการฉายรังสีที่ถูกพัฒนาต่อเนื่องมาจากเทคนิค IMRT ซึ่งเป็นการฉายรังสีแบบปรับความเข้มพร้อมกับการหมุนรอบตัวของลำรังสี โดยอาศัยการหมุนของหัวเครื่องฉายรังสีในขณะที่ลำรังสีออกมา มีการการคำนวณปริมาณรังสีด้วยเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งมีความยุ่งยากซับซ้อน โดยการฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้สามารถควบคุมความเร็วในการหมุนของหัวเครื่อง อัตราปริมาณรังสีที่ออกมาต่อหน่วยเวลา และการเคลื่อนที่ของ MLC ไปพร้อมกันได้ จึงทำให้สามารถลดระยะเวลาในการฉายรังสีแบบปรับความเข้มให้น้อยลงได้ โดยสามารถให้ปริมาณรังสีสูงที่ก้อนมะเร็งและลดปริมาณรังสีที่อวัยวะปกติข้างเคียงได้เช่นกัน

4. การฉายรังสีศัลยกรรม (Stereotactic Radio-surgery หรือ SRS) เป็นการฉายรังสีปริมาณสูงเพียงครั้งเดียวเพื่อรักษารอยโรคในสมองเนื่องจากการฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้ใช้ปริมาณรังสีที่สูงมากเหมือนกับการผ่าตัด จึงเรียกการฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้ว่าการฉายรังสีศัลยกรรม การใช้ปริมาณรังสีที่สูงมาก ทำให้ใช้เวลาในการฉายรังสีค่อนข้างนาน จึงมีการใช้เทคโนโลยีของเครื่องฉายรังสีรุ่นใหม่ ซึ่งมีตัวเลือกไม่ใช้แผ่นกำบังรังสี (Flattening Filter Free) ทำให้เร่งอัตราปริมาณรังสีที่ออกมาต่อหน่วยเวลาให้มากขึ้นได้ ช่วยลดระยะเวลาในการฉายรังสีลง เมื่อเทียบกับการฉายรังสีแบบมีแผ่นกำบังรังสีทั่วไป^[9, 10] นอกจากนี้ การฉายรังสีแบบไม่ใช้แผ่นกำบังรังสี ซึ่งมีผลให้รูปร่างของลำรังสีมีความ Heterogeneity หรือมีลักษณะของปริมาณรังสีสูงที่บริเวณกลางลำรังสี^[11] ยังสามารถนำมาใช้ในการรักษาก้อนมะเร็งที่ต้องการปริมาณรังสีสูงที่กลางก้อนได้อีกด้วย การฉายรังสีศัลยกรรมสามารถให้ปริมาณรังสีสูงเฉพาะจุด จึงสามารถลดปริมาณรังสีกับเนื้อสมองส่วนปกติไม่ได้รับปริมาณรังสีที่สูงเกินไป ส่งผลให้สามารถลดการเกิดผลข้างเคียงระยะยาวที่อาจเกิดขึ้นกับผู้ป่วยได้^[12] ใช้ในการรักษารอยโรคบริเวณสมองบาง

ประเภท เช่น เนื้องอกสมองชนิดธรรมดาที่ได้รับการผ่าตัดไม่หมดหรือไม่สามารถผ่าตัดได้ มะเร็งที่มีการแพร่กระจายมาที่สมอง มะเร็งของเนื้อสมองที่กลับมาเป็นซ้ำ^[13] เป็นต้น โดยการฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้เหมาะกับการฉายก้อนมะเร็งที่มีขนาดเล็กมาก

5. การฉายรังสีร่วมพิภัก (Stereotactic Radiotherapy หรือ SRT) เป็นการให้รังสีปริมาณสูงด้วยการฉายรังสีเพียงน้อยครั้ง โดยมักจะอยู่ที่ 2-5 ครั้ง การฉายรังสีด้วยเทคนิคนี้ใช้ในการรักษารอยโรคบริเวณสมอง มีข้อบ่งชี้เช่นเดียวกับ SRS แต่เนื่องจากการแบ่งการฉายออกเป็นหลายครั้ง จึงสามารถลดผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้นได้^[14] ในปัจจุบันความก้าวหน้าของเทคโนโลยีทำให้เกิดการฉายรังสีศัลยกรรมและการฉายรังสีร่วมพิภักด้วยเทคนิคใหม่ ซึ่งมีความถูกต้องแม่นยำ และสามารถทำให้ปริมาณรังสีคลุมบริเวณก้อนมะเร็ง โดยหลบเลี่ยงเนื้อเยื่อปกติข้างเคียงได้มากยิ่งขึ้น เช่นการฉายรังสีด้วยเทคนิค Hyper Arc ซึ่งอาศัยการฉายรังสีด้วยเทคนิค VMAT ร่วมกับการเข้าของทิศทางการลำรังสีแบบ Non-Coplanar^[15]

การตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสี

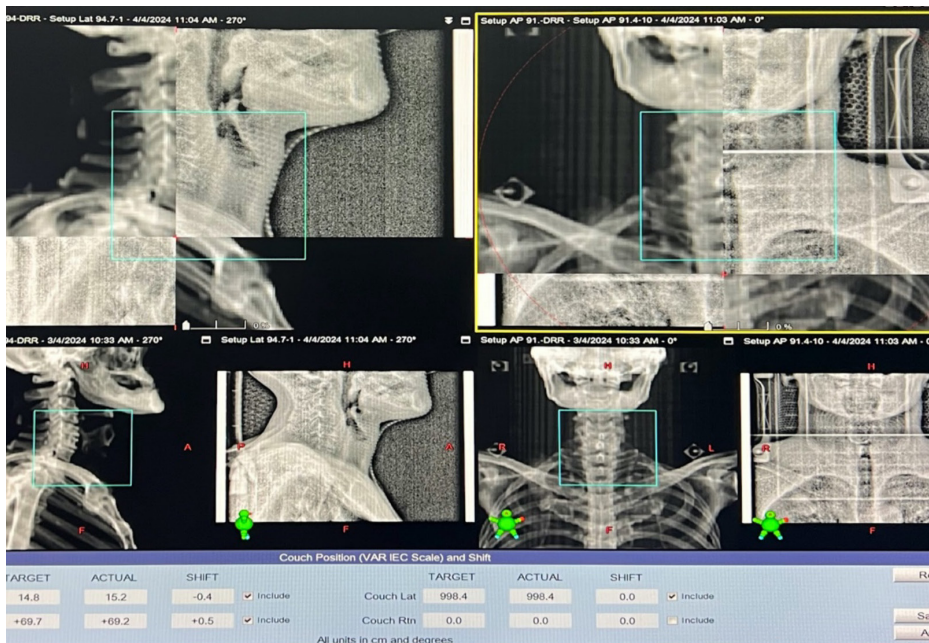
ก่อนทำการฉายรังสี จะต้องมีการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งก่อนว่าตรงตามแผนการรักษาหรือไม่ เนื่องจากปริมาณรังสีที่เราจะให้ในแต่ละครั้งค่อนข้างสูง ขั้นตอนนี้จึงเป็นขั้นตอนที่มีความสำคัญเป็นอย่างมาก อีกทั้งยังทำให้เห็นถึงการเปลี่ยนแปลงของตัวก้อน, การเปลี่ยนแปลงของอวัยวะภายใน หรือแม้แต่ผิวหนังและขนาดตัวของผู้ป่วยที่เปลี่ยนไป ในระหว่างที่ทำการรักษา ทำให้สามารถเพิ่มประสิทธิภาพในการวางแผนการรักษาในครั้งถัดๆไป ในปัจจุบันแผนกรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ใช้การตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีด้วย ระบบภาพนำวิถี (Image-Guided Radiotherapy: IGRT) ดังนี้

