



# มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ปีที่ 25 ฉบับที่ 1 มกราคม - มิถุนายน 2562

ISSN 0859-2616



อาจารย์สมชาย วัฒนอาภรณ์ชัย

Journal of Thai Association of Radiation Oncology

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย



Thai Association of Radiation Oncology



## รายชื่อคณะกรรมการบริหาร สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย วาระปี 2561-2563

### คณะกรรมการฝ่ายวิชาการ

รองศาสตราจารย์แพทย์หญิง จันจิรา	เพชรสุขศิริ	โรงพยาบาลศิริราช	ประธานฝ่ายวิชาการ
รองศาสตราจารย์แพทย์หญิง มณฑนา	ธนะไชย	โรงพยาบาลรามธิบดี	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิง นันทกานต์	อภิวัชรอมภ	โรงพยาบาลศิริราช	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ
นายแพทย์ จักรพงษ์	จ๊กกบาตร์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวิชาการ

### คณะกรรมการฝ่ายวิจัย

ศาสตราจารย์แพทย์หญิง อิ่มใจ	จิตาพนารักษ์	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	ประธานฝ่ายวิจัย
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิง กันยรัตน์	กตัญญู	วชิรพยาบาล	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย
นายแพทย์ อรรถพล	พินิจพัชรเลิศ	โรงพยาบาลธรรมศาสตร์ เฉลิมพระเกียรติ	ผู้ช่วยฝ่ายวิจัย

### คณะกรรมการฝ่ายปฎิคม

น.อ.แพทย์หญิงหม่อมหลวง อภิรตี	กฤตากร	โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช	ปฎิคม
นายแพทย์ เพชร	อลิสานนท์	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยปฎิคม

### คณะกรรมการฝ่ายวารสาร

รองศาสตราจารย์นายแพทย์ ขวลิต	เลิศบุษยานุกุล	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ประธานฝ่ายวารสาร
แพทย์หญิง พิมพ์ขวัญ	กำเนิดศุภผล	โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
ดร. พวงเพ็ญ	ตั้งบุญดวงจิตร	โรงพยาบาลรามธิบดี	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร
ดร. ทวีป	แสงแห่งธรรม	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายวารสาร

### คณะกรรมการฝ่ายสารสนเทศ

รองศาสตราจารย์นายแพทย์ เต็มศักดิ์	พึงรัศมี	โรงพยาบาลสงขลานครินทร์	ประธานฝ่ายสารสนเทศ
แพทย์หญิง กิตต์วดี	ศักดิ์ศรีชัย	โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์	ผู้ช่วยฝ่ายสารสนเทศ



## สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย Thai Association of Radiation Oncology

### ที่ปรึกษา

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย  
ปี พ.ศ. 2561 – 2563

#### รายชื่อที่ปรึกษา

ศาสตราจารย์เกียรติคุณนายแพทย์ ไพรัช เทพมงคล  
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิง พวงทอง ไกรพิบูลย์  
ศาสตราจารย์เกียรติคุณนายแพทย์ วิชาญ หล่อวิทยา  
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิง ลักขณา โพชนุกูล  
พลอากาศตรีนายแพทย์ เอกชัย วิเศษศิริ  
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิง วิมล สุขถมยา  
นายแพทย์ ยงยุทธ คงธนารัตน์

รองศาสตราจารย์พลตรีแพทย์หญิง พรศรี คัดชอบ  
รองศาสตราจารย์พลตรีนายแพทย์ ประมุข พรหมรัตน์พงศ์  
ศาสตราจารย์นายแพทย์พิทยภูมิ ภัทรนุชาพร  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ นพดล อัสวเมธา  
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ ประเสริฐ เลิศสงวนสินชัย

#### อาจารย์อาวุโส สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิง พิศมัย อร่ามศรี  
ศาสตราจารย์เกียรติคุณแพทย์หญิง สายสงวน อุณหนันทน์  
นายแพทย์ สิริศักดิ์ ภูริพัฒน์  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ ภิญโญ คำภู ณ ออยุธยา  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิง สุรีย์ จิตะฐาน  
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ วิสุทธิ์ วุฒิพิทักษ์  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์แพทย์หญิง ประภัสสร รัชตะปิติ  
นายแพทย์ พิเศษฐ์ ศิริสุข  
รองศาสตราจารย์นายแพทย์ จงดี สุขถมยา  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ อนันต์ โทณสิน

รองศาสตราจารย์แพทย์หญิง สุพัตรา แสงรุจิ  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ วิจารณ์รุ่ง สุวรรณสุทธิ  
นายแพทย์ สมชาย วัฒนาอาภรณ์ชัย  
ผู้ช่วยศาสตราจารย์นายแพทย์ ประยุทธ์ วิจารณ์พรประดิษฐ์  
นายแพทย์ ณรงค์พล เทียนทอง  
แพทย์หญิง สายพิน ตั้งศรีชัด  
นายแพทย์ ธนเดช สินธุเสก  
นายแพทย์ สมคิด เพ็ญพันธ์กุล  
นายแพทย์ ศักดิ์พิสิษฐ์ นวสิริ



# Content

## มะเร็งวิวัฒน์

วารสารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย  
ฉบับที่ 25 ปีที่ 1 มกราคม - มิถุนายน 2562

03	คณะกรรมการบริหารสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2561 - 2563
04	ที่ปรึกษาสมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทยปี 2561 - 2563
06	บรรณาธิการแถลง
07	สารสนเทศสำหรับผู้เขียน
10	เนื่องมาจากปก
12	Treatment Outcomes of Acute Lymphoblastic Leukemia in both children and adults using the Thai Pediatric Oncology Group-based protocol at Chiang Mai University hospital <i>Walaithip Bunyatisai, Bongkot Jia-Mahasap and Imjai Chitapanarux</i>
29	Application of the RapidPlan knowledge-based treatment planning system for radiation therapy of prostate cancer patients <i>Kanokkarn Kuekkong, Siwadol Pleanarom, Pittaya Dankulchai, Puangpen Tangboonduangjit, and Lalida Tuntipumiamorn</i>
43	คุณสมบัติเชิงรังสีคณิตและอัตราผ่านค่าแกมมาของอุปกรณ์วัดรังสีรุ่นอาร์คเช็คสำหรับการทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร Dosimetry Characteristics and Gamma Passing Rate of ArcCHECK for Volumetric Modulated Arc Therapy Treatment Planning Verification <i>นันทวุฒิ สุดลอย, เอกสิทธิ์ ธราวิจิตรกุล, สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์</i>
58	FF and FFF patient specific QA using new Varian aS1200 portal imager and compare with PTW Octavius 1500 <i>Putthipong Chanwichu, Puangpen Tangboonduangjit, Sawwanee Asavaphatiboon, Nuanpen Damrongkijudom, Pornpip lamongpaiboon, and Chumpot Kakanaporn</i>
71	Dose Tracking Accuracy of the Dose on the Treatment Day using Cone-beam Computed Tomography for Radiation Therapy of Prostate Cancer: Pilot Study <i>Achawee Suwannarat, Tanwivat Jaikuna, Pittaya Dankulchai, Wiwatchai Sittiwong, Nuanpen Damrongkijudom, and Lalida Tuntipumiamorn</i>
86	Implementation of the CatalystTM Optical Surface Imaging System for Left-Sided Breast Cancer Patients with Deep Inspiration Breath Hold Technique <i>Sawanya Suwandee, Pitchayut Nakkrasae, Pittaya Dankulchai, Puangpen Tangboonduangjit, and Lalida Tuntipumiamorn</i>
100	THASTRO ANNUAL SURVEY 2017-18



## วารสาร มะเร็งวิวัฒน์

### เจ้าของ

สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

### วัตถุประสงค์

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

### กำหนดออก

ปีละ 2 เล่ม ในเดือนมีนาคมและกันยายน

### สำนักงานกองบรรณาธิการ

สาขาวิชารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา  
คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย  
โทรศัพท์ : 66-2-2564334 โทรสาร : 66-2-2564590  
E-mail : thairedjournal@yahoo.co.th  
Webpage : WWW.THASTRO.ORG

### ที่ปรึกษา

พิสมัย อารัมศรี	สายสวน อุนหนันท์
ศิริศักดิ์ ภูมิพัฒน์	สุรีย์ ฐิตะฐาน
ประภัสสร รัชตะปิติ	พิศิษฐ์ ศิริสุข
อนันต์ โทณสิน	พวงทอง ไกรพิบูลย์
เอกชัย วิเศษศิริ	วิชาญ หล่อวิทยา
สุพัตรา แสงรุจิ	พรรณี คิตชอบ
ยงยุทธ คงอนุรัตน์	โรจน์รุ่ง สุวรรณสุทธิ
วิมล สุขธมยา	

### บรรณาธิการ

รศ.นพ.ชาลิต เลิศบุษยานุกุล

### รองบรรณาธิการ

รศ.พญ.พิมพ์ขวัญ กำนัดคุณผล  
อ.ดร.พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร  
อ.ดร.ทวีป แสงแห่งธรรม

### กองบรรณาธิการ

ประมุข	พรหมรัตน์พงศ์	ประเสริฐ	เลิศสงวนสินชัย
ชนวิรัตน์	เทพวิบูล	ชลเกียรติ	ขอประเสริฐ
เต็มศักดิ์	พิงศรี	กาญจนา	โชติเลิศศักดิ์
อิมใจ	ชิตาพนารักษ์	นันท์	สุนทรพงศ์
วัชรวิธ	มะลิกุล	อนุตม์	กัวยเจริญพานิชก
ปิยะ	ประทีปเสนา	โพธิ์	เทพมงคล
ลักขณา	โพชนกุล	สายพันธ์	ตั้งศรีชด
นภดล	อัครเมธา	ศรีชัย	ครุสันธิ์
ศักดิ์พิศิษฐ์	นวลศิริ	สมใจ	แดงประเสริฐ
สมคิด	เพ็ญพจน์กุล	ธนาทิพย์	ตันติวัฒน์

### ฝ่ายศิลปกรรม

วรัญญา อาศัยศาสน์

### พิมพ์ที่

ปิตินาธิช 73 ซอยบางแวก 80 แขวงคลองขวาง เขตภาษีเจริญ กรุงเทพฯ 10160

## บรรณาธิการกลอง

ตั้งแต่ต้นปี พ.ศ.2562 ข่าวใหญ่ระดับชาติในหน้าหนังสือพิมพ์ และสื่อสังคมออนไลน์หนีไม่พ้นเรื่องมลพิษทางอากาศ และการตรวจวัด PM2.5 ในพื้นที่ต่างๆ ในประเทศไทย ซึ่งมีผู้สนใจมากกว่าข่าวการเมือง เรื่องการเลือกตั้งที่จะเกิดขึ้นในเดือนมีนาคมนี้เสียอีก มลพิษทางอากาศ มีผลกระทบต่อสุขภาพของประชาชนโดยเฉพาะอย่างยิ่ง เด็กและผู้สูงอายุ ผลกระทบที่ชัดเจนคือต่อระบบทางเดินหายใจ สาเหตุที่เกิดมลพิษ ดังกล่าวได้แก่ จากการเผาไหม้ต่างๆ เช่น เครื่องยนต์สันดาปภายใน การเผาต่างๆ โรงงานอุตสาหกรรม โรงไฟฟ้า ซึ่งในประเทศไทยมี รายงานว่า PM2.5 มีอัตราส่วนประมาณ 0.5 เท่าของ PM10

นอกจากนี้ PM2.5 ยังมีผลต่ออัตราการเสียชีวิตจากมะเร็งปอด และโรคหลอดเลือดหัวใจอีกด้วย ตัวเลขอัตราการเสียชีวิต ซึ่งการคำนวณ ผลกระทบต่ออัตราการเสียชีวิตจากโรค ทำได้โดยการ mapping ปริมาณ PM2.5 และระยะทาง ร่วมกับระยะเวลาที่ได้รับ exposure ซึ่งเป็นเรื่องที่ คำนวณได้ยากพอสมควร แม้ในประเทศที่พัฒนาแล้ว โดยมีรายงานของ ประเทศไทยว่า PM2.5 เป็นสาเหตุให้เกิดการเสียชีวิตร้อยละ 6 ของผู้เสียชีวิตในแต่ละปี (PLOS ONE 12(12): e0189909)

ตัวเลขที่เกี่ยวข้องกับมะเร็งปอดมีรายงานว่าค่า relative risks ของการเกิดมะเร็งปอดอยู่ระหว่าง 1.08 (95% confidence interval (CI): 1.07-1.09) ถึง 1.60 (95%CI: 1.09-2.33) ในการเพิ่มขึ้นของ PM2.5 ทุกๆ 10  $\mu\text{g}/\text{m}^3$  (Environ Res. 2018 Jul;164:585-596.)

สำหรับการป้องกันตนเองนอกจากการใช้หน้ากากอนามัย N95 แล้ว ยังควรมีการเฝ้าติดตามปริมาณ PM2.5 ทั้งในที่ทำงานและที่บ้านด้วย หากพบว่าค่า PM2.5 หรือ PM10 ควรพิจารณาซื้อเครื่อง กรองอากาศครับ เพื่อให้พวกเราที่มีสุขภาพดี จะได้ดูแลผู้ป่วยได้นานๆ ครับ

บรรณาธิการ

# สารสนเทศสำหรับผู้เขียน

ขอเชิญส่งบทความเพื่อลงวารสารมะเร็งวิวัฒน์ มีรายละเอียดดังนี้

ให้ผู้ประพันธ์ส่งผลงานที่จะตีพิมพ์มายัง Thairedjournal@yahoo.co.th เท่านั้น

## เรื่องที่จะตีพิมพ์

1. บทบรรณาธิการ (Editorial) เป็นบทแสดงความคิดเห็นทางวิชาการหรือแนวทางการรักษา ศึกษา ค้นคว้าวิจัยทาง วิชาการที่ยังใหม่
2. นิพนธ์ต้นฉบับ (Original articles) และรายงานผู้ป่วย (Case Report) ซึ่งเป็นผลงานการศึกษา หรือวิจัยของผู้เขียนเอง หรือ รายงานผู้ป่วยที่น่าสนใจ
3. บทฟื้นฟูทางวิชาการ (Review articles) เป็นการรวบรวมสรุปหรือวิจารณ์ความก้าวหน้าทาง วิชาการ ในเรื่องใด เรื่องหนึ่ง
4. ปกิณกะ (Miscellany) เป็น บทความทั่วไปเกี่ยวกับการแสดงความคิดเห็น ชักถามปัญหา หรือการรวบรวมบันทึก การอภิปราย บท คัดย่อวารสารที่น่าสนใจ หรือจดหมายถึงบรรณาธิการ (Letter to editor)