1. EPID (Electronic portal image device)

เป็นการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสีแบบ 2 มิติ โดยการถ่ายภาพเอกซเรย์ ระดับพลังงาน Mega voltage (MV) จากหัวเครื่อง เก็บข้อมูลโดยแผ่นรับภาพ EPID ใน มุม AP (0°) และ มุม Lateral (90°, 270°) แล้วนำมาเทียบกับภาพ 2 มิติ ที่มาจากข้อมูลภาพอิเล็กทรอนิกส์เรย์คอมพิวเตอร์ (Digitally reconstructed radiographies: DRR) เพื่อดูความคลาดเคลื่อนของทั้ง 3 ระนาบ ได้แก่ Vertical, Longitudinal และ Lateral ดังแสดงใน **ภาพที่ 8** โดยจะทำการเทียบภาพโดยยึดตาม Bony landmark เป็นหลัก ข้อดีคือปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยได้รับน้อย และใช้เวลาไม่นาน เหมาะสำหรับการตรวจสอบในครั้งแรก เมื่อมีการเปลี่ยน Isocenter ข้อเสียคือ เนื่องจากภาพที่ได้เป็นภาพ 2 มิติ ทำให้ไม่สามารถเห็นเนื้อเยื่อ หรือขอบเขตของก้อนด้านในได้ การตรวจสอบตำแหน่งด้วยเทคนิคนี้เหมาะกับ เทคนิคการฉายรังสีที่ไม่ซับซ้อนมาก หรือตำแหน่งของตัวก้อนอยู่ติดกับบริเวณแนวกระดูก ซึ่งสามารถเปรียบเทียบได้ง่าย เช่น การฉายรังสีด้วยเทคนิค 3 มิติ

2. Cone-beam computed tomography (CBCT)

เป็นการถ่ายภาพ จากตัว On-Board imaging (OBI) ที่มี source ปลดปล่อยพลังงานระดับ Kilovoltage (kV) หมุนหัว Gantry 1 รอบ ตกกระทบไปยังแผ่นรับภาพ และทำการสร้างเป็นภาพ 3 มิติ และนำภาพที่ได้ไปเปรียบเทียบกับภาพเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ ที่ใช้ในการวางแผนการรักษา ทั้ง 6 ระนาบ Vertical, Longitudinal, Lateral, Rotation, Pitch และ Roll ได้ เนื่องจากเป็นภาพแบบ 3 มิติ ทำให้สามารถเห็นกระดูก, เนื้อเยื่อ, อวัยวะภายในข้างเคียง PTV, Organs at risk, การเปลี่ยนแปลงของตัวก้อน หรืออวัยวะรอบข้าง รวมถึงการเปลี่ยนแปลงของขนาดตัวของผู้ป่วย ข้อดีของการตรวจสอบนี้คือเห็นรายละเอียดของภาพได้ดีกว่า มีความแม่นยำสูงกว่า ข้อเสียคือใช้ระยะเวลาในการเก็บข้อมูลภาพนานและมีใช้ปริมาณรังสีที่สูงกว่า เหมาะกับการตรวจสอบตำแหน่ง เทคนิคการฉายรังสีที่มีปริมาณรังสีสูง มีความซับซ้อน ตำแหน่งที่ฉายติดกับอวัยวะที่มีความสำคัญค่อนข้างมาก (**ภาพที่ 9**)



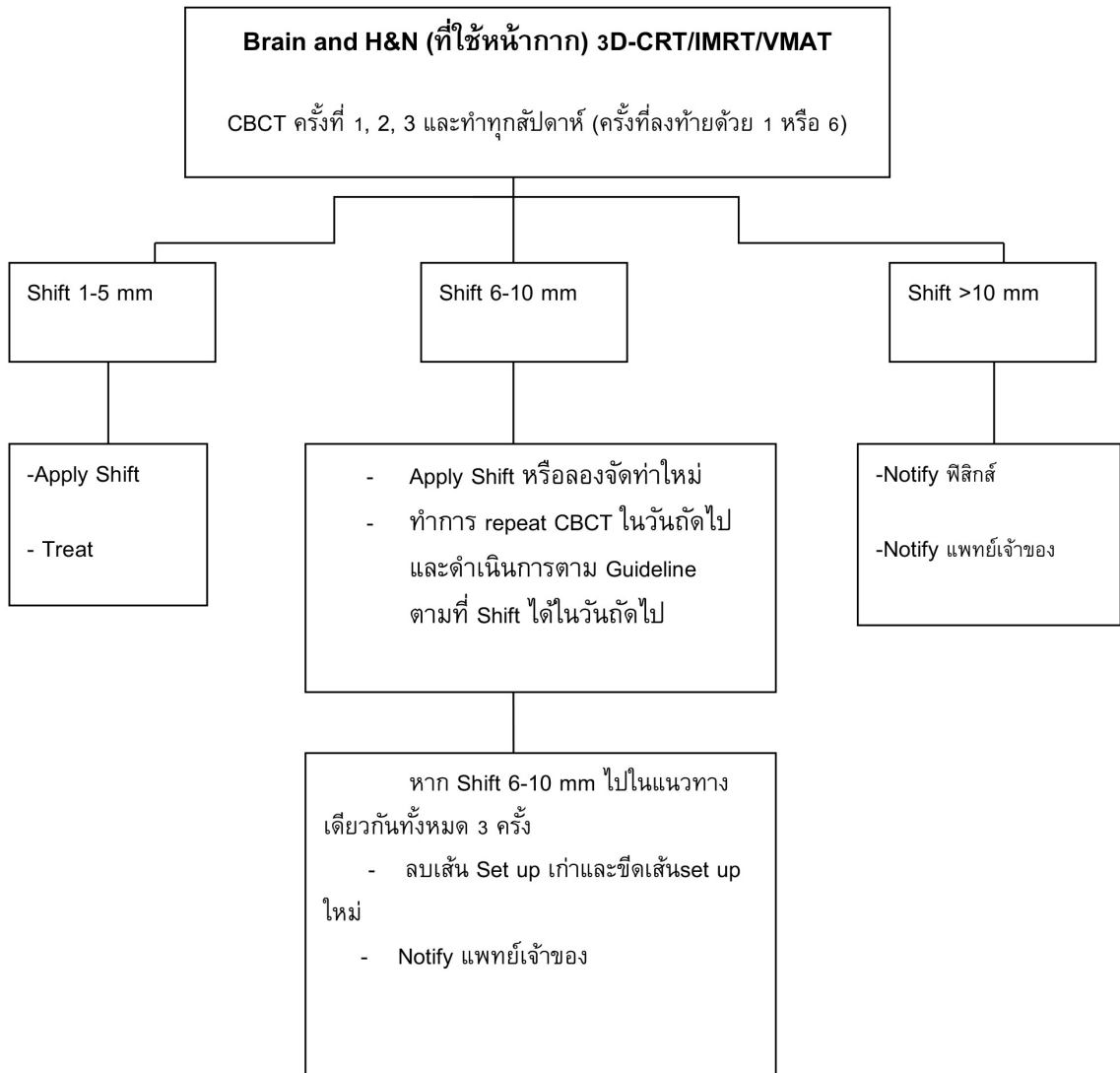
ภาพที่ 8 แสดงการเทียบภาพ DRR และ ภาพที่ได้จากการ EPID ในมุม AP และ Lateral



ภาพที่ 9 แสดง การเทียบภาพ จาก CBCT และ ภาพ CT Simulation

นอกจากนี้แผนกรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ได้มีการออกแบบโปรโตคอล

(Protocol) สำหรับการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสี
สำหรับเทคนิคต่างๆ (ภาพที่ 10)



ภาพที่ 10 IGRT Protocol ของการฉายรังสีมะเร็งบริเวณสมอง และศีรษะและลำคอ

ผลข้างเคียง

ผลข้างเคียงของการฉายรังสีบริเวณสมอง และศีรษะ และลำคอ มีทั้งแบบเฉียบพลันและระยะยาว โดยผลข้างเคียงชนิดเฉียบพลันสามารถเกิดได้ขณะการฉายรังสี จนถึงหลังการฉายรังสีครบ 3 เดือน ในแต่ละบุคคลจะมีอาการที่เกิดขึ้นแตกต่างกันขึ้นกับตำแหน่งและเทคนิคที่ใช้ในการฉายรังสี โดยทั่วไปการฉายรังสีบริเวณสมอง จะมีผลข้างเคียงโดยเฉียบพลันที่อาจเกิดขึ้นได้ เช่น เส้นผมบริเวณที่ฉายรังสีหลุดร่วง มีอาการปวดหัว เหนื่อยง่าย อาจเกิดภาวะสมองบวม เบื่ออาหาร คลื่นไส้ อาเจียน ผลข้างเคียงระยะยาว สามารถเกิดขึ้นภายหลังการฉายรังสีครบ 3-6 เดือนเป็นต้นไป เช่น สับสน มีปัญหาด้านความจำ การได้ยิน ภาวะต่อกระเจก ระดับฮอร์โมนมีการเปลี่ยนแปลง ภาวะแทรกซ้อนที่หลอดเลือดอาจส่งผลให้เกิดโรคหลอดเลือดสมอง (Stroke) หรือการเกิดภาวะเนื้อตาย (Radiation necrosis) ในกรณีที่มีการฉายรังสีบริเวณศีรษะและลำคอ จะมีผลข้างเคียงเฉียบพลันที่อาจเกิดขึ้นได้ เช่น การเปลี่ยนแปลงของผิวหนังบริเวณที่ฉายรังสีอักเสบ แดง แห้ง ลอกเป็นขุย เยื่อช่องปากอักเสบ การรับรู้รสชาติเปลี่ยนอาการเจ็บขณะกลืนอาหาร กลืนลำบาก ส่งผลให้น้ำหนักลด เสียงแหบ น้ำลายแห้ง เหนียว ปากแห้ง ส่งผลให้ผู้ป่วยมีความเสี่ยงที่จะเกิดฟันผุได้ง่าย ก่อนเข้ารับกระบวนการฉายรังสี ผู้ป่วยจึงควรพบทันตแพทย์ เพื่อทำการตรวจสอบสุขภาพช่องปาก เนื่องจากหากทำหัตถการภายหลังการฉายรังสีครบ ต้องมีการเว้นระยะพักก่อนที่จะทำการรักษาได้ ผลข้างเคียงระยะยาว เช่น สิวคล้ายขึ้น ภาวะพังผืด (Fibrosis) บริเวณคอ น้ำลายแห้งปากแห้ง ต่อมไทรอยด์ทำงานผิดปกติ ช่องปากแคบและอ้าปากได้น้อยลง มีปัญหาการได้ยิน ความผิดปกติของการกลืน หรือ เส้นประสาทสมอง การเกิดภาวะเนื้อตายในมะเร็งที่มีรอยโรคใกล้เคียงสมอง เป็นต้น^[3, 16, 17]

การจัดทำผู้ป่วย (Patient set-up)

1. ในการจัดทำผู้ป่วย ต้องมีการตรวจสอบชื่อและนามสกุลผู้ป่วยก่อนเข้ารับบริการทุกครั้ง และทำการเตรียมอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับการจัดทำ ให้ตรงกับขั้นตอนการจำลองการรักษา เช่น ชนิดของหมอน ชนิดหน้ากาก อุปกรณ์เสริมที่ใช้ควบคู่กับหน้ากากชนิดต่างๆ อุปกรณ์หมอนรองเข้าหรือรองข้อเท้า แผ่น black mattress แผ่นbolus เฉพาะตัวของผู้ป่วยในระดับความหนาต่างๆ หรือกระทั่งผู้ป่วยต้องถอดฟันปลอมก่อนสวมหน้ากาก หรือมีการใส่ oral stent , bite plate หรืออุปกรณ์อื่นๆ ขณะทำการฉายรังสี

2. จัดทำให้ผู้ป่วยนอนหงายบนเตียง จัดศีรษะ หน้า ลำคอ และช่วงตัวของผู้ป่วยให้อยู่ตรงกลางเตียง ตรวจสอบว่าช่วงศีรษะและลำคอผู้ป่วยให้นอนพอดีกับช่วงเว้าโค้งของหมอน จากนั้นทำการสวมหน้ากาก โดยเน้นให้ช่วงคาง ช่วงโหนกคิ้ว และจมูก ผู้ป่วยตรงกับช่องโค้งนูนของหน้ากาก หากไม่พอดี อาจส่งผลต่อการเอียงหน้าของผู้ป่วย หรือความโค้งของกระดูกสันหลังบริเวณคอ จากนั้นทำการเลื่อนเตียงจัดตำแหน่ง Isocenter ให้ตรงกันทั้งสองด้าน โดยใช้ laser เป็นตัวช่วย

3. ทำการติดเครื่องวัดออกซิเจนปลายนิ้วมือ (Pulse Oximeter) เพื่อวัดระดับความเข้มข้นของออกซิเจนในเลือด (Oxygen Saturation) ควบคู่กับอัตราการเต้นของหัวใจ โดยเฉพาะในกรณีที่ผู้ป่วยมีความเสี่ยงที่จะหยุดการหายใจ หรือกรณีผู้ป่วยที่ต้องมีการให้ออกซิเจนเพิ่ม เนื่องจากการใช้อุปกรณ์ยึดตรึงชนิดที่เป็นหน้ากากแบบปิดทั้งหน้า ส่งผลผู้ป่วยหายใจได้ลำบากกว่าปกติ

ข้อควรระวังในการฉายรังสี

1. ตรวจสอบอุปกรณ์และความถูกต้องของอุปกรณ์ ก่อนทำการจัดทำผู้ป่วยเช่น ชนิดหมอน ชนิดหน้ากาก หรืออุปกรณ์เสริม เช่น แผ่นรองผู้ป่วย (Black mattress),

Oral stent หรือฟันปลอมชนิดถอดออกได้

2. ทำการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีทุกครั้ง โดยเฉพาะเทคนิค SRS หรือ SRT ซึ่งมีการให้ปริมาณรังสีต่อครั้งสูง

3. ทำการตรวจสอบการหมุนของหัวเครื่องฉาย (Gantry) ทุกครั้งโดยเฉพาะวันแรกของการเริ่มฉายรังสี เพื่อเป็นการป้องกันอุบัติเหตุ การเฉี่ยวชน กับอุปกรณ์หรือกับตัวผู้ป่วย และโดยเฉพาะเทคนิคการฉายรังสีแบบ HyperArc ที่มีการหมุนเตียง (Couch Rotation) ไปที่องศาต่าง ๆ อาจต้องมีการทำการทดสอบ (Dry run) ก่อนการจัดทำผู้ป่วย

4. ในกรณีที่คนไข้น้ำหนักมากขึ้นหรือลดลงซึ่งส่งผลให้หน้ากากหลวมหรือแน่นจนเกินไป ให้ทำการเช็คตำแหน่ง CBCT และรายงานรังสีแพทย์เพื่อพิจารณาว่าต้องทำการจำลองการรักษาใหม่ (Re-Simulation) หรือไม่

5. ในกรณีที่หน้ากากผู้ป่วยแน่นจนเกินไป นักรังสีการแพทย์อาจพิจารณาคลายล๊อคหน้ากากบางตำแหน่งที่ไม่มีผลต่อบริเวณที่ฉายรังสี และควรทำการตรวจสอบตำแหน่งก่อนฉายรังสี

6. ควรมีการติดตั้งกล้องวงจรปิด (CCTV) ภายในห้องฉายรังสี เพื่อเอาไว้ติดตามผู้ป่วยขณะฉายรังสี ป้องกันอุบัติเหตุเช่น การชนของเครื่องฉายรังสี หรือกรณีที่ผู้ป่วย

ต้องการความช่วยเหลือ

7. ควรทำการประเมินความพร้อมของผู้ป่วยก่อนการเข้าห้องฉายรังสีว่ามีความพร้อมในการฉายรังสีหรือไม่ เช่น การวัดอุณหภูมิ ความดัน ก่อนเข้ารับการฉายรังสี ในผู้ป่วยที่มีการเจาะคอและมีสารคัดหลั่งออกมาเป็นจำนวนมาก อาจทำให้อุดกั้นการหายใจของผู้ป่วยขณะใส่หน้ากากฉายรังสีได้ อาจพิจารณาให้มีการดูดเสมหะทางท่อเจาะคอ ก่อน หรือผู้ป่วยที่ไม่รู้สึกตัว อาจจะต้องมีการรัดตัวเพื่อป้องกันการพลัดกระหว่างฉายรังสี

บทสรุป

การฉายรังสีผู้ป่วยมะเร็งศีรษะ และศีรษะและลำคอ ควรเลือกใช้ใช้อุปกรณ์ยึดตรึงในขั้นตอนการจำลองการรักษา ให้เหมาะสมกับเทคนิคการฉายรังสี, รอยโรค, ลักษณะ, สรีระ, ความรู้เรื่อง รู้สึกตัว ของผู้ป่วย เพื่อเป็นการลดการขยับ การเคลื่อนไหวของผู้ป่วยขณะฉายรังสี โดยเฉพาะในเทคนิคครั้งสั้นร่วมพิกัดที่มีการให้ปริมาณรังสีที่สูง ในการฉายรังสีเพียงไม่กี่ครั้ง อุปกรณ์ที่เลือกใช้ในการยึดตรึง การจัดท่า จัดตำแหน่งผู้ป่วย และการตรวจสอบตำแหน่งก่อนการฉายรังสีจึงมีความสำคัญค่อนข้างมาก อีกทั้งเนื่องจากอุปกรณ์ที่ใช้ในการยึดตรึงบริเวณศีรษะและลำคอ อาจส่งผลให้ผู้ป่วยหายใจได้ยากขึ้น ร่วมกับตัวรอยโรคของผู้ป่วยที่อาจทำให้ผู้ป่วยนอนไม่ทนนอนหงายแล้วหายใจได้ลำบาก ควรมีการติดตามและ