## การพิจารณาเชิงจริยธรรม

ผู้ประพันธ์ต้องไม่เปิดเผยชื่อของผู้ป่วยในผลงานที่จะตีพิมพ์สำหรับรายงานการศึกษาเชิงปฏิบัติการ (experimental report) ที่มีการ ใช้เนื้อเยื่อของมนุษย์ ให้ระบุว่าได้มีการปฏิบัติตามมาตรฐานทางจริยธรรมใน ปัจจุบัน และสำหรับรายงานการศึกษาเชิงปฏิบัติการที่มีการใช้เนื้อ เยื่อของสัตว์ทดลองให้ระบุว่าได้ ทำการศึกษาภายใต้หลักการที่ได้รับการอนุมัติโดยคณะกรรมการผู้รับผิดชอบในเรื่องการดูแลและการปฏิบัติ ต่อสัตว์ทดลอง โดยให้ระบุไว้ในส่วนของวัสดุและวิธีการ (materials and methods)

## ผลประโยชน์ทับซ้อน (Conflicts of Interest)

ผู้ประพันธ์ต้องเปิดเผยเป็นลายลักษณ์อักษร (ระบุในรายงาน) ถึงทุกปัจจัยรวมทั้งปัจจัยด้านการเงินที่อาจมีอิทธิพลต่อการ ศึกษา ผล การศึกษาหรือข้อสรุปจากรายงานการศึกษาวิจัย และจำเป็นต้องระบุหากได้รับ การสนับสนุนทางการเงินจากแหล่งทุนภายนอก เพื่อให้ สอดคล้องกับคำประกาศของบรรณาธิการ ผู้ร่วมประพันธ์ทุกท่านต้องมีส่วนร่วมในผลงาน การศึกษาวิจัย และควรมีการระบุไว้อย่างชัดเจน ในหนังสือปะหน้าประกอบการส่งเรื่องที่จะตีพิมพ์ รวมทั้ง ระบุไว้ในส่วนของกิตติกรรมประกาศ (acknowledgements) ในตอนท้ายของ รายงานต้นฉบับ

## การเตรียมต้นฉบับ

1. ต้นฉบับสามารถพิมพ์ได้ทั้งภาษาไทยและภาษาอังกฤษ หากเลือกใช้ภาษาอังกฤษ กองบรรณาธิการคาดหวังว่าผู้ประพันธ์จะเตรียม ต้นฉบับ โดยใช้ภาษาอังกฤษได้อย่างเหมาะสม และหากมีความจำเป็นผู้ประพันธ์ควรพิจารณาส่งผลงานให้แก่เจ้าของภาษาตรวจทาน ก่อนส่ง
2. ขอให้ผู้ประพันธ์ส่งต้นฉบับ เป็น electronic file ในรูปแบบ Microsoft word เท่านั้นในการพิมพ์ ให้ใช้ตัวอักษร Angsana New ขนาด 16 พอยต์ โดยหากเป็นนิพนธ์ต้นฉบับให้เรียงลำดับเนื้อหา ดังนี้
  - a. บทนา (Introduction)
  - b. วัสดุและวิธีการ (Materials and methods)
  - c. ผลการศึกษา (Results)
  - d. บทวิจารณ์ (Discussion)
  - e. ข้อสรุป (Conclusion)
  - f. กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgements)
  - g. ตาราง (Tables) เรียงตามลำดับ
  - h. รูปภาพ หรือแผนภูมิ (Figures)
3. การอ้างอิงเอกสารในบทความให้ใช้ระบบตัวเลขยกขึ้นอยู่เหนือข้อความที่อ้างอิงในเรื่องและเอกสารที่อ้างถึงในบทความนั้น การทำ citation ให้ใส่ในรูปแบบ [citation] เป็นตัวยก เช่น มาตรฐานที่ กำหนดตามระเบียบปฏิบัติการควบคุมคุณภาพสารกัมมันตรังสี จากองค์กรปรมาณูเพื่อสันติระหว่างประเทศ ที่แนะนำ<sup>[1,2]</sup> ว่า “ก่อนใช้ค่า.....

## บทคัดย่อ (Abstract)

บทความประเภthinพบต้นฉบับและรายงานผู้ป่วยจะต้องมีบทคัดย่อเป็นทั้งภาษาอังกฤษและภาษาไทย ไม่ว่าต้นฉบับจะเป็นภาษาไทยหรือภาษาอังกฤษก็ตาม โดยบทคัดย่อต้องมีจำนวนไม่เกิน 300 คำ ภายใน 5 หัวข้อดังต่อไปนี้

1. หลักการและเหตุผล Backgrounds
2. วัตถุประสงค์ objective(s)
3. วัสดุและวิธีการ materials and methods
4. ผลการศึกษา results
5. ข้อสรุป conclusion

## คำสำคัญ (Key words)

เป็นภาษาอังกฤษเท่านั้น สามารถระบุคำสำคัญได้ไม่เกิน 5 คำ โดยให้เรียงตามลำดับอักษร

## คำย่อ (Abbreviations)

การใช้คำย่อ ให้เขียนคำเต็มกับคำย่อไว้ในวงเล็บเมื่อมีการใช้ ณ ตำแหน่งแรกสุด ทั้งในต้นฉบับตาราง และรูปภาพ ยกเว้นกรณีที่คำย่อสำหรับมาตรวัดที่เป็นสากล

## สัญลักษณ์และหน่วยมาตราวัด

ควรใช้สัญลักษณ์และหน่วยมาตราวัดที่เป็นสากล โดยอ้างอิงตาม The American Medical Association Manual of Style (9<sup>th</sup> edition)

การระบุถึงยา ให้ใช้ชื่อสามัญ (generic หรือ chemical name) และไม่ต้องใช้คำย่อ สำหรับรหัสทางยา ควรใช้ เฉพาะกรณีที่ยังไม่มีชื่อสามัญ กรณีของสิทธิบัตรหรือลิขสิทธิ์ (copyright) รวมทั้งชื่อทางการค้า (trade name) สามารถระบุได้โดยใช้อักษรพิมพ์ใหญ่ในวงเล็บหลังชื่อสามัญ สำหรับชื่อและสถานที่ของบริษัทผู้ผลิตยา รวมทั้งวัสดุอุปกรณ์หรือเครื่องมือที่กล่าวถึงในต้นฉบับให้เป็นไปตามกฎหมาย ทางการค้า (trademark laws) และควรระบุไว้ในวงเล็บ

ข้อมูลเชิงปริมาณ (quantitative data) สามารถรายงานในหน่วยที่เลือกใช้แต่แรก ดังเช่น ข้อมูลของ น้ำหนักตัวมวล หรืออุณหภูมิ

## ตาราง

ควรพิมพ์ตารางในรูปแบบของ Excel หรือ Word การเว้นระยะในแต่ละตารางควรใช้ double-spaced และแยกหน้า โดยให้กำหนดหมายเลขตารางตามลำดับที่กล่าวถึงในต้นฉบับ รวมทั้งระบุชื่อของแต่ละตารางสั้นๆ ซึ่งสามารถเขียนคำบรรยายกำกับไว้ในตอนล่างของตารางได้

## รูปภาพ

ผู้ประพันธ์ต้องส่งรูปภาพโดยแนบไว้ส่วนท้ายของต้นฉบับ ซึ่งผู้พิมพ์ควรส่งเฉพาะภาพขาวดำ เนื่องจากวารสารตีพิมพ์เฉพาะสีขาวดำเท่านั้น หากเป็นภาพสี ควรแต่งรูปเป็นภาพขาวดำก่อน

## ภาคผนวก (Appendices)

เอกสารหรือข้อมูลเสริมควรรวบรวมไว้ในภาคผนวก และจัดลำดับให้อยู่ก่อนหน้าเอกสารอ้างอิง

## กิตติกรรมประกาศ (Acknowledgement)

การกล่าวคำประกาศเกียรติคุณถึงบุคคล แหล่งทุน ทุนอุดหนุนวิจัยและผลประโยชน์ทับซ้อน ควรรวบรวมไว้ในกิตติกรรมประกาศ และจัดลำดับให้อยู่ก่อนหน้าเอกสารอ้างอิง

## เอกสารอ้างอิง (References)

เอกสารอ้างอิงต่างๆ ให้รวบรวมไว้ในตอนท้ายสุด โดยให้เรียงตามลำดับที่ได้กล่าวถึงในต้นฉบับ ซึ่งสามารถอาศัยหลักการเขียนเอกสารอ้างอิงแต่ละรูปแบบได้จากตัวอย่างดังต่อไปนี้

ท่านสามารถดาวน์โหลด endnote style ได้ที่ <https://www.thastro.org/มะเร็งวิวัฒน์/>

## Entire book

Sherlock S, Dooley J. Diseases of the liver and biliary system. 9<sup>th</sup> ed. London: Backwell; 1993.



### Book chapter

Hewlett EL. Microbial virulence factors. In: Mandell GL, Douglas RG, Benette JE, editors. Principles and practice of infectious diseases 3<sup>rd</sup> ed. New York: Churchill Livingstone; 1990. p. 2-9.

### Journal article

- Mutirangura A. Quantitative PCR analysis for methylation level of genome: clinical implications in cancer. Asian Biomed. 2007; 1:121-8.
- Futrakul N, Butthep P, Patumraj S, Siriviriyakul P, Futrakul P. Microvascular diseases and endothelial dysfunction in chronic kidney diseases: therapeutic implication. Clin Hemorheol Microcirc. 2006; 34:265-71.
- Udomsawaengsup S, Pattana-arun J, Tansatit T, Pungpapong SU, Navichareon P, Sirichindakul B, et al. Minimally invasive surgery training in soft cadaver (MIST-SC). J Med Assoc Thai. 2005;88(Suppl 4):S189-94.

### Proceedings articles

Bunnag SC. Microcirculation, endothelial cell injury and pathogenesis of non-insulin dependent diabetes mellitus (NIDDM). Proceedings of the third Asian Congress for Microcirculation; 1997 Oct 2325; Bangkok, Thailand. Bolonga: Monduzzi; 1998. p. 27-32.

### Electronic journal articles

Bos R. Health impact assessment and health promotion. Bull World Health Organ [on line]. 2006 [cited 2007 Feb 12]; 84(11):914-5, Available from: <http://www.scielosp.org/pdf/bwho/v84n11/v84n11a19.pdf>

การเขียนเอกสารอ้างอิงในส่วนของผู้แต่งให้ระบุได้จำนวนสูงสุด 6 ชื่อแรก ส่วนที่เหลือให้ใช้เป็น et al. โดยการใช้อักษรย่อควรใช้ตาม Index Medicus ในกรณีของ articles in preparation or articles submitted for publication, unpublished observations, personal communications และอื่นๆ นั้นไม่ควรรวมอยู่ในส่วนของเอกสารอ้างอิง แต่หากมีการอ้างอิงถึงในระดับใด เช่น (P. Futrakul, personal communication) อีกทั้งการได้รับอนุญาตเมื่อมีการอ้างอิงถึงข้อมูลที่ไม่ได้รับการตีพิมพ์ถือเป็นความรับผิดชอบของผู้ประพันธ์

### เช็คลิสต์การส่งบทความถึงบรรณาธิการ

1. ส่งได้ที่ Thairedjournal@yahoo.co.th เท่านั้น หากส่งผ่านมาจากช่องทางอื่นท่านจะไม่ได้การพิจารณา
2. ทำจดหมายถึงบรรณาธิการ (letter to editor) ระบุ
  - a. หัวข้อเรื่องที่จะขอตีพิมพ์ความสำคัญของบทความที่จะตีพิมพ์
  - b. ข้อความแสดงว่าบทความดังกล่าวไม่เคยตีพิมพ์มาก่อน และต้องไม่อยู่ระหว่างการพิจารณา เพื่อลงตีพิมพ์ในวารสารอื่น และไม่ได้ลอกเลียนผลงานวิชาการของบุคคลที่สาม
  - c. ข้อความแสดง conflict of interest
3. แนบไฟล์ในรูปแบบของ Microsoft word เท่านั้น (Font Angsana New ขนาด 16 พอยต์) เรียงตามลำดับ ดังคำแนะนำ ด้านบน
4. ตรวจสอบลำดับของ citation และ format ในการอ้างอิงทั้งหมด กรุณาตรวจสอบตามขั้นตอนที่ 1-4 ให้เรียบร้อยแล้ว แล้วจึงส่งบทความมาที่บรรณาธิการ หากบรรณาธิการเห็นว่าครบถ้วนตามขั้นตอน 1-4 ท่านจะได้รับการตอบรับบทความภายใน 14 วัน หากไม่ได้รับการตอบกลับภายใน 14 วัน แสดงว่าการส่งบทความของท่านไม่สมบูรณ์ครบถ้วนตามเช็คลิสต์ บทความจะไม่ได้การพิจารณาตีพิมพ์ในวารสารมะเร็งวิวัฒน์



# เนื่องจากปก

## อาจารย์สมชาย วัฒนอาภรณ์ชัย

หน่วยรังสีรักษา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

## ประวัติการศึกษา

พ.ศ.2531	อนุปริญญาบัตรสาขาวิชารังสีวิทยา
พ.ศ.2529	Certificate of Residency training in Therapeutic Radiology University of Illinois Hospital U.S.A
พ.ศ.2515	พ.บ.มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

## ความผูกพันกับมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

30 มกราคม 2530	อาจารย์(แพทย์) ระดับ 6 ภาควิชารังสีวิทยา
1 มีนาคม 2532	ลาออกจากราชการ
1 พฤศจิกายน 2532	บรรจุกลับเข้ารับราชการตำแหน่งอาจารย์ (แพทย์)ระดับ 7 จนเกษียณอายุราชการ
ปี 2550	เกษียณอายุราชการ

## งานบริหาร

- หัวหน้าหน่วยรังสีรักษา
- อดีตหัวหน้าภาควิชารังสีวิทยา (ธ.ค.2539-ธ.ค.2547)
- อดีตผู้ช่วยคณบดีฝ่ายพัฒนาบุคลากร (พ.ศ. 2535)
- อดีตรองคณบดีฝ่ายพัฒนาบุคลากร (พ.ศ.2535 – พ.ศ.2539)

## งานอื่นๆ

- กรรมการบริหารโรงพยาบาล
- กรรมการประจำคณะแพทยศาสตร์
- กรรมการพิจารณาอาจารย์ตัวอย่าง ปี พ.ศ.2549 และ 2550
- กรรมการพิจารณาโครงการพัฒนาหน่วยงานของคณะแพทย์
- ประธานกรรมการเลือกตั้งองค์กรแพทย์
- ประธานจัดทำเพลงประจำคณะแพทยศาสตร์
- ประธานจัดการแข่งขันกีฬา
- ประธานกีฬาสีฟ้า ปี 2541 และประธานกีฬาสีม่วง ปี 2542
- ประธานชมรมเปตอง
- กรรมการคัดเลือกแพทย์ดีเด่นภาคใต้ปี 2547
- กรรมการกำหนดหลักเกณฑ์การประเมินผลการปฏิบัติงานข้าราชการและลูกจ้างประจำ เพื่อการพัฒนาของ ม.อ.
- กรรมการรณรงค์การประหยัดวัสดุทางการแพทย์ของคณะแพทยศาสตร์ ปี 2542 – 2543

### ความรู้สึกในการทำงานในคณะแพทยศาสตร์

ผมรู้สึกภาคภูมิใจที่ได้ทำงานในคณะแพทยศาสตร์ ม.อ. ซึ่งผู้บริหารทั้งในอดีตและปัจจุบันได้ใช้นโยบายยึดถือคุณภาพและผู้ป่วยเป็นศูนย์กลาง โดยดำเนินตามพระราชปณิธานของสมเด็จพระราชบิดาตลอดชีวิตการทำงานที่นี้ มีบางครั้งที่เหลือแพทย์ปฏิบัติงานเพียงคนเดียวคือ ผม จนกระทั่งขณะนี้มียาจารย์แพทย์ 4 ท่าน ถึงจะเกษียณไป ก็จะมีแพทย์ที่ได้ไปศึกษาต่อและจะทยอยกลับมาปีละคน ซึ่งภายในปี 2552 ก็จะมีอาจารย์แพทย์ถึง 6 ท่าน ทำให้สามารถรองรับจำนวนผู้ป่วยที่มีจำนวนเพิ่มขึ้นทุกปี ปัจจุบันทางหน่วยรังสีรักษาบริการผู้ป่วยแต่ละวันประมาณ 150 คน ทำให้ทางหน่วยต้องเปิดบริการฉายรังสีทั้งในและนอกเวลาราชการ ถึงแม้จะทำงานหนักบุคลากรในหน่วยทุกระดับก็ทำงานอย่างมีความสุขพอสมควร ทางคณะก็ให้การสนับสนุนเป็นอย่างดี ก็ต้องยอมรับอย่างหนึ่งว่าทางหน่วยเน้นหนักไปทางบริการเพราะด้านการเรียนการสอนมีค่อนข้างน้อยตามหลักสูตรแพทยศาสตร์ที่นี้ แต่ทางหน่วยได้ยึดมั่นการปฏิบัติงานที่ผู้ป่วยเป็นศูนย์กลาง ด้วยคุณภาพตามนโยบายของคณะ ทำให้ผลการประเมินความพึงพอใจของผู้ป่วยอยู่ในระดับแนวหน้าเสมอ

### ความประทับใจในการเป็นอาจารย์แพทย์ ม.อ.

ผมมีความรู้สึกที่ทางคณะได้ให้ความกรุณาและไว้วางใจให้ผมมีโอกาสทำหน้าที่ด้านบริหารมาตลอด ตั้งแต่เป็นหัวหน้าหน่วย หัวหน้าภาควิชา และรองคณบดีฝ่ายพัฒนากุศลการในสมัยที่ท่านอาจารย์พันธ์ทิพย์เป็นคณบดี ส่วนงานที่ประทับใจที่สุด คือ ได้รับการแต่งตั้งให้เป็นประธานจัดทำเพลงประจำคณะแพทยศาสตร์สงขลานครินทร์ ในวาระครบรอบ 25 ปีคณะแพทยศาสตร์ ซึ่งมีเพลงทั้งหมด 14 เพลง โดยเปิดการประกวดให้ประชาชนและบุคลากรส่งเพลงเข้าร่วมประกวดและดำเนินการจัดทำงานเป็นผลสำเร็จ

### ข้อคิดฝากถึงอาจารย์แพทย์รุ่นน้องและนักศึกษาแพทย์

ผมคงไม่มีอะไรมาครับ เพราะคณะแพทย์ที่นี้มีนโยบายที่ดีอยู่แล้ว เพียงแต่ขอให้ทุกคนปฏิบัติงานโดยยึดถือแนวพระราชปณิธานของสมเด็จพระราชบิดา เป็นหลักในการทำงานครับ ซึ่งจะเป็นประโยชน์เป็นบุญเป็นกุศลต่อตัวผู้ป่วย, ตัวเรา ตลอดจนแก่คณะแพทย์ ม.อ. อันเป็นที่รักของพวกเราทุกคน อันสุดท้ายที่อยากจะฝาก ก็คือ ปีนี้เป็นปีมหามงคลที่ในหลวงพระชนมายุครบ 80 พรรษา พวกเราปวงชนชาวไทยควรจะสนองพระราชปณิธานของในหลวง เกี่ยวกับเศรษฐกิจพอเพียง ซึ่งผู้บริหารประเทศได้นำมาเป็นแนวทางการบริหาร ผมก็ขอฝากบทกลอนที่ผมแต่งขึ้นมาใช้ในการบรรยายเกี่ยวกับเศรษฐกิจพอเพียง ให้กับบุคลากรในภาควิชารังสีฯ เมื่อ 26 มกราคม 2550 ในหัวข้อ

#### “ พอเพียง เพื่อเพียงพอ ”

พอ	อยู่ พอกิน พอสินทรัพย์
เพียง	พอกับ ยังชีพได้ ไม่ต้องขอ
เพียง	ละโลก โกรธหลง คำเียนขอ
พอ	เพียงพอ เพื่อพอเพียง เพียงเพราะพอ

นายแพทย์สมชาย วัฒนอาภรณ์ชัย

# Treatment Outcomes of Acute Lymphoblastic Leukemia in both children and adults using the Thai Pediatric Oncology Group-based protocol at Chiang Mai University hospital

Walaithip Bunyatisai<sup>1</sup>, Bongkot Jia-Mahasap<sup>2</sup>, and Imjai Chitapanarux<sup>3\*</sup>

## *Institutions:*

1 Department of Statistics, Faculty of Science, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand;

2 Division of Hematology and Oncology, Department of Pediatrics, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand;

3 Division of Therapeutic Radiology and Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand;

## *Corresponding author: Imjai Chitapanarux*

Maharaj Nakorn Chiang Mai Hospital, 110 Suthep Road, Su Thep, Chiang Mai 50200, Thailand.

Tel: +66 5393 5450

Fax: +66 5393 6136

Email: imjai@hotmail.com

## Abstract

**Backgrounds:** Acute lymphoblastic leukemia (ALL) occurs in both children and adults. It is the most common type of cancer in children and its prognosis is not optimistic in adults. According to the advent of effective ALL therapy, long-term survival rates and cured rates could be more than 80%. However, that in Thailand between 1995 and 2009 ranged from 51–59%.

**Objective:** This study analyses the outcomes of the National Health Security Office (NHSO) ALL national protocols in Thai children and adults, using data collected from the Chiang Mai Cancer Registry, Faculty of Medicine, Chiang Mai University.

**Materials and methods:** Participants were 83 children and 54 adult patients with ALL between 2005 and 2012. The newly-diagnosed high-risk patients might have been received prophylactic cranial irradiation (PCI). The demographic, clinical char-



acteristics, treatment outcomes, incidence and site of relapse were analyzed using descriptive statistics. The analyses were separated into two parts between children and adults ALL patients: estimated disease-free survival (DSF) and the relapse rates using Kaplan-Meier method and compared the relapse rates in adults using log-rank test.

**Results:** The five-year overall survival rate for children was 59.04% (45.65% in the high-risk and 70.27% in the standard-risk groups) and for those who relapsed was 21.69% (26.09% and 12.22%, respectively). The five-year DFS rates were 62.6% and 81.2% in the high-risk and standard-risk groups, respectively. In adults, the five-year survival rate was 25.93% and it was 46.30% in those who relapsed, and the five-year DFS rate was 36.2%. The most relapses occurred in central nervous system (CNS).

**Conclusion:** The standard national protocols for ALL could not improve the outcomes. The relapse occurrence of ALL was still quite common in both children and adults. PCI has been shown a slightly better outcome in terms of prevention or delayed CNS relapse.

**Keywords:** Acute lymphoblastic leukemia, Chiang Mai Cancer Registry, outcomes, ThaiPOG,

## Introduction

In 2012, the International Agency for Research on Cancer estimated that 351,965 new leukemia cases were diagnosed (age-standardized incidence rate [ASR] = 4.7) and 265,471 people died from leukemia (ASR=3.4) globally. While in Thailand, leukemia is the fifth most common cancer in males and the eighth most common in females with 3,744 new cases

(ASR = 5.1) and 3,071 deaths (ASR = 4.0).<sup>[1]</sup>

Acute lymphoblastic leukemia (ALL) usually progresses rapidly and is likely fatal within weeks or a few months if a patient is not treated.<sup>[2-3]</sup> The rate of ALL incidence is approximately 1 to 1.5 per 100,000 persons and exhibits a bimodal age distribution, with the first peak in children aged 4 to 5 years (4 to 5 per 100,000) followed by a second peak at around 50 years of age

(2 per 100,000).<sup>[4-5]</sup> ALL is the most common cancer in children and accounts for around 80% of children with leukemia.<sup>[6-9]</sup>

Due to the effectiveness of ALL therapy, the complete remission (CR), disease-free survival (DFS), long-term overall survival (OS), and cured rates have reached more than 80% in children<sup>[6-8,10-12]</sup>. However, the prognosis in adults is still inferior to children,<sup>[9, 13]</sup> with a long-term DFS rate of less than 39-40%,<sup>[6, 14-15,16]</sup> and a cured rate of only 50%.<sup>[11]</sup> There are some differences between children and adults in the clinical and biological characteristics which have resulted in differences in the types of cancer, metastasis, treatment, and response to treatment. Therefore, analyses of children (age <15) and adults should be separated.

Most treatment failures for ALL remain relapse, which occurs 15–20% of children,<sup>[18]</sup> in one-third of adults with a standard risk of ALL, and two-thirds of adults with a high risk of ALL.<sup>[17]</sup> Most relapses occurred in the bone marrow (BM), either in an isolated form or combined with the involvement of another site, mainly central nervous system (CNS) or the testes; isolated CNS or testicular relapse or, much less frequently, relapse

involving other extramedullary sites might also occur.<sup>[10, 17-19]</sup> The site of the relapse and the duration of the first complete remission have influenced on both DFS and OS in children.<sup>[18]</sup>

The treatment of ALL is chemotherapeutic agent in combination with medication to treat complications, including blood and blood components, which can be required for up to three years.<sup>[20]</sup> The treatment affects the vital organs of the body, including the liver, kidney, heart, brain, etc. Some patients require radiotherapy to prevent or treat CNS diseases or improve outcome of children with T-cell ALL.<sup>[21,22]</sup> In adult, PCI is performed in highly aggressive (Philadelphia-chromosome positive) ALL.<sup>[23]</sup> Now prophylactic cranial irradiation (PCI) has been recently replaced by other treatment strategies (e.g. intrathecal and systemic chemotherapy) because of its association with long term toxicities in ALL survivors,<sup>[22]</sup> such as learning disability,<sup>[24]</sup> late neurocognitive sequelae,<sup>[24-25]</sup> endocrinopathy,<sup>[26]</sup> and secondary cancers.<sup>[27-28]</sup> It also psychologically, socially, and economically affects the patients' family members.

Thailand has different protocols among the various institutions caring for leukemia patients<sup>[29-30]</sup>. To standardize the

treatment of leukemia, the Thai Pediatric Oncology Group (ThaiPOG) proposed a package of national protocols for childhood leukemia treatment in 2006 to the National Health Security Office (NHSO) of Thailand.<sup>[20]</sup> The protocols were sub-classified according to the subtype of leukemia and the clinical risk factors that had international acceptance and reproducibility: age and initial white blood cell (WBC) count at diagnosis, and new patients were treated according to the new protocols starting in March 2006.<sup>[31]</sup> Treatment of ALL in adults has largely been based on the adaptation of pediatric regimens, but the success rate has been considerably lower than in children.<sup>[32–33]</sup>

Herein, we report the outcomes of the NHSO ALL national protocols in Thai children and adults, using data collected from the Chiang Mai Cancer Registry, Faculty of Medicine, Chiang Mai University.

## Materials and Methods

### Patients

We performed a retrospective analysis of patients who had been diagnosed with ALL at Maharaj Nakorn Chiang Mai Hospital between 1 January 2007 and 31 December 2012. The data were collected by the Chiang Mai Cancer

Registry, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, which is a population-based cancer registry that collects the data on many types of cancer, including ALL.<sup>[34]</sup>

### Treatment

The child ALL patients (0–15 years of age) were treated by applying the Thai national protocols. The selection of the appropriate protocol was carried out according to stratified risk factors. Thai national protocol ALL-01-05 (standard-risk ALL) was used for patients ranging 1–10 years of age with an initial WBC < 50,000/mm<sup>3</sup>. Protocol ALL-02-05 (high-risk ALL) was used for patients > 10 years or < 1 year of age with (a) an initial WBC > 50,000/mm<sup>3</sup>, (b) CNS or testicular disease at diagnosis, (c) T-cell ALL, and/or (d) the specific abnormal chromosome. Protocol NHL-04-06 was used for patients with Burkitt-type acute lymphoblastic leukemia (L3 morphology).<sup>[20]</sup> For adult ALL, the patients were also treated by modified Thai national protocols.

### Variables

Demographic and clinical characteristics were extracted from the medical records, including gender, age at diagnosis, level of education, occupation, number of

family members, anemia, weight loss, fever, fatigue, lymphadenopathy, hepatomegaly, splenomegaly, bone pain, dyspnea, immunophenotype, RBC, WBC, blood platelets, prognosis, and family cancer history.

### **Ethical approval and consents of patients**

This study received ethical from Faculty of Medicine, Chiang Mai University Ethics Committees.

### **Statistical analysis**

All patients were followed up until January 2018. The demographic and clinical characteristics of the patients, treatment outcome and site of relapse were analyzed using descriptive statistics. Death was defined as all-cause mortality; relapses were defined on the basis of morphologic evidence of leukemia in the BM or other sites; OS was defined as the time from either the date diagnosis or the started treatment until death or the end of study; DFS was defined as the time from diagnosis to the event; and events were defined either as relapse or death. Differences in outcome distribution between the risk groups for the child patients were tested using the log-rank test. Due to the

difference in the clinical and biological characteristics of ALL between children and adults, the analyses in our study were separated into two parts: the Kaplan-Meier method was used to estimate DFS and the relapse rate, and the differences in the relapse rate in adult patients were tested using the log-rank test to evaluate the results of receiving PCI. All statistical analyses were performed using STATA version 13.

### **Results**

A total of 155 patients were enrolled, 18 of whom were subsequently excluded because of a revised diagnosis of acute myelogenous leukemia (one case), relapse (three cases), denial of treatment with chemotherapy and radiation to the brain (13 cases), and not treated with chemotherapy (one case). Therefore, the data on 137 patients with newly diagnosed ALL were included in the analyses.

All patients had received chemotherapy, and 57 of them were assigned to receive PCI with the prescribed total radiation dose of 18–36 Gy. The median duration of follow-up was 3.41 years (range: 7 days to 11 years).



### The characteristics of child patients

We enrolled 83 children with ALL, with boys being more common than girls (1.5:1). The median age at diagnosis was 4 years. Four (4.82%) were classified as T-cell lineage immunophenotype, while one (4.55%) and two (5.56%) were recorded as having a history of HIV history and a family history of cancer, respectively. The median initial WBC was 12,800/mm<sup>3</sup> (range: 1,400–515,000/mm<sup>3</sup>). Characteristics are summarized in **Table 1**. Overall, more than half of the children (n = 46) were categorized in the “high-risk” group. Among these, 80.43% (n = 37) were assigned to receive PCI with a prescribed total radiation dose of 18–36 Gy.