เอกสารอ้างอิง

1. กระทรวงสาธารณสุข ก. สถิติสาธารณสุข 2565: กระทรวงสาธารณสุข; 2566.
2. สถิติการรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็ง: สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย; [Available from: <https://www.chulacancer.net/service-statistics.php>].
3. มะเร็งหู คอ จมูก อื่นๆ: สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ สภากาชาดไทย; 2022 [updated 30 มกราคม 2022].
4. เลิศบุษยานุกูล ช. การฉายรังสีแบบปรับความเข้มในมะเร็งบริเวณศีรษะและลำคอ: สาขา รังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย; [Available from: <https://www.chulacancer.net/articles-page.php?id=455&keyname=academic>].
5. จักกบาตร์ จ. Particle points and updates in management of brain metastases มะเร็งวิวัฒน์. 2018;24:51-8.
6. Cho B. Intensity-modulated radiation therapy: a review with a physics perspective. Radiat Oncol J. 2018;36: 1-10.
7. Gupta T, Agarwal J, Jain S, Phurailatpam R, Kannan S, Ghosh-Laskar S, et al. Three-dimensional conformal radiotherapy (3D-CRT) versus intensity modulated radiation therapy (IMRT) in squamous cell carcinoma of the head and neck: A randomized controlled trial. Radiother Oncol. 2012;104:343-8.
8. Kazda T, Jancalek R, Pospisil P, Sevela O, Prochazka T, Vrzal M, et al. Why and how to spare the hippocampus during brain radiotherapy: the developing role of hippocampal avoidance in cranial radiotherapy. Radiat Oncol. 2014;9:139.
9. Wagner D, Christiansen H, Wolff H, Vorwerk H. Radiotherapy of malignant gliomas: Comparison of volumetric single arc technique (RapidArc), dynamic intensity-modulated technique and 3D conformal technique. Radiother Oncol. 2009;93:593-6.
10. Prendergast BM, Fiveash JB, Popple RA, Clark GM, Thomas EM, Minnich DJ, et al. Flattening filter-free linac improves treatment delivery efficiency in stereotactic body radiation therapy. J Appl Clin Med Phys. 2013;14:4126.
11. Pichandi A, Ganesh KM, Jerin A, Balaji K, Kilara G. Analysis of physical parameters and determination of inflection point for Flattening Filter Free beams in medical linear accelerator. Rep Pract Oncol Radiother. 2014;19:322-31.
12. Kondziolka D, Shin SM, Brunswick A, Kim I, Silverman JS. The biology of radiosurgery and its clinical applications for brain tumors. Neuro Oncol. 2015;17: 29-44.

13. มหาวิทยาลัยมหิดล ความรู้ทั่วไปในการฉายรังสีร่วมฟิสิกส์ (Stereotactic radiation therapy) [Available from: https://www.ramamahidol.ac.th/radiosurgery_center/th/km/14sep2021-1452.
14. การรักษาด้วยการฉายรังสีในผู้ป่วยโรคมะเร็ง [Available from: https://artforcancerbyireal.com/the1st_treatment/การรักษาด้วยการฉายรังสี.
15. Celen YY, Dinç Ö, Arslan ND, Dağ S, Doğan AK, Günenç S. Hyperarc Vmat and Vmat planning for stereotactic radiosurgery in multiple brain metastases. J Radiat Res Appl Sci. 2023;16:100719.
16. ASTRO. Radiation Therapy for Head and Neck Cancers: rtanswer.org; 2021.
17. Brain Tumors: Radiation Therapy [Available from: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/conditions-and-diseases/brain-tumor/brain-tumors-radiation-therapy#:~:text=Radiation%20therapy%20uses%20strong%20beams,chemotherapy%20to%20treat%20brain%20tumors>.

Treatment outcome of hypofractionated radiotherapy in post mastectomy breast cancer in Ubonratchathani cancer hospital

ผลการรักษามะเร็งเต้านมที่ได้รับการผ่าตัดเต้านมออกทั้งหมด ด้วยวิธีการฉายรังสีแบบสั้นภายในโรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี

Woraanong Thiramontre¹, Wikran Sornthom², Sopit Tubtimhin³

¹Department of radiation Oncology, Ubonratchathani cancer hospital

²Department of surgery, Ubonratchathani cancer hospital

³Registered Nurse, Ubonratchathani Cancer hospital

Corresponding author

Woraanong Thiramontre

Department of radiation Oncology, Ubonratchathani cancer hospital

405 Khlang arwut road, Khamyai subdistrict, Muang district, Ubonratchathani 34000

Email: somnoiz@gmail.com

วรอนงค์ ภิรมนตรี¹, วิกรานต์ สอนถม², โสภิต ทับทิมหิน³

¹กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี

²กลุ่มงานศัลยกรรม โรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี

³ภารกิจด้านการพยาบาล โรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี

ผู้นิพนธ์ประสานงาน

วรอนงค์ ภิรมนตรี

กลุ่มงานรังสีรักษา โรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี

เลขที่ 405 ถนนคลังอาวุธ ตำบลขามใหญ่ อำเภอเมือง จังหวัดอุบลราชธานี 34000

อีเมล:somnoiz@gmail.com

Submitted: Aug 19, 2024

Revised: Dec 23, 2024

Accepted: Jan 6, 2025

Abstract

Background: Hypofractionated radiotherapy has been used in breast-conservative surgery. However, information regarding its application in the adjuvant setting after mastectomy in breast cancer patients is still under long-term studies to determine its effectiveness and potential side effects.

Objectives: This study aimed to assess the efficacy of post-mastectomy hypofractionated radiotherapy as regards 5-year locoregional recurrence-free survival (LRRFS), 5-year disease-free survival (DFS) and 5-year overall survival (OS) compared with conventional fractionated radiotherapy

Materials & methods: We retrospectively reviewed the record of post-mastectomy breast cancer patients who received complete adjuvant radiotherapy at Ubonratchatani Cancer Hospital between January 2016 and December 2020. Kaplan-Meier and Log-rank test were used for survival analysis. Cox regression was used for univariate and multivariate analysis to identify the prognostic factors. P-value < 0.05 was considered statistically significant.

Results: The median follow-up time was 46.5 months (range 24-61 months). A total of 552 post-mastectomy breast cancer patients who underwent complete adjuvant radiotherapy were included. Among them, 361 patients received conventional fractionated radiotherapy (CFRT) 50 Gy in 25 Fractions while 191 received hypofractionated radiotherapy (HFRT) 40-42.56 Gy in 15-16 fractions. There was no statistical difference between both groups regarding the 5-year LRRFS and 5-year DFS. The 5-year LRRFS rates for CFRT versus HFRT were 87.37 % and 86.60% (p-value = 0.642). The 5-year DFS rates for CFRT versus HFRT were 65.14% and 73.38% (p-value = 0.058). However, the 5-year OS rate was higher in HFRT group than CFRT group; 80.29% and 70.38%, respectively (p=0.015). Tumor stage and triple negative subtype were significant prognostic factors for locoregional recurrence and overall survival.

Conclusion: Post-mastectomy hypofractionated radiotherapy was comparably effective in terms of LRRFS and DFS with reduced overall treatment time and cost.