### The results of the treatment of the child ALL patients

These results are reported in **Table 2**. The death rates showed no statistically significant difference between the standard-risk and high-risk ALL groups (16.22% vs. 13.04%). The common causes of death include ALL and uncontrolled brain metastasis (8.70% in the high-risk and 16.22% in the standard-risk ALL groups). The OS rate was 85.54% with a median survival time of 69.87 months (86.96% with median 62.18 months and 83.78% with median 84.83

months in the high-risk and standard-risk ALL groups, respectively,  $p = 0.004$ ). The five-year survival rate of the child patients was 59.04% (45.65% in the high-risk and 70.27% in the standard-risk ALL groups,  $p = 0.023$ ). In the high-risk ALL group, 62.16% of patients who received PCI survived with controlled brain metastasis, while those who did not receive PCI survived with controlled brain metastasis only 22.22%.

Of the 21.69% child ALL patients who relapsed, 26.09% were in the high-risk and 12.22% were in the standard-risk ALL groups. Relapses of child ALL patients were mostly isolated in the CNS (21.74% and 8.11%), while other relapses were 4.35% and 8.11% in the high-risk and standard-risk groups, respectively. The median survival time of the relapsed patients was 40.57 months (medians of 38.25 months (n = 12) and 43.20 months (n = 6) in the high-risk and standard-risk ALL groups, respectively). About Thirty-three percent (n = 6) of the relapsed patients died (three were high-risk ALL patients). Among the 18 relapsed patients, 10 had received PCI (all of them were high-risk ALL patients), and eight had not (two of them were high-risk ALL patients). The median duration of relapse was 37.43 months. The five-year DFS rates

**Table 1.** Demographic and clinical characteristics of the patients who received PCI to those who not received PCI

Characteristics	Children		Adults	
	Number (%) / Median (IQR)		Number (%) / Median (IQR)	
	Standard risk group (n = 37)	High risk group (n = 46)	Standard risk group (n = 46)	High risk group (n = 54)
Gender				
Male	24 (64.86%)	26 (56.52%)	29 (53.70%)	
Female	13 (35.14%)	20 (43.48%)	25 (46.30%)	
Age at diagnosis (years)	3.0 (2.0 – 5.0)	6 (4.0 – 10.0)	24 (17.0 – 40.5)	
HIV history <sup>34,31</sup>				
yes	-	1 (4.55%)	-	
no	27 (100.00%)	21 (95.45%)	23 (100.00%)	
Cancer history of relatives or family members <sup>47, 37</sup>				
Yes	1 (5.88%)	1 (5.26%)	4 (23.53%)	
No	16 (94.12%)	18 (94.74%)	13 (76.47%)	
Immunophenotype <sup>7, 3</sup>				
T-cell	-	4 (10.00%)	7 (13.73%)	
B-cell	36 (100.00%)	36 (90.00%)	44 (86.27%)	
WBC at diagnosis (mm <sup>3</sup> ) <sup>1</sup>	5,520 (3,820 – 16,442)	23,800 (6,891 – 86,257)	21,100 (5,200 – 117,000)	

/missing value of children and adult patients, respectively.

**Table 2.** The Treatment Results of the Child and Adult ALL patients

ALL Treatment Results	Children		Adults (n = 54)
	High Risk (n = 46)	Standard Risk (n = 37)	
<b>Death</b>	6 (13.04%)	6 (16.22%)	15 (27.78%)
ALL	4 (8.70%)	6 (16.22%)	14 (25.93%)
Complications	1 (2.17%)	-	-
Other causes	1 (2.17%)	-	1 (1.85%)
<b>Relapse</b>	12 (26.09%)	6 (16.22%)	25 (46.30%)
Central nervous system (CNS)	10 (21.74%)	3 (8.11%)	21 (38.89%)
Bone marrow (BM)	-	3 (8.11%)	2 (3.70%)
CNS+BM	1 (2.17%)	-	-
Acute myelogenous leukemia (AML)	1 (2.17%)	-	-
Acute promyelocytic leukemia (APL)	-	-	1 (1.85%)
Testes	-	-	1 (1.85%)

were 62.6% and 81.2% in the high-risk and standard-risk ALL groups, respectively (**Figure 1(a)**).

#### The characteristics of the adult ALL patients

We enrolled 54 adults with ALL. The median age at diagnosis was 24 years. Seven patients (12.89%) were classified as T-cell lineage immunophenotype and four patients (7.41%) as having a family history

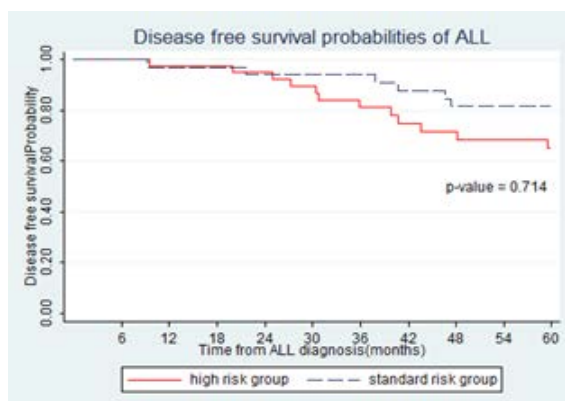
of cancer. The median WBC, RBC, and platelet count at diagnosis were 21,100/mm<sup>3</sup>, 9.2 g/dL and 64,250 /mm<sup>3</sup>, respectively. Characteristics are summarized in Table 1. Among these, 37.04% (n = 20) were assigned to receive PCI with a prescribed total radiation dose of 18–36 Gy.

#### The results of the treatment of the adult ALL patients

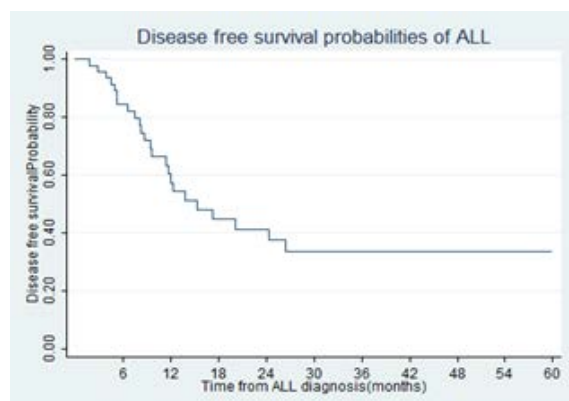
These results are reported in Table 2. The death rate was 27.78%, most of which were due to ALL and uncontrolled brain metastasis (25.93%). The overall and five-year survival rates were 72.22% and 25.93%, respectively, with a median survival time of 26.17 months.

Of the 46.30% adult ALL patients who relapsed, the median duration of relapse was 9.53 months and the five-year DFS rate was 36.2% (**Figure 1(b)**). Relapses in adult ALL patients were mostly isolated in the CNS (38.89%), while other relapses comprised 7.41%. The five-year survival rate of the relapsed patients was 2.5%. The median survival time of relapsed patients was 15.43 months. The five-year

overall relapse rates of adult patients was relative high but not related to whether PCI was administered (no PCI: 66.4% and with PCI: 63.8%,  $p = 0.396$ ) (**Figure 2**). However, the patients who received PCI had a slightly better outcome in terms of prevention or a delay in CNS relapse (median duration of CNS relapse = 8.23 months in patients with no PCI vs. 11.93 months in patients with PCI) and a longer survival time (median survival time = 21.75 months in patients with no PCI vs. 48.29 months in patients with PCI). Furthermore, 35.0% of patients who received PCI survived with controlled brain metastasis compared to only 20.59% in who did not.

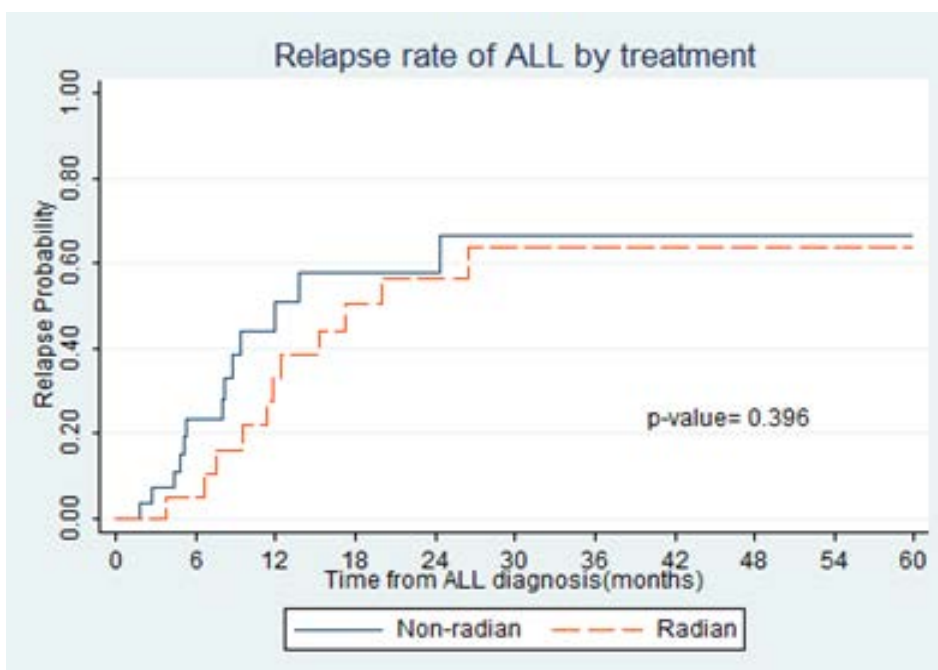


(a)



(b)

**Figure 1.** The ALL Disease free survival rates of (a) child and (b) adult patients who received PCI or did not.



**Figure 2.** The ALL relapse rates of adult patients who received PCI (Radian) or did not (Non-radian).

## Discussion

The survival rate of child ALL patients in developed countries varies from 60–90%, while that in Thailand between 1995 and 2009 ranged from 51–59%.<sup>[29]</sup> In 2006, ThaiPOG via the NHSO developed the national guidelines for the treatment of childhood leukemia to meet the international standard and implement a practical treatment policy for the country as a whole. The five-year survival of child ALL patients in Khon Kaen between 1985 and 2009 rose to 51% after implementation of the national proto-

col in 2006.<sup>[35]</sup> In this study, the five-year survival of ALL patients after implementing the NHSO protocol at the Department of Pediatrics, Chiang Mai University Hospital tended to improve (59.04% overall, 45.65% in the high-risk and 70.27% in the standard-risk ALL groups) and was better than or comparable to previous studies, albeit this outcome is still less than that in developed countries.<sup>[34, 36]</sup> This accords to the findings of Seksarn<sup>[37]</sup> and Wiangnon<sup>[38]</sup>, who concluded that survival subsequently improved in patients in the standard-risk ALL group but not in the high-risk one. In

our study, 21.69% of child ALL patients relapsed, which corresponds to previous studies,<sup>[18–19, 22]</sup> thus it is not certain whether the nationwide implementation of the standard protocols has been beneficial.<sup>[31]</sup> Recurrence occurred in the high-risk group approximately twice as often as the standard-risk group, resulted in five-year DFS rates of 62.6% and 81.2%, respectively, which is better than the results reported by Seksarn,<sup>[31]</sup> in which the event free survival rates from 12 institutions throughout Thailand were 51.2% and 66.5%, respectively. Finally, 62.16% of patients who received PCI survived with controlled metastasis.

For the adult ALL patients, the five-year survival rate was 25.93%, which is considered as relatively low compared to previous studies that reported 25–47%.<sup>[33, 38–40]</sup> Relapse developed in 46.30% of adult ALL patients and the five-year DFS rates was 36.2%, which is similar to the results in for adults diagnosed with ALL from 2005 to 2015 at a reference center in Mexico.<sup>[33]</sup>

In this study, the relapse occurrence of ALL was still quite common in both child and adult ALL patients and were higher than in previous studies.<sup>[11, 17, 19, 41]</sup> The majority of relapse occurrence in this study

was due to CNS relapse (14 (77.78%) out of 18 relapses in children, and 21 (87.50%) out of 24 relapses in adults). The relatively high rate of CNS relapse in our study might have been related to inadequate systemic chemotherapy<sup>[42]</sup> and most enrolled patients were high risk of relapse in the CNS or at other sites.<sup>[24, 41–42, 43]</sup>

There was no difference in the frequency or site of relapse between patients who received PCI and those who did not. However the trend in the rate of CNS relapse was not significantly different, although the patients who received PCI had a slightly better outcome in terms of prevention or delayed CNS relapse. Retrospective data was used in this study and unfortunately, some useful demographic variables were not available for our analysis. Future research with alternative data sources could address the possible relationship between other covariates and relapse occurrence. A study of adolescents and young adults might be useful since the ALL occurring in this age group could be biologically different from that in younger and older ALL patients, and an understanding of the biology of ALL in all of these patient groups could help to improve outcomes and prognosis. The limitation of this study are that its based



on a retrospective analysis. Therefore, in the next study should be added toxicities

of pirarubicin in the treatment of childhood acute lymphoblastic leukemia.