Keywords: disease free survival, hypofractionated radiotherapy, locoregional recurrence, overall survival, postmastectomy radiotherapy

บทคัดย่อ

หลักการและเหตุผล: การฉายรังสีแบบสั้นถูกนำมาใช้ภายหลังการผ่าตัดแบบสงวนเต้านมในมะเร็งเต้านม แต่ข้อมูลเกี่ยวกับการนำมาใช้ภายหลังการผ่าตัดเต้านมทั้งหมดในผู้ป่วยมะเร็งเต้านม ยังคงอยู่ในระหว่างการศึกษาระยะยาวเพื่อประเมินประสิทธิภาพและผลข้างเคียงที่อาจเกิดขึ้น

วัตถุประสงค์: ศึกษาผลการรักษามะเร็งเต้านมที่ผ่าตัดเต้านมทั้งหมดด้วยวิธีการฉายรังสีแบบสั้นเปรียบเทียบกับ การฉายรังสีแบบปกติภายในโรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี

วัสดุและวิธีการ: ศึกษาข้อมูลย้อนหลังของผู้ป่วยมะเร็งเต้านมที่ได้รับการรักษาด้วยการผ่าตัดเต้านมทั้งหมดตามด้วยการฉายรังสี ภายในเดือนมกราคม พ.ศ.2559 ถึงธันวาคม พ.ศ.2563 ในโรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี โดยแบ่งออกเป็น 2 กลุ่มคือ กลุ่มที่ฉายรังสีแบบปกติ (50 Gy/25 ครั้ง) และกลุ่มที่ฉายรังสีแบบสั้น (40-42.56 Gy/15-16 ครั้ง) เพื่อเปรียบเทียบ อัตราการกลับเป็นซ้ำเฉพาะที่ อัตราการปลอดโรค และอัตราการรอดชีพโดยรวมที่ 5 ปี วิเคราะห์ข้อมูลโดย Kaplan-Meier method และ Log rank test วิเคราะห์ตัวแปรที่มีผลต่อการรักษาโดย Cox regression analysis

ผลการศึกษา: จากผู้ป่วยจำนวน 552 คน ได้รับการฉายรังสีแบบปกติ 361 คน และฉายรังสีแบบสั้น 191 คน คำมัยฐานการติดตามผลการรักษา 46 เดือน พบว่า ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยยะสำคัญของอัตราการกลับเป็นซ้ำเฉพาะที่ใน 5 ปี (87.37 % ในการฉายรังสีแบบปกติและ 86.60% ในการฉายรังสีแบบสั้น (p-value = 0.642)) และอัตราการปลอดโรคที่ 5 ปี (65.14% ในการฉายรังสีแบบปกติและ 73.38% ในการฉายรังสีแบบสั้น (p-value = 0.058)) แต่การฉายรังสีแบบสั้นมีอัตราการรอดชีพโดยรวมที่ 5 ปี สูงกว่าการฉายรังสีแบบปกติอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ 80.29% และ 70.38% ตามลำดับ (p-value=0.015) ระยะของก้อนมะเร็งและtriple negative subtype ถือเป็นปัจจัยพยากรณ์สำคัญที่มีผลต่ออัตราการกลับเป็นซ้ำเฉพาะที่ และอัตราการรอดชีพ

ข้อสรุป: การฉายรังสีแบบสั้นให้ผลการรักษาไม่แตกต่างกับการฉายรังสีแบบปกติในเรื่องการกลับเป็นซ้ำของโรคและระยะรอดชีพโดยปราศจากโรค อีกทั้งยังช่วยลดระยะเวลาการรักษา และค่าใช้จ่ายของคนไข้

คำสำคัญ: การกลับเป็นซ้ำ, มะเร็งเต้านมผ่าตัดเต้านมทั้งหมด, ฉายรังสีแบบสั้น, อัตราการปลอดโรค, อัตราการรอดชีพโดยรวม

J Thai Assoc Radiat Oncol 2025; 31(1): R1 - R17

Introduction

After mastectomy and axillary dissection, radiotherapy reduced both recurrence and breast cancer mortality in locally advanced breast cancer^[1,2]. Based on radiobiological data breast cancer has a low ratio of alpha/beta, encouraging hypofractionated radiotherapy regimens for breast cancer^[3].

Long-term results of large randomized trials from the United Kingdom and Canada have confirmed that appropriately dosed hypofractionated radiotherapy is safe and effective for patients with early breast cancer after breast conservation surgery^[4,5]. However, information regarding its application in the adjuvant setting after mastectomy in breast cancer patients is still under long-term studies to determine its effectiveness and potential side effects.

In 2019, A large randomized trial from China found that postmastectomy hypofractionated radiotherapy was non-inferior to and had similar toxicities to conventional fractionated radiotherapy in patients with high-risk breast cancer^[6]. Recently published trials also support the safety and efficacy of a hypofractionated approach in post-mastectomy breast cancer^[7-10].

In our department, hypofractionated radiotherapy has been applied since 2008. We aimed to determine treatment outcomes of postmastectomy hypofractionated radiotherapy in patients with locally advanced breast cancer in Ubonratchathani cancer hospital.

Material and methods

Patients selection

We retrospectively reviewed the medical records of post-mastectomy breast cancer patients who received complete adjuvant radiotherapy at Ubonratchatani Cancer Hospital between January 2016 and December 2020. Inclusion criteria included females who were older than 18 years of age with breast cancer stage II or III, according to anatomical stage group 8th edition of AJCC Cancer Staging, and had a histologically proven invasive carcinoma. Exclusion criteria included those who have immediate reconstruction after mastectomy, incomplete medical record, or history of systemic lupus erythematosus, scleroderma, or previous breast/chest irradiation.

Parameters Assessed

Patient demographic and clinicopathological data including age, body mass index (BMI), cancer stage, histopathology, hormonal status, chemotherapy, hormonal treatment, radiotherapy field and dose were collected. This study was approved by the Ethical Committee of Ubonratchathani Cancer Hospital.

Radiotherapy protocol

Patients were planned in the supine position over a breast board with a vacuum bag using either two dimensions (2D), 3 dimensions conformal radiotherapy (3DCRT) or intensity-modulated radiotherapy (IMRT) treatment

planning. For 2D and 3DCRT techniques, standard two tangential fields were used to treat the chest wall (CW field). Anterior supraclavicular field (SPC field) was added when there was any number of positive dissected axillary lymph nodes, with prescribed to a depth of 3-4 cm beneath the skin to cover supraclavicular lymph node, axillary lymph node level II and III. When there were nodal dissection of less than 10 lymph nodes, massive axillary node extension (Nodal stage 2 and 3) or extracapsular nodal extension, an axillary field (AX field) was allowed to treat axillary lymph node level I. The photon energy used in both groups was 6 MV. A bolus of 1 cm was used over the chest wall field daily for the first half of the radiotherapy course.

The conventional fractionated radiotherapy (CFRT) is the standard approach for post-mastectomy radiotherapy at our department. However, hypofractionated radiotherapy (HFRT) has been used for some patients with financial or travel difficulties and has become more common during the COVID-19 era to reduce treatment duration. Conventional fractionated radiotherapy group was given 5000 cGy/25 fractions. Hypofractionated radiotherapy group was given 4000 cGy/15 fractions or 4256 cGy/16 fractions.

A tumor bed boost of 1000 cGy/5 fractions was applied to the chest wall scar using an en-face electron beam with a 2 cm expansion if the surgical margin was positive. A whole chest wall boost was used in some cases of

inflammatory breast cancer. Additionally, a posterior axilla field was created using a conventional dose of 400–1000 cGy when extracapsular nodal extension was presented.

Endpoints

Locoregional recurrence-free survival (LRRFS) was calculated from the date of surgery until the date of local recurrence (ipsilateral chest wall, supra/infraclavicular regions, axilla, and internal mammary region).

Disease-free survival (DFS) was calculated from the date of surgery until the date of local recurrence or distant metastasis which were diagnosed by a physical examination or imaging. Pathological examination for recurrent disease was performed in some cases.

Overall survival (OS) was calculated as the period of time from the date of surgery to the date of death from any cause or the date of the last follow-up. In all the analyses, the data were censored at the date of the last follow-up. The status of the patients and the date of death were obtained by the mortality data from the National Registration Department.

Statistical analysis

Descriptive statistics was used to analyze clinicopathological and treatment data, which were demonstrated as numbers and percentages. Median with interquartile range and mean with standard deviation were used for continuous data. To test the normality of data distribution,

the Shapiro-Wilk normal test was done. All categorical data were analyzed using Fisher's exact test. Student's t-test or Wilcoxon Rank Sum test was used for the analysis of continuous data. P-value less than 0.05 was considered significant. Five-year overall survival, disease free survival and locoregional recurrence free survival were estimated using Kaplan-Meier analysis. Log-rank test was used to test the equality of Kaplan-Meier curves. The Cox proportional hazards model was applied to adjust all important prognostic factors. Prognostic factors with a p-value < 0.25 from univariate analysis and significant factors identified in the literature review were included as covariates in the multivariate model. The backward elimination method was used for selecting significant prognostic factors with p-to-remove > 0.10. A two-sided p-value < 0.05 was considered statistically significant. Calculations were performed using STATA 18 for windows.

Results

Patient characteristics

In the study conducted at Ubonratchatani Cancer Hospital, a total of 552 post-mastectomy breast cancer patients who underwent complete adjuvant radiotherapy between January 2016 and December 2020 were included. Among them, 361 patients received conventional fractionated radiotherapy (CFRT) while 191 received hypofractionated radiotherapy (HFRT). The

characteristics of the patients are presented in **Table 1**. The analysis revealed no significant differences between the two groups, except for the radiotherapy technique and radiation boost. The HFRT group had significantly more patients utilizing 3DCRT and fewer using radiation boost compared to the CFRT group (p-value = 0.002 and <0.001, respectively).

Disease's status

The median follow-up time was 46.5 months (range 24.3 - 61.4 months). Locoregional recurrence (LRR) was the initial event in 19 patients (3.44%), with 12 patients (3.32%) in the conventional fractionated radiotherapy (CFRT) group and 7 patients (3.66%) in the hypofractionated radiotherapy (HFRT) group. Additionally, 85 patients (15.40%) experienced distant metastasis as initial event (DM), comprising 64 patients (11.73%) in the CFRT group and 21 patients (10.99%) in the HFRT group. Furthermore, 32 patients (5.80%) had both LRR and DM simultaneously, with 23 patients (6.37%) in the CFRT group and 9 patients (4.71%) in the HFRT group. There was no statistical difference between both groups regarding the 5-year LRRFS and 5-year DFS. The 5-year LRRFS rates for CFRT versus HFRT were 87.37 % (95%CI 82.70-90.85) and 86.60% (95%CI 78.49-91.80) with a p-value of 0.642 (**Figure 1**). The 5-year DFS rates for CFRT versus HFRT were 65.14% (95%CI 58.91-70.67) and 73.38% (95%CI 64.67-80.26) with a p-value of

Table 1. Patient characteristics

Characteristics		Overall n(%) N = 552	CFRT n(%) N = 361	HFRT n(%) N = 191	p-value
Age (years)	Mean (SD)	53.17(10.44)	53.11(9.90)	53.27(11.41)	0.863*
BMI	Median (IQR)	24(21.80,27)	24.20(21.90,27.30)	23.70(21,26.60)	0.167**
Tumor side	Left	268(48.55)	181(50.14)	87(45.55)	0.383
	Right	278(50.36)	175(48.48)	103(53.93)	
	Both	6(1.09)	5(1.39)	1(0.52)	
Histopathology	IDC	525(95.11)	346(95.84)	179(93.72)	0.530
	ILC	10(1.81)	6(1.66)	4(2.09)	
	mixed	12(2.17)	7(1.94)	5(2.62)	
	other	5(0.91)	2(0.55)	3(1.57)	
Cancer stage	II	154(27.90)	95(26.32)	59(30.89)	0.273
	III	398(72.10)	266(73.68)	132(69.11)	
Tumor grade	1	15(2.72)	10(2.77)	5(2.62)	0.559
	2	285(51.63)	181(50.14)	104(54.45)	
	3	233(42.21)	155(42.94)	78(40.84)	
	Unknown	19(3.44)	15(4.16)	4(2.09)	
Tumor stage	T1	51(9.24)	35(9.70)	16(8.38)	0.953
	T2	266(48.19)	172(47.65)	94(49.21)	
	T3	159(28.80)	105(29.09)	54(28.27)	
	T4	76(13.77)	49(13.57)	27(14.14)	
Nodal stage	N0	54(9.78)	35(9.70)	19(9.95)	0.811
	N1	195(35.33)	125(34.63)	70(36.65)	
	N2	180(32.61)	116(32.13)	64(33.51)	
	N3	123(22.28)	85(23.55)	38(19.90)	
Margin status	Free	533(95.56)	352(97.51)	181(94.76)	0.138
	Positive	19(3.44)	9(2.49)	10(5.24)	

Characteristics		Overall n(%) N = 552	CFRT n(%) N = 361	HFRT n(%) N = 191	p-value
Lymphovascular invasion	Not present	200(36.23)	129(35.73)	71(37.17)	0.780
	Present	352(63.77)	232(64.27)	120(62.83)	
Number of node dissection	0-9	67(12.14)	51(14.13)	16(8.38)	0.055
	≥10	485(87.86)	310(85.87)	175(91.62)	
Extracapsular nodal extension	Not present	155(28.08)	98(27.15)	57(29.84)	0.103
	Present	194(35.14)	119(32.96)	75(39.27)	
	Unknown	203(36.78)	144(39.89)	59(30.89)	
ER	Negative	197(35.69)	131(36.29)	66(34.55)	0.710
	Positive	355(64.31)	230(63.71)	125(65.45)	
PR	Negative	247(44.75)	166(45.98)	81(42.41)	0.472
	Positive	305(55.25)	195(54.02)	110(57.59)	
HER2	Negative(0/1+/2+)	367(66.49)	239(66.20)	128(67.02)	0.925
	Positive(3+)	185(33.51)	122(33.80)	63(32.98)	
Triple negative		89(16.12)	58(16.07)	31(16.23)	1
Unknown subtype		1(0.18)	1(0.28)	0	1
Chemotherapy	No	1(0.18)	1(0.28)	0	0.852
	Adjuvant	445(80.62)	288(79.78)	157(82.20)	
	Neoadjuvant	25(4.53)	18(4.99)	7(3.66)	
	Both	81(14.67)	54(14.96)	27(14.14)	
CMT regimen	Taxane based	457(82.79)	295(81.72)	162(84.82)	0.407
	Anthracycline based	70(12.68)	49(13.57)	21(10.99)	
	Other	25(4.53)	17(4.71)	8(4.19)	
Hormonal therapy	No	180(32.61)	121(33.52)	59(30.89)	0.567
	Yes	372(67.39)	240(66.48)	132(69.11)	

Characteristics		Overall n(%) N = 552	CFRT n(%) N = 361	HFRT n(%) N = 191	p-value
Anti-HER2 therapy	No	406(73.55)	268(74.24)	138(72.25)	0.614
	Yes	146(26.45)	93(25.76)	53(27.75)	
RT technique	2D	300(54.35)	214(59.28)	86(45.03)	0.002
	3D	251(45.47)	146(40.44)	105(54.97)	
	IMRT	1(0.18)	1(0.28)	0	
RT field	CW	51(9.24)	34(9.44)	17(8.90)	0.955
	CW+SPC	264(47.83)	171(47.37)	93(48.69)	
	CW+SPC+AX	237(42.93)	156(43.21)	81(42.41)	
RT boost	No	475(86.05)	294(81.44)	181(94.76)	<0.001
	Yes	77(13.95)	67(18.56)	10(5.24)	
Median follow up time(months)	Median (IQR)	46 (23,61)	48(24,62)	44(23,59)	0.514

Abbreviations: AJCC=American Joint Committee on Cancer, AX=axillary lymph node, BMI=body mass index, CFRT=Conventional fractionated radiotherapy, CMT= chemotherapy, CW= chest wall, ER= Estrogen receptor, HER2=Human epidermal growth factor receptor, HFRT=Hypofractionated radiotherapy, IDC =invasive ductal carcinoma, ILC= invasive lobular carcinoma, IQR= Inter Quartile Range, N= number, PR=Progesterone receptor, SPC= supraclavicular. P-value for Fisher's exact except for *student T-test and **Wilcoxon rank-sum test

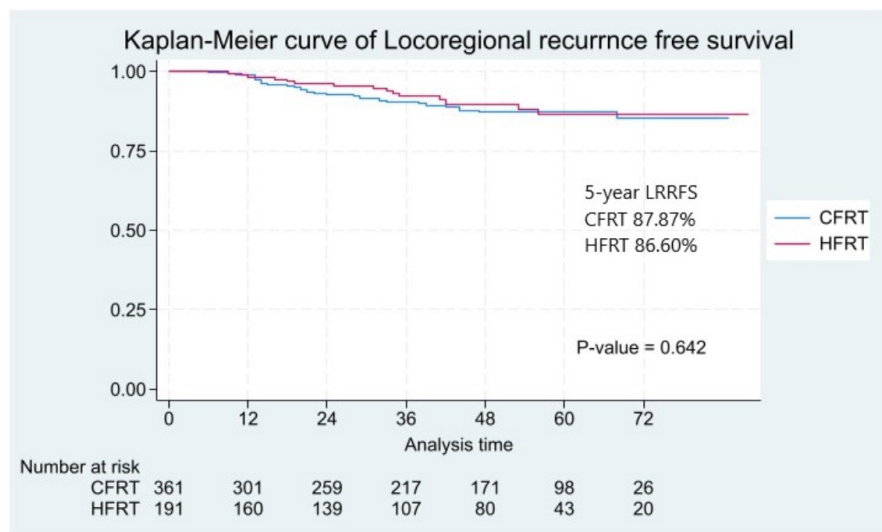


Figure 1. Kaplan-Meier curves of Locoregional recurrence-free survival

0.058 (**Figure 2**). However, the 5-year OS rate was higher in HFRT group than CFRT group; 80.29% (95%CI 73.63-85.44) and 70.38% (95%CI 65.26-74.89), respectively with a p-value of 0.015 (**Figure 3**). When stratified by radiation technique, there was no significant difference between

CFRT and HFRT. The 5-year OS when using 2D in CFRT was 69% (95%CI 62.4-74.9) and 75% (95%CI 64.8-83.2) in HFRT with p-value = 0.236 (**Figure 4**); while utilizing 3DCRT, it was 72% (95%CI 64-79) in CFRT and 84.4% (95%CI 75-90) in HFRT with p-value = 0.051 (**Figure 5**).