## References

1. The International Agency for Research on Cancer. Population Fact Sheets: Estimated Incidence, mortality and prevalence worldwide in 2012 [Online]. 2012 [cited 2018 Mar 30], Available from: [http://globocan.iarc.fr/Pages/fact\\_sheets\\_population.aspx](http://globocan.iarc.fr/Pages/fact_sheets_population.aspx)
2. PDQ Adult Treatment Editorial Board. Adult Acute Lymphoblastic Leukemia Treatment (PDQ®): Health Professional Version [Online]. [cited 2018 March 30], Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmedhealth/PMH0032602/>
3. American Cancer Society. Acute Lymphocytic Leukemia (ALL) in Adults [Online]. [cited 2018 March 30]. Available from: <https://www.cancer.org/cancer/acute-lymphocytic-leukemia.html>.
4. Jemal A, Tiwari RC, Murray T, Ghafoor A, Samuels A, Ward E, et al. Cancer statistics, 2004. *CA Cancer J Clin.* 2004; 54:8–29.
5. Jemal A, Siegel R, Ward E, Murray T, Xu J, Smigal C, et al. Cancer statistics, 2006. *CA Cancer J Clin.* 2006; 56:106–130.
6. Fullmer A, O'Brien S, Kantarjian H, Jabbour E. Novel Therapies for Relapsed Acute Lymphoblastic Leukemia. *Curr Hematol Malig Rep.* 2009; 4: 148–156.
7. Joyce M, Pollock BH, Devidas M, Buchanan G, Camitta B. Chemotherapy for Initial Induction Failures in Children Acute Lymphoblastic Leukemia: a Children's Oncology Group Study (POG 8764). *J Pediatr Hematol Oncol.* 2013; 35:32–35.
8. Lee JW, Cho B. Prognostic factors and treatment of children acute lymphoblastic leukemia. *Korean J Pediatr.* 2017; 60:129–137.
9. Terwilliger T, Abdul-Hay M. Acute lymphoblastic leukemia: a comprehensive review and 2017 update. *Blood Cancer J.* 2017; 7:e577.
10. Schrappe M, Reiter A, Ludwig WD, Harbott J, Zimmermann M,

- Hiddemann W, et al. Improved outcome in children acute lymphoblastic leukemia despite reduced use of anthracyclines and cranial radiotherapy: results of trial ALL-BFM 90. German-Austrian-Swiss ALL-BFM Study Group. *Blood*. 2000; 95: 3310-3322.
11. Silverman LB, Gelber RD, Dalton VK, Asselin BL, Barr RD, Clavell LA, et al. Improved outcome for children with acute lymphoblastic leukemia: results of Dana-Farber Consortium Protocol 91-01. *Blood*. 2001; 97: 1211-1218.
  12. Pui CH, Evans WE. Treatment of acute lymphoblastic leukemia. *N Engl J Med*. 2006; 354:166-178.
  13. Stock W, La M, Sanford B, Bloomfield CD, Vardiman JW, Gaynon P, et al. What determines the outcomes for adolescents and young adults with acute lymphoblastic leukemia treated on cooperative group protocols? A comparison of Children's Cancer Group and Cancer and Leukemia Group B studies. *Blood*. 2008; 112: 1646-1654.
  14. Hoelzer D, Thiel E, Löffler H, Büchner T, Ganzer A, Heil G, et al. Prognostic factors in a multicenter study for treatment of acute lymphoblastic leukemia in adults. *Blood*. 1988; 71:123-131.
  15. Goldstone AH, Richards SM, Lazarus HM, Tallman MS, Buck G, Fielding AK, et al. In adults with standard-risk acute lymphoblastic leukemia, the greatest benefit is achieved from a matched sibling allogeneic transplantation in first complete remission, and an autologous transplantation is less effective than conventional consolidation/maintenance chemotherapy in all patients: final results of the International ALL Trial (MRC UKALL XII/ECOG E2993). *Blood journal*. 2008; 111:1827-1833.
  16. Pulte D, Redaniel MT, Jansen L, Brenner H, Jeffreys M. Recent trends in survival of adult patients with acute leukemia: overall improvements, but persistent and partly increasing disparity in survival of patients from minority groups. *Haematologica*. 2013; 98: 222-229.
  17. Oriol A, Vives S, Hernández-Rivas JM, Tormo M, Heras I, Rivas C, et al. Outcome after relapse of acute lymphoblastic leukemia in adult

- patients included in four consecutive risk-adapted trials by the PETHEMA Study Group. *Haematologica*. 2010; 95: 589–596.
18. Locatelli F, Schrappe M, Bernardo ME, Rutella S. How I treat relapsed children acute lymphoblastic leukemia. *Blood journal*. 2012; 120: 2807-2816.
  19. Cancela CS, Murao M, Viana MB, de Oliveira BM. Incidence and risk factors for central nervous system relapse in children and adolescents with acute lymphoblastic leukemia. *Rev Bras Hematol Hemoter*. 2012; 34: 436–441.
  20. Thai Pediatric Oncology Group. Practical guidelines: Leukemia in children. Bangkok, National Health Security Office (NHSO). [Online]. 2006 [cited 2018 Mar 30], Available from: [https://www.nhso.go.th/frontend/page-forhospital\\_cpg.aspx](https://www.nhso.go.th/frontend/page-forhospital_cpg.aspx)
  21. Conter V, Schrappe M, Aricó M, Reiter A, Rizzari C, Dördelmann M, et al. Role of cranial radiotherapy for children T-cell acute lymphoblastic leukemia with high WBC count and good response to prednisone. *Associazione Italiana Ematologia Oncologia Childreana and the Berlin-Frankfurt-Münster groups*. *J Clin Oncol*. 1997;15:2786-91.
  22. Hata M, Ogino I, Aida N, Saito K, Omura M, Kigasawa H, et al. Prophylactic cranial irradiation of acute lymphoblastic leukemia in children: outcomes of late effects on pituitary function and growth in long-term survivors. *Int J Cancer*. 2001; 96 Suppl:117-124.
  23. Giordano FA, Welzel G, Abo-Madyan Y, Wenz F. Potential toxicities of prophylactic cranial irradiation. *Transl Lung Cancer Res*. 2012; 1: 254–262.
  24. Meshref MM, Elshazly N, Nasr M, Abdelhai R. Effect of prophylactic cranial irradiation dose on CNS relapse, late cognitive decline and learning disabilities in children treated for acute lymphoblastic leukemia. *J Clin Oncol*. 2006 24:18\_suppl, 9032-9032.
  25. Waber DP, Turek J, Catania L, Stevenson K, Robaey P, Romero I, et al. Neuropsychological outcomes from a randomized trial of triple intrathecal chemotherapy compared with 18 Gy cranial radiation as

- CNS treatment in acute lymphoblastic leukemia: findings from Dana-Farber Cancer Institute ALL Consortium Protocol 95-01. *J Clin Oncol.* 2007; 25:4914-21.
26. Chemaitilly W, Li Z, Huang S, Ness KK, Clark KL, Green DM, et al. Anterior hypopituitarism in adult survivors of children cancers treated with cranial radiotherapy: a report from the St Jude Lifetime Cohort study. *J Clin Oncol.* 2015; 33: 492-500.
  27. Löning L, Zimmermann M, Reiter A, Kaatsch P, Henze G, Riehm H, et al. Secondary neoplasms subsequent to Berlin-Frankfurt-Münster therapy of acute lymphoblastic leukemia in children: significantly lower risk without cranial radiotherapy. *Blood.* 2000; 95:2770-5.
  28. Pui CH, Cheng C, Leung W, Rai SN, Rivera GK, Sandlund JT, et al. Extended follow-up of long-term survivors of children acute lymphoblastic leukemia. *N Engl J Med.* 2003; 349:640-649.
  29. Allemani C, Weir HK, Carreira H, Harewood R, Spika D, Wang XS, et al. Global surveillance of cancer survival 1995-2009: analysis of individual data for 25676887 patients from 279 population-based registries in 67 countries (CONCORD-2). *Lancet.* 2015;385:977-1010.
  30. Hunger SP, Lu X, Devidas M, Camitta BM, Gaynon PS, Winick NJ, et al. Improved survival for children and adolescents with acute lymphoblastic leukemia between 1990 and 2005: a report from the children's oncology group. *J Clin Oncol.* 2012; 30: 1663-9.
  31. Seksarn P, Wiangnon S, Veerakul G, Chotsampancharoen T, Kanjanapongkul S, Chainansamit S. Outcome of Children Acute Lymphoblastic Leukemia Treated Using the Thai National Protocols. *Asian Pac J Cancer Prev.* 2015;16, 4609-4614.
  32. Hallböök H, Gustafsson G, Smedmyr B, Söderhäll S, Heyman M; Swedish Adult Acute Lymphocytic Leukemia Group. Treatment outcome in young adults and children >10 years of age with acute lymphoblastic leukemia in Sweden: a comparison between a pediatric protocol and an adult protocol. *cancer.* 2006; 107:1551-61.

33. Jaime-Pérez JC, Jiménez-Castillo RA, Herrera-Garza JL, Gutiérrez-Aguirre H, Marfil-Rivera LJ, Gómez-Almaguer D. Survival Rates of Adults with Acute Lymphoblastic Leukemia in a Low-Income Population: A Decade of Experience at a Single Institution in Mexico. *Clin Lymphoma Myeloma Leuk*. 2017; 17:60-68.
34. Chiang Mai Cancer Registry, Maharaj Nakorn Chiang Mai Hospital, Faculty of medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand. CANCER INCIDENCE AND MORTALITY IN CHIANG MAI 2011. Published by the Academic Publishing Unit, Faculty of Medicine, Chiang Mai University, Chiang Mai, Thailand
35. Wiangnon S, Jetsrisuparb A, Komvilaisak P, Suwanrungruang K. Childhood cancer incidence and survival 1985- 2009, Khon Kaen, Thailand. *Asian Pac J Cancer Prev*. 2014; 15: 7989-93.
36. Gatta G, Botta L, Rossi S, Aareleid T, Bielska-Lasota M, Clavel J, et al. Childhood cancer survival in Europe 1999–2007: results of EUROCORE-5—a population- based study. Available from: <http://www.eurocare.it/LinkClick.aspx?fileticket=hcgmq6vAq6Y%3D&tabid=61>.
37. Seksarn P. Outcome of childhood leukemia, ThaiPOG study. Proceedings of the 5th St. Jude-VIVA forum in pediatric oncology; 2011 March 21; Shangri-La Hotel, Singapore; 2011.
38. Wiangnon S, Veerakul G, Nuchprayoon I, Seksarn P, Hongeng S, Krutvecho T, et al. Childhood cancer incidence and survival 2003-5, Thailand: study from the Thai Pediatric Oncology Group. *Asian Pac J Cancer Prev*. 2011; 12:2215-20.
39. Ghimire KB, Shah BK. Survival in Adult Acute Lymphoblastic Leukemia Survival by Age, Gender and Ethnicity. *Blood* 2013;122:1696.
40. Gökbuget N and Hoelzer D. Treatment of adult acute lymphoblastic leukemia. *Semin Hematol*. 2009 ; 46:64-75.
41. Kozłowski P, Åström M, Ahlberg L, Bernell P, Hulegårdh E, Hägglund H, et al. High relapse rate of T cell acute lymphoblastic leukemia in



adults treated with Hyper-CVAD chemotherapy in Sweden. Eur J Haematol. 2014; 92:377-81.

42. Pui CH, Campana D, Pei D. Treatment of Children Acute Lymphoblastic Leukemia Without Prophylactic Cranial Irradiation. N Engl J Med. 2009; 360: 2730–2741.

43. Conter V, Schrappe M, Aricó M,

Reiter A, Rizzari C, Dördelmann M, et al. Role of cranial radiotherapy for childhood T-cell acute lymphoblastic leukemia with high WBC count and good response to prednisone. Associazione Italiana Ematologia Oncologia Pediatrica and the Berlin-Frankfurt-Münster groups. J Clin Oncol. 1997;15:2786-91.

# Application of the RapidPlan knowledge-based treatment planning system for radiation therapy of prostate cancer patients

Kanokkarn Kuekkong<sup>1</sup>, Siwadol Pleanarom<sup>2</sup>, Pittaya Dankulchai<sup>2</sup>, Puangpen Tangboonduangjit<sup>1</sup>, and Lalida Tuntipumiamorn<sup>2</sup>

## *Institutions:*

<sup>1</sup>Master of Science Program in Medical Physics, Department of Therapeutic and Diagnostic Radiology, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Bangkok, 10400, Thailand

<sup>2</sup>Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University, Bangkok, 10700, Thailand

## ABSTRACT

**Background:** RapidPlan (RP) knowledge-based treatment planning was developed and adopted in volumetric arc modulated radiotherapy (VMAT) planning to improve plan quality and planning efficiency. RP used plan database to train a model for predicting organ-at-risk (OAR) dose-volume-histograms (DVHs) of the new treatment plan.

**Objectives:** The purpose of this study was to develop and evaluate the performance of the RP knowledge-based treatment planning to generate VMAT for definitive radiotherapy of prostate cancer.

**Materials and methods:** Three RP models based on a number of 20, 40, and 60 previously VMAT plans were trained and validated on 10 new prostate cancer patients. Dosimetric parameters of the target volume and organs at risks (OARs) between models and manually optimized method (MO) from experienced planner were compared. The D2%, D95%, D98%, homogeneity index (HI), and conformation

number (CN) for planning target volume (PTV), V65Gy, V70Gy, V75Gy for bladder and V50Gy, V60Gy, V65Gy, V70Gy, V75Gy for rectum were collected and analyzed (one-way repeated measures ANOVA,  $p < 0.05$ ).

**Results:** VMAT plans between models and MO showed similar results of D95%, D98% for PTV but a significant higher of D2%, CN, and HI from RP (105.4%-105.7% for D2%, 0.06-0.07 for HI, and 0.9 for CN) when compared with MO (104% for D2%, 0.05 for HI, and 0.8 for CN). For bladder and rectum, all dose-volume parameters of RP were significantly lower than MO ( $p < 0.05$ ), only in RPmodel20 which bladder V75Gy, was similar to MO. Dosimetric analysis for model training based on a different number of VMAT plans showed no statistical difference in plan quality.

**Conclusion:** RP knowledge-based treatment planning in this investigation presented acceptable VMAT plan quality for definitive radiotherapy prostate in only single optimization. Twenty historic plans were found to be an acceptable minimum number of plans for the model training.

**Keyword:** Knowledge-based planning, Prostate planning, RapidPlan, VMAT

### บทคัดย่อ

**หลักการและเหตุผล:** RapidPlan(RP)ถูกพัฒนาและประยุกต์ใช้เพื่อเพิ่มคุณภาพและประสิทธิภาพของแผนการรักษา โดย RP จะใช้ข้อมูลแผนการรักษาที่ถูกใช้กับผู้ป่วยในทางคลินิกมาแล้ว เพื่อสร้างเป็นแบบจำลองการรักษาและประเมิน DVHs แก่ผู้ป่วยสำคัญในแผนการรักษาใหม่

**วัตถุประสงค์:** เพื่อประเมินประสิทธิภาพของระบบวางแผนการรักษาแบบจัดฐานความรู้ด้วย RP สำหรับการรักษาแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัว(VMAT)ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก

**วัสดุและวิธีการ:** สร้างแบบจำลอง RP 3 แบบจากแผนการรักษาVMATที่ถูกใช้กับผู้ป่วยในทางคลินิกมาแล้วจำนวน 20, 40, และ 60 แผนตามลำดับ จากนั้นนำแบบจำลองดังกล่าวมาทดสอบกับผู้ป่วยรายใหม่จำนวน 10 ราย และเปรียบเทียบแผนการรักษาที่ได้จาก RPและวิธีด้วยมือจากผู้มีประสบการณ์ (MO) ข้อมูลปริมาณรังสีสำหรับก้อนมะเร็ง (PTV) ที่นำมาวิเคราะห์ได้แก่ค่า D2%, D95%, D98%, conformation number(CN) และhomogeneity index(HI) ส่วน

กระเพาะปัสสาวะได้แก่ค่า V65Gy, V70Gy, V75Gy และไส้ตรงที่ V50Gy, V60Gy, V65Gy, V70Gy, V75Gy จากนั้นทำการวิเคราะห์ทางสถิติโดยใช้ one-way repeated measures ANOVA,  $p < 0.05$  ผลการศึกษา: แผนการรักษา RP และ MO แสดงผลของ D95%, D98% สำหรับ PTV ที่เหมือนกัน แต่มีค่า D2%, CN, และ HI จากแผน RP (105%-106% สำหรับ D2%, 0.06-0.07 สำหรับ HI และ 0.9 สำหรับ CN) ที่มากกว่า MO (104% สำหรับ D2%, 0.05 สำหรับ HI, และ 0.8 สำหรับ CN) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ สำหรับปริมาณรังสีที่กระเพาะปัสสาวะและไส้ตรงได้รับจาก RP มีค่าต่ำกว่า MO อย่างมีนัยสำคัญด้วยเช่นกัน ยกเว้นปริมาณรังสีที่ V75Gy ของกระเพาะปัสสาวะที่ RP 20 แผน มีผลเหมือนกับการวางแผนแบบ MO ในการเปรียบเทียบแผนการรักษาที่สร้างจาก RP 3 รูปแบบในผู้ป่วยรายเดียวกันไม่พบความแตกต่างทางสถิติของปริมาณรังสี

**ข้อสรุป:** ระบบวางแผนการรักษาแบบจัดฐานความรู้ด้วย RP สามารถสร้างแผนการรักษา VMAT ในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากได้อย่างมีคุณภาพและแผนการรักษาจำนวนขั้นต่ำ 20 แผนเพียงพอสำหรับการสร้างแบบจำลอง RP ได้อย่างเหมาะสมและมีประสิทธิภาพ

**คำสำคัญ:** ระบบการวางแผนการรักษาแบบจัดฐานความรู้, การวางแผนการรักษามะเร็งต่อมลูกหมาก, RapidPlan, การฉายรังสีแบบปรับความเข้มหมุนรอบตัว

## INTRODUCTION

Intensity-modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric modulated arc radiotherapy (VMAT) utilized the inverse planning process that is needed to solve this complexity through the optimization process. To get the satisfied results, an appropriate set of optimization parameters for organs at risk (OARs) and the target volume has to be specified by planners through a repeated trial-and-error process. Therefore, the planning outcome was strongly based on the experience and skills

of the planners<sup>[1,2]</sup>. The treatment planning could take several hours in trial-and-error optimization to achieve the planning goals. Currently, various tools were developed for IMRT and VMAT radiation therapy treatment planning. Knowledge-based (KB) approaches were introduced and adopted in treatment planning to improve planning consistency in IMRT and VMAT. KB treatment planning (KBTP) method was used to predict the dosimetric features of the new treatment plan by utilizing a database of prior plans

determined via the spatial relationship between anatomical, geometric and dosimetric features of targets and OARs<sup>[3,4]</sup>.

This method was useful to reduce variations in plan quality. Previous studies<sup>[5-7]</sup> have demonstrated that KBTP resulted in superior treatment plans in terms of planning time and dose distributions as compared to conventional IMRT and VMAT plans. Furthermore, this approach is able to decrease optimization time. RapidPlan version 13.6 (Varian Medical System, Palo Alto, CA, USA; RP) is a commercially KB planning application software which is an optional application from the Eclipse treatment planning system (TPS). Therefore, the purpose of this paper was to study and demonstrate the potential of the RP knowledge-based TPS for VMAT plans in prostate cancer in terms of plan quality and efficiency at the Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine, Siriraj Hospital.

## MATERIALS AND METHODS

### Previously clinical VMAT plans of prostate cancer selection

Sixty VMAT planning of prostate cancer patients who treated only prostate gland, not involved lymph node during January 2016 to March 2018 were collected and analyzed. All treatment plans were created with two or three arcs, using 10 MV photon beams, and total prescribed dose to PTV was 78 Gy in 39 fractions. Dose-volume constraints for the planning target volume (PTV-prostate gland), the OARs such as bladder, rectum, and the PTV overlap OARs were assigned as the planning goal for the optimization process. All treatment plans were approved by the radiation oncologist according to Quantitative Analyses of Normal Tissue Effects in the Clinic (QUANTEC) guideline<sup>[8]</sup> as shown in **Table 1**. Volume data of the PTV and all OARs were also collected for the analysis.

**Table 1.** Dose-volume constraints assigned for VMAT prostate cancer optimization

Organ	Dose constraints
PTV	D2%≤ 107%, D95%≥ 95%, and D98%≥ 93%
Bladder	V65Gy≤50%, V70Gy≤35%, and V75Gy≤25%
Rectum	V50Gy≤ 50%, V60Gy≤35%, V65Gy≤25%, V70Gy≤20%, and V75Gy≤15%



## Model configuration

RP system consists of two main components: model configuration and model validation. To configure a model, the geometric and dosimetric parameters of the historic treatment plans are extracted and trained by using a combination of Principal Component Analysis and regression techniques in the RP algorithm<sup>[9]</sup>. For model validation, estimated dose volume histogram (DVH) and optimization objectives for the optimization process of new patients were generated. In this study, sixty previously VMAT prostate plans were used to generate three RP models. Model20 is the minimum number of 20 random previous plans that used for building the model as suggested by the vendor. To examine whether a number of plans result in model quality and consistency or not, Model40 and Model60 were generated from using 40 and 60 previous plans for training.

## Model Validation

CT dataset of 10 new prostate cancer patients were used to validate the model. For each patient, three VMAT treatment planning were created from a total of 3 RP models. The VMAT planning

parameters including the field geometry (2 arcs), 10 MV photon energy, and dose prescription 78 Gy to PTV were set. In the optimization process, the RP system was used to perform an estimation for the DVHs in any new patient. The workflow of the DVHs estimation started with a selection of the RP model. Then, the outlined structures of new patient auto-matched to the model structures using a structure code. The system automatically generated optimization priorities, setting of the upper and lower objectives to the PTV, DVH estimated boundary to the OARs, and line objectives, which placed along the inferior DVH estimated boundary<sup>[9]</sup>. The examples of the resulting RP predictive DVH estimated and priorities are shown in **Figure 1**. Generating estimated DVHs and priorities based on patient geometry of new patient and previous knowledge contained in a model database and were used in the optimization process. A single optimization without any planner intervention was performed to assess the quality of the models.

## Performance of the RP plan compared to the manually optimized plans

Two expert planners with their experience in VMAT planning of more

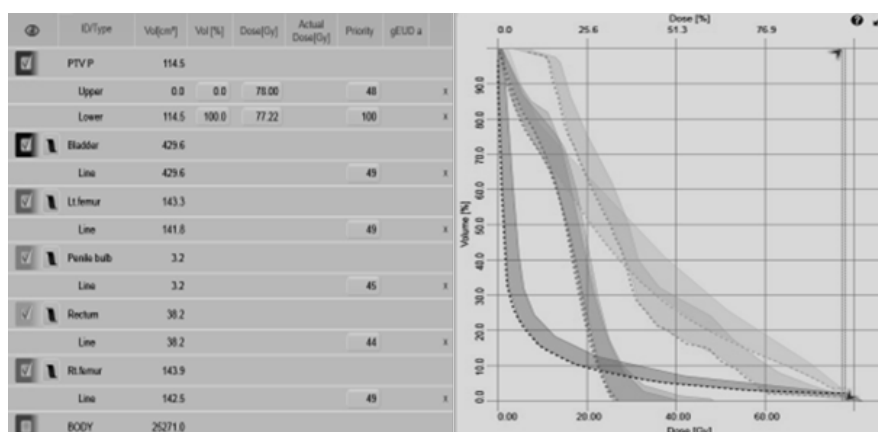


Figure 1. (a) priorities and objectives (b) the estimated range and line objectives of RP prediction

than 60 prostate cancer plans were participated in this study. Manually optimized (MO) VMAT plans were created by the planners using the same technique as the RP plans. Dosimetric parameter results of MO plans from two planners were comparable. Then, the MO plans results were averaged and compared with plans from 3 RP models. Dosimetric parameters in term of (1) dose to 2% of the PTV volume (D2%); (2) dose to 95% of the PTV volume (D95%); (3) dose to 98% of the PTV volume (D98%); (4) homogeneity index (HI)<sup>[10]</sup> of the PTV defined as  $HI = [D2\% - D98\%] / D50\%$ , the HI value is 0, representing dose homogeneous in target ; (5) conformation number (CN)<sup>[11]</sup> of the PTV defined as  $CN = [TVRI / TV] \times [TVRI / VRI]$  where TVRI = target volume covered by the prescription isodose,

TV = target volume, and VRI = volume of the prescription isodose, the CN value is 1, representing conformity of target; (6) dose-volume parameters to the bladder as V65Gy, V70Gy, and V75Gy; and (7) dose-volume parameters to the rectum as V50Gy, V60Gy, V65Gy, V70Gy, and V75Gy were used for the analysis.

The one-way repeated measures ANOVA ( $p < 0.05$ ) was used to test the significance of the plan comparison results.

## RESULTS

Collecting the structure's volume from the historic plans, the results in **Table 2** shows mean + SD of PTV, OARs, and OARs overlapping with PTV volumes for each RP model, compared with 10 new patients. The mean of the PTV registered in each model and test group

**Table 2.** Data of the structure volumes in each RP model and a test group

Volumes (cm <sup>3</sup> ) Mean ± S.D.	Model <sub>20</sub>	Model <sub>40</sub>	Model <sub>60</sub>	New Patients
PTV	112.2 ± 33.9	112.6 ± 30.8	116.1 ± 35.1	110.0 ± 35.3
Bladder	264.5 ± 161.6	251.3 ± 135.4	251.1 ± 117.1	266.2 ± 141.8
Rectum	56.6 ± 24.0	57.6 ± 23.9	56.3 ± 21.6	52.6 ± 14.1
Bladder Overlap	11.4 ± 4.2	14.9 ± 9.0	14.7 ± 7.8	11.31 ± 4.0
PTV				
Rectum Overlap	2.8 ± 1.3	3.0 ± 1.5	3.0 ± 1.7	2.7 ± 1.9
PTV				

were 112.2 ± 33.9 cm<sup>3</sup>, 112.6 ± 30.8 cm<sup>3</sup>, 116.1 ± 35.1 cm<sup>3</sup> and 110.0 ± 35.3 cm<sup>3</sup> for Model<sub>20</sub>, Model<sub>40</sub>, Model<sub>60</sub>, and test group respectively. The mean ± SD of the bladder were 264.5 ± 161.6 cm<sup>3</sup>, 251.3 ± 135.4 cm<sup>3</sup>, 251.1 ± 117.1 cm<sup>3</sup>, and 266.2 ± 141.8 cm<sup>3</sup> for Model<sub>20</sub>, Model<sub>40</sub>, Model<sub>60</sub>, and test group, respectively. In the rectum volume, the mean ± SD were 56.6 ± 24.0 cm<sup>3</sup>, 57.6 ± 23.9 cm<sup>3</sup>, 56.3 ± 21.6 cm<sup>3</sup>, and 52.6 ± 14.1 cm<sup>3</sup> for Model<sub>20</sub>, Model<sub>40</sub>, Model<sub>60</sub>, and test group, respectively. It can be seen that the volumes of the target and organs at risks among 3 models and in a test group were quite similar.

The isodose distribution for VMAT planning from both RP & MO optimiza-

tion methods are shown in **Figure 2**. All plans were evaluated and passed the clinical planning goal as prescribed from QUANTEC guideline. All dosimetric results were summarized as shown in **Table 3**. The comparison of RP plans to MO plans, RP improved D<sub>95%</sub> and D<sub>98%</sub> of PTV, but no significant difference was seen. A significant higher of D<sub>2%</sub>, CN, and HI from all 3 RP models (D<sub>2%</sub>: 105.7 %, 105.4 %, and 105.4%, HI: 0.07, 0.07, and 0.06, CN: 0.9, 0.9, and 0.9 for Model<sub>20</sub>, Model<sub>40</sub>, and Model<sub>60</sub>, respectively) was shown when compared with MO (D<sub>2%</sub>: 104%, HI: 0.05, and CN: 0.8), (p<0.05). The higher D<sub>2%</sub> and HI showed more dose variation. However, the higher CN represented more conformity of target. For bladder, almost all

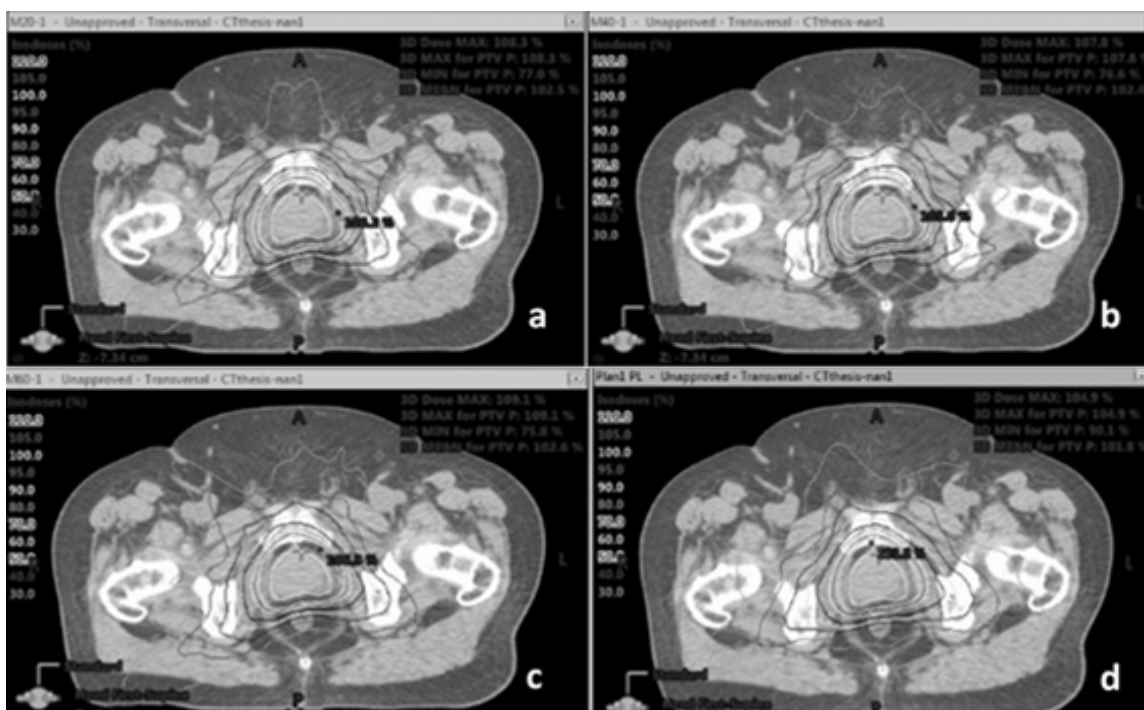


Figure 2. Isodose distributions for VMAT prostate cancer of (a) Model<sub>20</sub>, (b) Model<sub>40</sub>, (c) Model<sub>60</sub>, and (d) MO

Table 3. Summary of the dosimetric results from RP and MO plans in 10 new prostate patients

		Mean ± SD	P-value (Model vs. MO)	P-value (Model vs. Model)
PTV; D <sub>2%</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	105.7 ± 0.8	M <sub>20</sub> vs. MO: <0.001	M <sub>20</sub> vs. M40: 0.187
	Model <sub>40</sub>	105.4 ± 0.8	M <sub>40</sub> vs. MO: 0.010	M <sub>20</sub> vs. M60: 0.162
	Model <sub>60</sub>	105.4 ± 0.7	M <sub>60</sub> vs. MO: <0.001	M <sub>40</sub> vs. M60: 0.880
	MO	104.0 ± 0.3		
PTV; D <sub>95%</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	100.1 ± 0.5	M <sub>20</sub> vs. MO: 0.125	M <sub>20</sub> vs. M40: 0.307
	Model <sub>40</sub>	100.0 ± 0.6	M <sub>40</sub> vs. MO: 0.209	M <sub>20</sub> vs. M60: 0.770
	Model <sub>60</sub>	100.0 ± 0.5	M <sub>60</sub> vs. MO: 0.120	M <sub>40</sub> vs. M60: 0.125
	MO	99.7 ± 0.9		