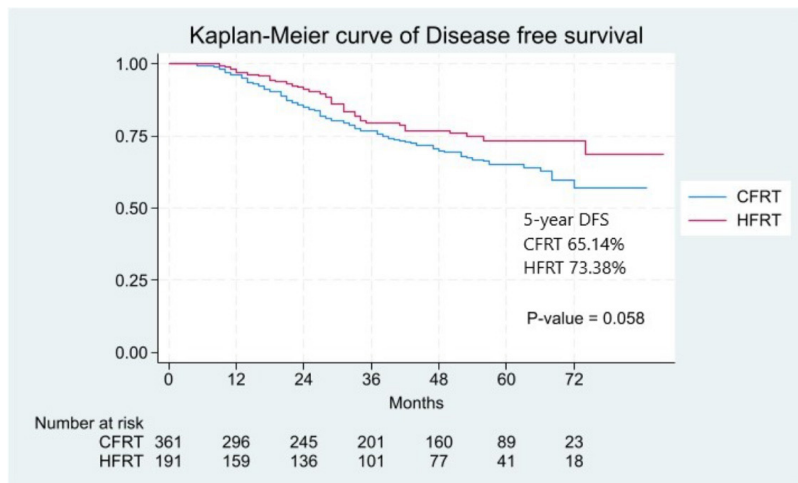


Figure 2. Kaplan-Meier curves of Disease-free survival

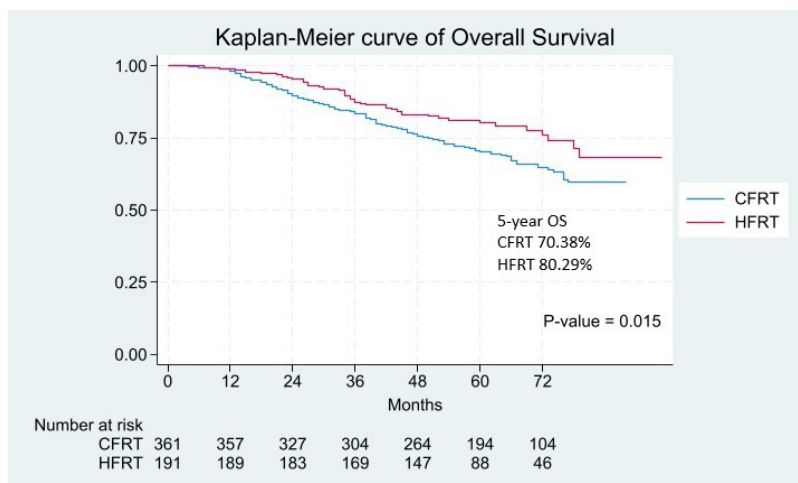


Figure 3. Kaplan-Meier curves of Overall survival

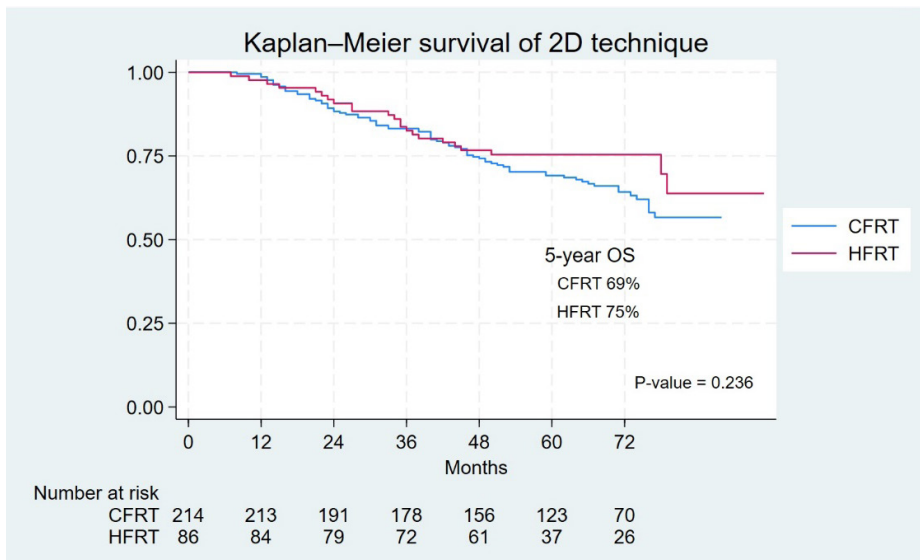


Figure 4. Kaplan-Meier curves of Overall survival when using 2D technique

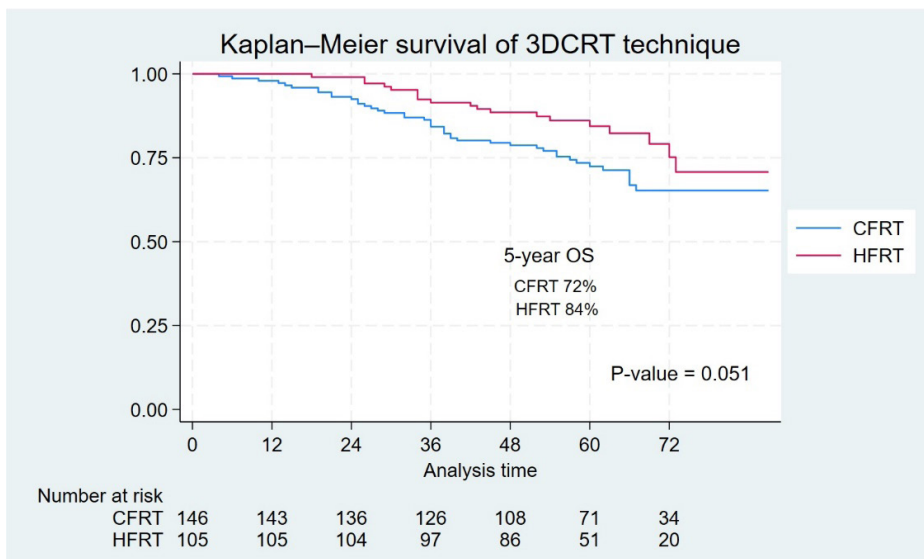


Figure 5. Kaplan-Meier curves of Overall survival when using 3DCRT technique

Adverse effects were recorded in some cases. Acute grade 1-2 skin reactions were reported in 159 cases (140 in the CFRT and 19 in the HFRT). Regarding late toxicity, there were reports of 10 cases of arm lymphedema (4 in the CFRT and 6 in the HFRT), 1 case of deep vein thrombosis in the irradiated arm in the CFRT, and 1 case of death due to congestive heart failure in the HFRT (with a history of prior use of taxane based chemotherapy and anti-HER2 therapy).

Prognostic factors predictive for survival

The univariate analysis revealed that tumor stage, nodal stage, lymphovascular invasion, number of lymph nodes dissection, triple negative subtype, and radiotherapy regimen were significant prognostic factors for survival, and these factors remained significant in the multivariate analysis (**Table 2**).

Prognostic factors predictive for locoregional recurrence

The univariate analysis revealed that tumor stage, triple negative subtype and chemotherapy regimen were significant prognostic factors for locoregional recurrence. However, multivariate analysis finally indicated that tumor stage, triple negative subtype and receiving taxane based chemotherapy regimen were significant prognostic factors (**Table 3**).

Discussion

The National Comprehensive Cancer Network (NCCN) Panel recommends a dose of 40-42.5 Gy in 15 to 16 fractions for all patients getting whole breast radiation without regional nodal radiation after breast conservative surgery. In the postmastectomy setting, conventional fractionation still remains standard of care. A randomized trial from China found that HFRT was as effective as CFRT in terms of disease-free survival (DFS) and overall survival (OS), with comparable toxicity^[6]. However, there are some limitations to consider, such as the use of an electron field and omission of axillary lymph node levels I and II while treating the patients.

Our study revealed that the 5-year LRRFS between CFRT and HFRT was comparable (87.37% and 86.60%, respectively (p-value=0.642)). This is consistent with the results of other retrospective studies about 94-96% in CFRT and 93.9-96.1% in HFRT^[8-10]. Our study seems to have a lower 5-year LRRFS, which could be attributed to the higher proportion of unfavorable prognostic factors, such as T3-T4 and N2-N3, which increase the risk of local recurrence.