		Mean $\pm$ SD	<i>P</i> -value (Model vs. MO)		<i>P</i> -value (Model vs. Model)	
PTV; D <sub>98%</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	98.8 $\pm$ 0.6	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.341	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.373
	Model <sub>40</sub>	98.7 $\pm$ 0.7	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.526	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.878
	Model <sub>60</sub>	98.8 $\pm$ 0.6	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.328	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.052
	MO	98.5 $\pm$ 0.9				
PTV; HI	Model <sub>20</sub>	0.07 $\pm$ 0.1	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.012	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.343
	Model <sub>40</sub>	0.07 $\pm$ 0.1	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.037	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.177
	Model <sub>60</sub>	0.06 $\pm$ 0.0	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.023	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.443
	MO	0.05 $\pm$ 0.1				
PTV; CN	Model <sub>20</sub>	0.9 $\pm$ 0.0	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.343
	Model <sub>40</sub>	0.9 $\pm$ 0.0	M <sub>40</sub> vs. MO:	<0.001	M <sub>20</sub> vs. M60:	1.000
	Model <sub>60</sub>	0.9 $\pm$ 0.0	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.343
	MO	0.8 $\pm$ 0.1				
Bladder; V <sub>65Gy</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	8.6 $\pm$ 5.9	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.020	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.144
	Model <sub>40</sub>	8.2 $\pm$ 5.1	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.534
	Model <sub>60</sub>	8.4 $\pm$ 5.1	M <sub>60</sub> vs. MO:	<0.00	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.059
	MO	10.1 $\pm$ 5.3				
Bladder; V <sub>70Gy</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	7.5 $\pm$ 5.0	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.036	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.193
	Model <sub>40</sub>	7.1 $\pm$ 4.4	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.002	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.535
	Model <sub>60</sub>	7.3 $\pm$ 4.4	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.120
	MO	8.6 $\pm$ 4.5				
Bladder; V <sub>75Gy</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	6.2 $\pm$ 4.1	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.160	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.135
	Model <sub>40</sub>	6.0 $\pm$ 3.8	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.020	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.622
	Model <sub>60</sub>	6.1 $\pm$ 3.8	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.026	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.051
	MO	6.8 $\pm$ 3.5				
Rectum; V <sub>50Gy</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	16.1 $\pm$ 4.6	M <sub>20</sub> vs. MO:	<0.001	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.109
	Model <sub>40</sub>	17.5 $\pm$ 6.0	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.006	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.158
	Model <sub>60</sub>	17.4 $\pm$ 6.0	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.006	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.752
	MO	20.3 $\pm$ 5.8				
Rectum; V <sub>60Gy</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	12.0 $\pm$ 3.8	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.156
	Model <sub>40</sub>	12.7 $\pm$ 4.6	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.242
	Model <sub>60</sub>	12.7 $\pm$ 4.6	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.002	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.957
	MO	14.9 $\pm$ 4.7				



		Mean $\pm$ SD	<i>P</i> -value (Model vs. MO)		<i>P</i> -value (Model vs. Model)	
Rectum; V <sub>65Gy</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	10.2 $\pm$ 3.4	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.216
	Model <sub>40</sub>	10.7 $\pm$ 4.0	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.305
	Model <sub>60</sub>	10.7 $\pm$ 4.1	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.001	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.957
	MO	12.6 $\pm$ 4.2				
Rectum; V <sub>70Gy</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	8.4 $\pm$ 3.1	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.002	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.237
	Model <sub>40</sub>	8.7 $\pm$ 3.5	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.002	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.335
	Model <sub>60</sub>	8.7 $\pm$ 3.6	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.003	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.826
	MO	10.1 $\pm$ 3.7				
Rectum; V <sub>75Gy</sub> (%)	Model <sub>20</sub>	6.4 $\pm$ 2.8	M <sub>20</sub> vs. MO:	0.030	M <sub>20</sub> vs. M40:	0.478
	Model <sub>40</sub>	6.5 $\pm$ 3.0	M <sub>40</sub> vs. MO:	0.028	M <sub>20</sub> vs. M60:	0.375
	Model <sub>60</sub>	6.6 $\pm$ 3.0	M <sub>60</sub> vs. MO:	0.048	M <sub>40</sub> vs. M60:	0.405
	MO	7.1 $\pm$ 3.1				

<sup>a</sup>M<sub>20</sub> is 20 plans model training, M<sub>40</sub> is 40 plans model training, and M<sub>60</sub> is 60 plans model training

<sup>b</sup>The *p*-value < 0.05 is the statistical significance of this study

dose-volume parameters of RP were significantly lower than MO (*p*<0.05), only RPmodel20, V75Gy of the bladder was similar to MO (V75Gy: 6.2% and 6.8% for RPmodel20 and MO). All dose-volume parameters to the rectum in RP plans were significantly lower than MO plans (*p*<0.05). In addition, PTV parameters in terms of D2%, D95%, D98%, HI, and CN illustrated result among the models insignificantly. For bladder and rectum, all 3 RP models provided comparable the dose-volume parameters.

## DISCUSSION

The complicated VMAT treatment

planning needed the efficient optimization process in the inverse planning system. However, to reach the planning goals, the optimization was currently a trial-and-error approach, and quality of planning was mostly based on the experience of planners. To reduce the planner dependent variability in plan quality, the RP knowledge-based (KB) solutions for the inverse planning have been developed. Best practice models were able to apply for the clinic to increase planning efficiency. The performance of RP had been compared with manually optimized clinical plans for different treatment sites and techniques. Previous

studies<sup>[5-7, 12-14]</sup> of RP for VMAT optimization in head and neck, hepatocellular, lung, rectum, pelvic, and esophagus cancer were reported and RP optimized plan is able to improve plan quality and increase planning efficiency. For prostate cancer, better plan quality than the original clinically acceptable plans were presented, from the study of Fogliata et al.<sup>[5]</sup>, Hussein et al.<sup>[14]</sup>, and Kubo et al.<sup>[15]</sup> In addition, reduction of planning time, and independently of planner's skill when they used RP was also exhibited.

In this study, after the 3 RP models for VMAT prostate cancer validation, all plans from 3 models were clearly shown the acceptable and better plan quality. For PTV dose coverage, similar results of  $D_{95\%}$ ,  $D_{98\%}$ , and higher CN, from the models were exhibited when compared with MO. However, in MO plans showed lower  $D_{2\%}$  and HI number due to the better control of a hotspot area in PTV from the planner. Kubo et al.<sup>[15]</sup> also showed that the dose coverage,  $D_{2\%}$ ,  $D_{98\%}$ , CN, and HI to the PTV was slightly inferior in KBP plans when compared with the manually optimized planning. They suggested to manually adjust in the RP optimization process for improving PTV coverage. For OARs, almost all of the

rectum and bladder doses in RP models showed significantly better results than MO, except the V75Gy to the bladder in Model20 that was comparable to the MO plans. For the head and neck studied from Tol et al.<sup>[16]</sup>, they reported that the high dose-volume of OARs might be increased due to the overlap region between PTV and OARs. Therefore, Hussein et al.<sup>[14]</sup> and Kubo et al.<sup>[15]</sup> suggested that the planners should add the upper objective of OARs in the optimization process to reduce the high dose of RP plans.

The number of the plan for model training and the removing of outliers was also investigated in this study. Three different RP models, based on 20, 40, and 60 prostate cancer plans, showed similar results of PTV coverage, bladder, and rectum dose. When the organ volume used in building the model was analyzed, it can be seen that all 3 models presented a very similar volume of the PTV, bladder, and rectum. A study of Tol et al.<sup>[17]</sup>, also created head and neck model using 30 and 60 plans and plan quality obtained from both models were the same and concluded that 30 plans were sufficient for building model. In addition, their study showed OAR outlier did not influence to OAR dose.

Hussein et al.<sup>[14]</sup> as well found that removing statistical outliers from the training set was insignificant effect to modal quality. In our study, removing the outliers from the model was also tested, and showed the same result of no effect on our model quality. Besides, the application of RP for VMAT optimization was found to reduce the optimization time from 30 min in MO plans to 6-7 min. However, the result of this study was limited from a number of sample size in the model validation and further study with more number of data or applied in other clinical cases should be conducted.

## CONCLUSION

RP knowledge-based treatment planning system is able to increase planning efficiency and plan quality. Satisfactorily and acceptable prostate VMAT plans from 3 RP trained models in this investigation can be obtained in only single optimization. The 20 historic plans were also found to be an acceptable minimum number of plans for the model training.

## ACKNOWLEDGEMENT

We would like to thank you staff at Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital for help and support throughout this research.

## REFERENCES

1. Khan FM. The Physics of Radiation Therapy. 4<sup>rd</sup>ed. Philadelphia: Williams & Wilkins. 2010
2. Nelms BE, Robinson G, Markham J, Velasco K, Boyd S, Narayan S, et al. Variation in external beam treatment plan quality: An inter-institutional study of planners and planning systems. *Pract Radiat Oncol* 2012;2:296-305.
3. Wu B, Ricchetti F, Sanguineti G, Kazhdan M, Simari P, Chuang M, et al. Patient geometry-driven information retrieval for IMRT treatment plan quality control. *Med Phys* 2009;36:5497-505.
4. Sutherland K. A Dosimetrist Perspective on the Role of Knowledge Based Planning [online]. 2014 [cited 2017 Jul 12]. Available from: <http://pubs.medicaldosimetry.org/pub/ddbcc4e6-f920-82a8-7e3e-e2c37d5eaaec>.
5. Fogliata A, Belosi F, Clivio A, Navarria P, Nicolini G, Scorsetti M, et al. On the pre-clinical validation of a commercial model-based optimisation engine: Application to volumetric modulated arc therapy for patients with lung or prostate cancer. *Radiat Oncol* 2014;113:385-91.
6. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Laksar S, Tozzi A, et al. A broad scope knowledge based model for optimization of VMAT in esophageal cancer: validation and assessment of plan quality among different treatment centers. *Radiat Oncol* 2015;10:220.
7. Fogliata A, Wang P-M, Belosi F, Clivio A, Nicolini G, Vanetti E, et al. Assessment of a model based optimization engine for volumetric modulated arc therapy for patients with advanced hepatocellular cancer. *Radiat Oncol* 2014;9:236.
8. Marks LB, Yorke ED, Jackson A, Haken RT, Constine LS, Eisbruch A, et al. Use of normal tissue complication probability models in the clinic. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76:10-9.
9. Luca C. RAPIDPLAN: The clinical value and DVH estimation algorithm [online]. 2014 [cited 2015 Jul 16]. Available from: Varian Medical System Source.

10. Kataria T, Sharma K, Subramani V, Karrthick KP, Bisht SS. Homogeneity Index: An objective tool for assessment of conformal radiation treatments. *J Med Phys* 2012;37:207-13.
11. Riet A, Mak A, Moerland M, Elders L, van W. A conformation number to quantify the degree of conformality in brachytherapy and external beam irradiation: Application to the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1997;37:731-6.
12. Fogliata A, Reggiori G, Stravato A, Lobefalo F, Franzese C, Franceschini D, et al. RapidPlan head and neck model: the objectives and possible clinical benefit. *Radiat Oncol* 2017;12:73.
13. Wu H, Jiang F, Yue H, Zhang H, Wang K, Zhang Y. Applying a RapidPlan model trained on a technique and orientation to another: a feasibility and dosimetric evaluation. *Radiat Oncol* 2016;11:108.
14. Hussein M, South CP, Barry MA, Adams EJ, Jordan TJ, Stewart AJ, et al. Clinical validation and benchmarking of knowledge-based IMRT and VMAT treatment planning in pelvic anatomy. *Radiat Oncol* 2016;120:473-9.
15. Kubo K, Monzen H, Ishii K, Tamura M, Kawamorita R, Sumida I, et al. Dosimetric comparison of RapidPlan and manually optimized plans in volumetric modulated arc therapy for prostate cancer. *Phys Med* 2017;1120-1790:30216-8
16. Tol JP, Dahele M, Delaney AR, Slotman BJ, Verbakel WF. Can knowledge-based DVH predictions be used for automated, individualized quality assurance of radiotherapy treatment plans. *Radiat Oncol* 2015;10:234.
17. Tol JP, Delaney AR, Dahele M, Slotman BJ, Verbakel WFAR. Evaluation of a Knowledge Based Planning Solution for Head and Neck Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2015; 91:612-20.

# คุณสมบัติเชิงรังสีคณิตและอัตราผ่านค่าแกมมาของอุปกรณ์วัดรังสีรุ่นอาร์คเช็ค สำหรับการทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร

## Dosimetry Characteristics and Gamma Passing Rate of ArcCHECK for Volumetric Modulated Arc Therapy Treatment Planning Verification

นันทวุฒิ สดลอย<sup>1</sup>, เอกสิทธิ์ ธาราวิชิตกุล<sup>2</sup>, สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์<sup>2</sup>

Nuntawuth Sudloy<sup>1</sup>, Ekkasit Tharavichitkul<sup>2</sup>, Somsak Wanwilairat<sup>2</sup>

<sup>1</sup>หลักสูตรฟิสิกส์การแพทย์ ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

<sup>2</sup>หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา ภาควิชารังสีวิทยา คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่

<sup>1</sup>*Medical Physics Program, Department of Radiology, Chiang Mai University*

<sup>2</sup>*Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Chiang Mai University*

### ABSTRACT

**Background:** Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) is a complicated radiation technique in both the treatment planning and the machine delivery. A verification dosimeter with appropriate dosimetry characteristic is essential for treatment planning verification and quality assurance.

**Objectives:** To study the dosimetry characteristics of ArcCHECK diode array detector and evaluate gamma passing rate of Volumetric Modulated Arc Therapy treatment planning in Nasopharyngeal cancer and Prostate cancer.

**Materials and Methods:** Dosimetry characteristics of ArcCHECK include short-term reproducibility, dose linearity, field size dependence, dose rate dependence, directional dependence and out of field dependence were studied. Volumetric Modulated Arc Therapy technique using Synergy 6 MV photon beam were planned for each 10 cases of Nasopharyngeal and Prostate cancer. Then treatment planning verification were performed using the gamma passing rate of 3%/3mm and the 10% threshold level.



**Results:** The result showed ArcCHECK has consistency response for short-term reproducibility with 0.05% standard deviation, good linearity response to radiation dose ( $R^2=1.0$ ) and increase response with increasing field size and dose rate. For directional dependence study, ArcCHECK was showed good consistency response with 1% dose difference for gantry angle between  $-55^\circ$  to  $55^\circ$ . The scattered radiation measured out of radiation field has variation by field size and maximum dose was 6.9% with  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . This scattered dose decrease with distance from the edge of the radiation field. For Volumetric Modulated Arc Therapy treatment planning verification, it was found that the average gamma passing rate was  $96.74\% \pm 2.04\%$  and the action level was 92.74%.

**Conclusion:** ArcCHECK diode array detector has good dosimetry characteristics and suitable for Volumetric Modulated Arc Therapy treatment planning verification. The action level of gamma passing for the department is 92.74%.