The 5-year DFS of HFRT (73.38%) trend to be higher than CFRT (65.14%), but this difference was not statistically significant. (p-value=0.058).

Table 2. Univariate and Multivariate Analysis of correlated to overall survival

Variables		univariate		multivariate	
		HR (95% CI)	p-value	HR (95% CI)	p-value
Age group	<40	1	0.974	1	
	≥40	0.99(0.60-1.63)		-	
Tumor stage	T1-2	1	0.001	1	0.001
	T3-4	1.69(1.24-2.29)		1.73(1.26-2.36)	
Nodal stage	N0-1	1	0.004	1	0.001
	N2-3	1.60(1.16-2.20)		1.72(0.1.24-2.39)	
Lymphovascular invasion	Not present	1	0.003	1	0.003
	Present	1.69(1.19-2.40)		1.73(1.21-2.48)	
Number of lymph node dissection	0-9	1	0.023	1	0.006
	≥10	0.62(0.42-0.94)		0.58(0.37-0.90)	
Triple negative subtype	No	1	<0.001	1	<0.001
	Yes	1.89(1.32-2.72)		2.01(1.42-2.93)	
Taxane based Chemotherapy	No	1	0.341	1	
	Yes	0.83(0.57-1.22)		-	
Anthracycline based chemotherapy	No	1	0.878	1	
	Yes	1.04(0.66-1.62)		-	
RT technique	2D	1	0.148	1	
	3DCRT	0.77(0.57-1.06)		-	
RT regimen	CFRT	1	0.016	1	0.036
	HFRT	0.65(0.46-0.92)		0.68(0.47-0.96)	

Abbreviations: 2D=2-dimensions, 3DCRT= 3-dimensions conformal radiotherapy, CFRT=conventional fractionated radiotherapy, HFRT=hypofractionated radiotherapy, RT=radiotherapy

Table 3. Univariate and Multivariate Analysis of correlated to locoregional recurrence

Variables		univariate		multivariate	
		HR (95% CI)	p-value	HR (95% CI)	p-value
Age group	<40	1	0.093	1	
	≥40	0.54(0.26-1.10)		-	
Tumor stage	T1-2	1	0.002	1	0.001
	T3-4	2.41(1.36-4.25)		2.65(1.49-4.71)	
Nodal stage	N0-1	1	0.203	1	0.053
	N2-3	1.44(0.82-2.55)		1.79(0.99-3.23)	
Lymphovascular invasion	Not present	1	0.117	1	0.081
	Present	1.66(0.88-3.11)		1.77(0.93-3.38)	
Number of lymph node dissection	0-9	1	0.147	1	
	≥10	0.59(0.29-1.21)		-	
Triple negative subtype	No	1	<0.001	1	<0.001
	Yes	3.42(1.92-6.06)		3.42(1.31-6.12)	
Taxane based Chemotherapy	No	1	0.005	1	0.006
	Yes	0.44(0.24-0.78)		0.43(0.24-0.79)	
Anthracycline based chemotherapy	No	1	0.018	1	0.984
	Yes	2.14(1.14-4.03)		0.99(0.32-3.07)	
RT technique	2D	1	0.592	1	
	3DCRT	0.86(0.49-1.49)		-	
RT regimen	CFRT	1	0.643	1	
	HFRT	0.87(0.48-1.57)		-	

Abbreviations: 2D=2-dimensions, 3DCRT= 3-dimensions conformal radiotherapy, CFRT=conventional fractionated radiotherapy, HFRT=hypofractionated radiotherapy, RT=radiotherapy

Similar to other studies reported no statistical difference in 5-year DFS of both RT groups (68.8-91 % in CFRT and 63.5-89.9% in HFRT) ^[6,8-10]. The HFRT group showed a significantly higher 5-year OS than the CFRT group (80.29% vs. 70.38%, $p=0.016$), possibly due to more frequent use of the 3DCRT technique (54.97% in HFRT vs. 40.44% in CFRT). Computed tomography treatment planning enhances 3D target visualization, improves dose distribution, and supports better local control and survival. Greenbaum et al. reported better 5-year LRR (3.0% vs. 11.5%, $p=0.0004$) and overall survival (79.2% vs. 70.6%, $p=0.0012$) for 2.5D + 3D patients compared to 2D patients^[11]. However, stratification by radiation technique showed no significant difference in 5-year OS between CFRT and HFRT. Additionally, the smaller sample size in the HFRT group (nearly half of CFRT) and relatively short follow-up duration compared to other studies^[6,9,10] may have influenced the findings.

Multivariate analysis found that tumor stage, nodal stage, lymphovascular invasion were significant prognostic factors for survival consistent with Tovanabutra et al.^[10]. Furthermore, this study revealed that hypofractionated radiotherapy positively impacts patient survival.

Additionally, taxane based chemotherapy regimen was a significant favorable prognostic factor for reducing local recurrence. This finding can be used as a guideline for selecting the appropriate chemotherapy for the patient.

Limitations

Ubonratchathani Cancer Hospital is the only government hospital in Thailand's northeastern region that offers radiation therapy. Patients from other provinces, including those in remote areas, are often referred back to their primary hospitals, resulting in relatively short follow-up periods. Although this is a retrospective study in single center, we collected data from recent years which 3D planning is currently and widely used, to compare treatment outcomes. Further research in larger samples, longer follow up and treatment toxicity may have provided more informative results, which play an important role in treatment decision-making.

Conclusions

Post-mastectomy hypofractionated radiotherapy achieved comparable LRRFS and DFS to the conventionally fractionated radiotherapy with the advantage of reducing overall treatment time, treatment burden and cost.

References

1. EBCTCG, 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. Overgaard M, Nielsen HM, Tramm T, Hojris I, Grantzau TL, Alsner J, et al. Postmastectomy radiotherapy in high-risk breast cancer patients given adjuvant systemic therapy. A 30-year long-term report from the Danish breast cancer cooperative group DBCG 82bc trial. *Radiother Oncol*. 2022;170:4-13.
3. Qi XS, White J, Li XA. Is alpha/beta for breast cancer really low? *Radiother Oncol*. 2011;100:282-8.
4. Haviland JS, Owen JR, Dewar JA, Agrawal RK, Barrett J, Barrett-Lee PJ, et al. The UK Standardisation of Breast Radiotherapy (START) trials of radiotherapy hypofractionation for treatment of early breast cancer: 10-year follow-up results of two randomised controlled trials. *Lancet Oncol*. 2013;14:1086-94.
5. Whelan TJ, Pignol JP, Levine MN, Julian JA, MacKenzie R, Parpia S, et al. Long-term results of hypofractionated radiation therapy for breast cancer. *N Engl J Med*. 2010;362:513-20.
6. Wang SL, Fang H, Song YW, Wang WH, Hu C, Liu YP, et al. Hypofractionated versus conventional fractionated postmastectomy radiotherapy for patients with high-risk breast cancer: a randomised, non-inferiority, open-label, phase 3 trial. *Lancet Oncol*. 2019;20:352-60.
7. Liu L, Yang Y, Guo Q, Ren B, Peng Q, Zou L, et al. Comparing hypofractionated to conventional fractionated radiotherapy in postmastectomy breast cancer: a meta-analysis and systematic review. *Radiat Oncol*. 2020;15:17.
8. Akl FMF, Khater A. Hypofractionated versus Conventionally Fractionated Radiotherapy in Post-Mastectomy Breast Cancer Patients. *Journal of Cancer Therapy*. 2018;09:941-54.
9. Chitapanarux I, Klunklin P, Pinitpatcharalert A, Sripan P, Tharavichitkul E, Nobnop W, et al. Conventional versus hypofractionated postmastectomy radiotherapy: a report on long-term outcomes and late toxicity. *Radiat Oncol*. 2019;14:175.
10. Tovanabutra C, Katanyoo K, Uber P, Chomprasert K, Sukauichai S. Comparison of Treatment Outcome between Hypofractionated Radiotherapy and Conventional Radiotherapy in Postmastectomy Breast Cancer. *Asian Pac J Cancer Prev*. 2020;21:119-25.

11. Greenbaum MP, Strom EA, Allen PK, Perkins GH, Oh JL, Tereffe W, et al. Low locoregional recurrence rates in patients treated after 2000 with doxorubicin

based chemotherapy, modified radical mastectomy, and post-mastectomy radiation. *Radiother Oncol.* 2010;95: 312-6.



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

<https://www.thastro.org>