**Keyword:** ArcCHECK, Diode detector, Gamma passing rate, Treatment planning verification, VMAT

### บทคัดย่อ

**หลักการและเหตุผล:** การฉายรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรเป็นเทคนิคที่มีความซับซ้อนทั้งแผนรังสีรักษาและการทำงานของเครื่องฉายรังสี อุปกรณ์วัดรังสีที่มีคุณสมบัติเชิงรังสีชนิดที่เหมาะสมจึงจำเป็นและมีความสำคัญสำหรับใช้ทดสอบและประกันคุณภาพแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร

**วัตถุประสงค์:** เพื่อศึกษาคุณลักษณะเชิงรังสีชนิดของอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK และใช้หาค่าอัตราผ่านค่าแกมมาของแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรในผู้ป่วยโรคมะเร็งหลังโพรงจมูกและมะเร็งต่อมลูกหมาก

**วัสดุและวิธีการ:** ศึกษาคุณลักษณะเชิงรังสีชนิดของอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK ได้แก่ การตอบสนองต่อการวัดปริมาณรังสีซ้ำในระยะเวลาสั้น การตอบสนองต่อขนาดปริมาณรังสี การตอบสนองต่อขนาดของพื้นที่รังสี การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสีที่ได้รับ การตอบสนองต่อทิศทางของลำรังสี และการตอบสนองต่อปริมาณรังสีกระเจิงนอกพื้นที่รังสี จากนั้นนำอุปกรณ์วัดรังสี

ArcCHECK ไปใช้ทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรและหาค่าอัตราผ่านค่าแกมมาในผู้ป่วยโรคมะเร็งหลังโพรงจมูกและมะเร็งต่อมลูกหมากโรคละ 10 แผน โดยกำหนดเกณฑ์ค่าดัชนีแกมมา 3%/3mm เกณฑ์ปริมาณรังสีขั้นต่ำ 10%

**ผลการศึกษา:** อุปกรณ์วัดรังสี ArcCHECK มีการตอบสนองต่อการวัดรังสีซ้ำในระยะเวลาสั้นคงที่ โดยมีส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.05% มีการตอบสนองต่อปริมาณรังสีเป็นแบบเชิงเส้นที่ดี ( $R^2=1.0$ ) และมีการตอบสนองมากขึ้นต่อขนาดพื้นที่รังสีและอัตราปริมาณรังสีที่เพิ่มขึ้น การตอบสนองต่อทิศทางของลำรังสีพบว่าการตอบสนองคงที่ในช่วงมุม  $-55^\circ$  ถึง  $55^\circ$  โดยมีความแตกต่างของปริมาณรังสีไม่เกิน 1% การตอบสนองต่อปริมาณรังสีกระเจิงนอกพื้นที่รังสีพบว่า ArcCHECK วัดได้ค่าปริมาณสูงขึ้นเมื่อพื้นที่รังสีมีขนาดใหญ่ขึ้น และค่าลดลงตามระยะห่างจากขอบของพื้นที่รังสี โดยมีความมากที่สุดเท่ากับ 6.9% ที่ขนาดพื้นที่รังสี  $15 \times 15$  ตร.ซม. สำหรับการทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรได้อัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ยเท่ากับ  $96.74\% \pm 2.04\%$  และค่าระดับเกณฑ์ดำเนินการเท่ากับ 92.74%

**ข้อสรุป:** อุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK มีคุณลักษณะเชิงรังสีชนิดที่ดีและมีความเหมาะสมในการนำมาใช้ทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร ค่าระดับเกณฑ์ดำเนินการของหน่วยงานเท่ากับ 92.74%

**คำสำคัญ:** อุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK, หัววัดรังสีไดโอด, อัตราผ่านค่าแกมมา, การทวนสอบแผนรังสีรักษา, รังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร

## บทนำ

เทคนิครังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร (Volumetric Modulated Arc Therapy :VMAT) เป็นเทคนิคฉายรังสีที่แผนฉายรังสีหมุนเป็นแนวโค้งรอบตัวผู้ป่วยพร้อมกับการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของลำรังสีโดยการเคลื่อนที่ของซี่ก้างรังสี (MLCs) อย่างต่อเนื่อง และมีการปรับเปลี่ยนอัตราปริมาณรังสีและความเร็วของการเคลื่อนที่ของแผนฉายรังสี เมื่อเปรียบเทียบกับเทคนิคการฉาย

รังสีปรับความเข้มแบบดั้งเดิม (Conventional static field IMRT)<sup>[1]</sup> เทคนิครังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรสามารถให้การกระจายปริมาณรังสีที่มีความเข้ารูปและครอบคลุมรอยโรคสูง สามารถหลีกเลี่ยงไม่ให้อวัยวะสำคัญข้างเคียงได้รับปริมาณรังสีสูง นอกจากนี้ยังใช้เวลาในการฉายรังสี และหน่วยนับวัดรังสี (MU) ที่ลดลง

เทคนิครังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรเป็นเทคนิคที่มีความซับซ้อนของแผนรังสีรักษา

และการทำงานของเครื่องฉายรังสี ทั้งซึ่งกำลังรังสี การหมุนของแขนหมุน และการปรับเปลี่ยนอัตรา ปริมาณรังสี ดังนั้นการทวนสอบปริมาณรังสี และการประกันคุณภาพของแผนรังสีรักษาจึงมีความสำคัญ<sup>[2]</sup> วิธีการทวนสอบแผนรังสีรักษาที่เป็นที่นิยมคือการวิเคราะห์ค่าแกมมา (Gamma analysis)<sup>[3]</sup> อุปกรณ์วัดรังสีที่นำมาใช้ในการทวนสอบแผนรังสีรักษาที่ได้นอกจากจะมีรูปร่างของอุปกรณ์ที่ถูกออกแบบมาให้เหมาะสมกับเทคนิคการฉายรังสีแล้วต้องมีคุณสมบัติเชิงรังสีชนิดที่ดี เช่น วัดปริมาณรังสีซ้ำได้ถูกต้องแม่นยำ มีการตอบสนองต่อปริมาณรังสีแบบเชิงเส้น ตอบสนองต่อขนาดพื้นที่ลำรังสีและอัตราปริมาณรังสี และตอบสนองต่อปริมาณรังสีได้ทุกทิศทาง เป็นต้น

อุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK มีลักษณะเป็นแผ่นทอมรูปร่างกระบอกทำจากวัสดุ PMMA ภายในมีหัววัดรังสีชนิดไดโอดจำนวน 1,386 ตัว วางเรียงกันอยู่ในลักษณะเกลียวหมุนเป็นรูปร่างกระบอก ด้วยลักษณะนี้จึงทำให้อุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK สามารถวัดรังสีได้ทุกทิศทางสอดคล้องกับเทคนิครังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร แต่ก่อนนำอุปกรณ์วัดรังสีมาใช้ในการทวนสอบแผนรังสีรักษา จำเป็นต้องมีการศึกษาคุณลักษณะเชิงรังสีชนิดของอุปกรณ์ เพื่อให้ทราบถึงประสิทธิภาพลักษณะเฉพาะ ข้อจำกัด และผลของตัวแปรต่างๆ ต่อปริมาณรังสีที่วัดได้

งานวิจัยนี้ต้องการศึกษาคุณลักษณะเชิงรังสีชนิดของอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK และใช้ทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร โดยหาอัตราผ่านค่าแกมมา (Gamma passing rate) ในแผนรังสีรักษาผู้ป่วยโรคมะเร็งหลังโพรงจมูก

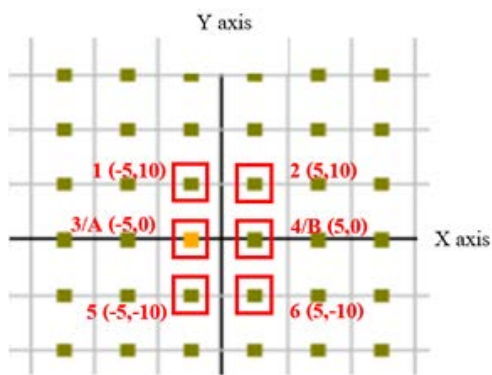
และมะเร็งต่อมลูกหมาก นำค่าที่ได้มาใช้เป็นแนวปฏิบัติในการประเมินแผนรังสีรักษาของหน่วยงานต่อไป

### วัสดุและวิธีการทดลอง

ในการศึกษานี้ใช้เครื่องฉายรังสีโฟตอนพลังงาน 6 MV รุ่น Synergy ที่มีซึ่งกำลังรังสีขนาด 0.5 ซม. และเครื่องวางแผนรังสีรักษา (TPS) รุ่น Monaco Version 5.11.01 (Elekta, Crawley, UK) อุปกรณ์วัดรังสีรุ่น ArcCHECK โมเดล 1220 และโปรแกรม SNC Patient™ version 6.6.0 (Sun Nuclear, Melbourne, USA) และหัววัดรังสีชนิดประจุแตกตัวรุ่น FC65P (IBA, Schwarzenbruck, Germany) ข้อมูลแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรของผู้ป่วยโรคมะเร็งหลังโพรงจมูกและมะเร็งต่อมลูกหมาก ที่ได้รับการฉายรังสีที่หน่วยรังสีรักษาและมะเร็งวิทยา คณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ จำนวนโรคละ 10 แผนรังสีรักษา รวม 20 แผนรังสีรักษา การศึกษาได้ทำในหัวข้อต่อไปนี้

### การตอบสนองต่อการวัดปริมาณรังสีซ้ำในระยะเวลานั้น

จัดตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสี ArcCHECK โดยให้จุดกึ่งกลางของอุปกรณ์อยู่ที่ตำแหน่ง Isocenter ของเครื่องฉายรังสี ที่ระยะ SAD = 100 ซม. (SSD = 86.7 ซม.) ตั้งหัวเครื่องฉายรังสีที่ 0° เปิดพื้นที่รังสี 10×10 ตร.ซม. ฉายรังสี 100 MU อ่านค่าปริมาณรังสีของไดโอดที่ตำแหน่งกึ่งกลางของ ArcCHECK ภายในพื้นที่รังสีจำนวน 6 ตัว ดังแสดงในภาพที่ 1 วัดซ้ำ 10 ครั้ง โดยแต่ละครั้งเวลาห่างกัน 3 นาที



ภาพที่ 1 ตำแหน่งของไดโอดที่สนใจทั้ง 6 ตัว (cm) ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของ ArcCHECK

### การตอบสนองต่อขนาดปริมาณรังสี

จัดตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสี Arc-CHECK โดยให้จุดกึ่งกลางของอุปกรณ์อยู่ที่ระยะ SAD = 100 ซม. เปิดพื้นที่รังสี 10×10 ตร.ซม. ฉายรังสีด้วยปริมาณรังสีต่างๆ โดยเริ่มจาก 1 จนถึง 800 MU ทดสอบการตอบสนองต่อปริมาณรังสีของไดโอด A และ B ซึ่งอยู่ที่ตำแหน่งกึ่งกลางของ ArcCHECK ดังภาพที่ 1

### การตอบสนองต่อขนาดของพื้นที่รังสี

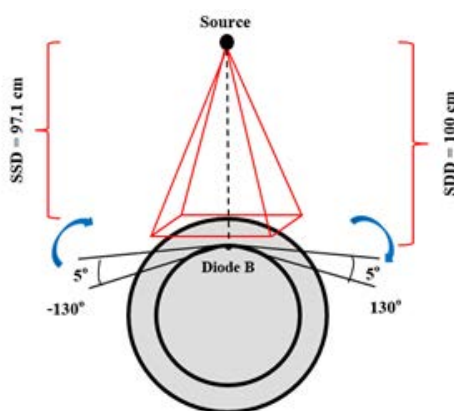
จัดตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสี Arc-CHECK โดยให้จุดกึ่งกลางของอุปกรณ์อยู่ที่ระยะ SAD = 100 ซม. เปิดพื้นที่รังสี 3×3 ตร.ซม. ฉายรังสี 100 MU บันทึกค่าปริมาณรังสีของไดโอด A และ B นำหัววัดประจุมัดตัวรุ่น FC65P และ Solid water phantom มาทดสอบโดยใช้เงื่อนไขเดียวกับ ArcCHECK ทดสอบซ้ำโดยเปลี่ยนขนาดพื้นที่รังสีเป็น 5×5, 10×10, 15×15, 20×20 และ 25×25 ตร.ซม.

### การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสีที่ได้รับ

จัดตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสี Arc-CHECK โดยให้จุดกึ่งกลางของอุปกรณ์อยู่ที่ระยะ SAD = 100 ซม. เปิดพื้นที่รังสี 10×10 ตร.ซม. ฉายรังสีด้วยปริมาณรังสี 100 MU โดยให้อัตราปริมาณรังสีต่อนาที (MU/min) เป็น 35, 70, 140, 280 และ 560 MU/min บันทึกค่าปริมาณรังสีของไดโอด A และ B ทดสอบการตอบสนองนี้กับหัววัดประจุมัดตัวด้วยเงื่อนไขเดียวกัน

### การตอบสนองต่อทิศทางของลำรังสี

จัดตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสี Arc-CHECK โดยให้ไดโอด B อยู่ที่ตำแหน่ง Isocenter ที่ระยะ SDD = 100 ซม. (SSD = 97.1 ซม.) เปิดพื้นที่รังสี 10×10 ตร.ซม. ฉายรังสี 100 MU เปลี่ยนมุมของแขนหมุนเป็นมุมต่างๆ ครึ่งละ 5° โดยเริ่มที่มุม -130° ถึงมุม 130° ในทิศตามเข็มนาฬิกา ดังภาพที่ 2 บันทึกค่าปริมาณรังสีของไดโอด B และหาปริมาณรังสีที่ไดโอด B จากการคำนวณด้วย TPS โดยใช้เงื่อนไขเดียวกันกับการวัดจริง



ภาพที่ 2 การวางตำแหน่งอุปกรณ์วัดรังสี ArcCHECK โดยให้ไดโอด B (5,0) อยู่ที่ตำแหน่ง Isocenter ของเครื่องฉายรังสี เพื่อใช้ในการทดสอบการตอบสนองต่อปริมาณรังสีกระเจิงนอกพื้นที่รังสี

## การตอบสนองต่อปริมาณรังสีกระเจิงนอกพื้นที่รังสี

จัดตำแหน่งของอุปกรณ์วัดรังสี Arc-CHECK โดยให้จุดกึ่งกลางของอุปกรณ์อยู่ที่ระยะ SAD = 100 ซม. เปิดพื้นที่รังสี 3×3 ตร.ซม. ฉายรังสี 100 MU วัดปริมาณรังสีของไดโอดที่อยู่ห่างจากขอบพื้นที่รังสีในแนวหัว-ท้ายเป็นระยะ 1.66-8.66 ซม. ทดสอบซ้ำโดยเปลี่ยนขนาดพื้นที่รังสีเป็น 5×5, 10×10 และ 15×15 ตร.ซม. และวัดปริมาณรังสีของไดโอดที่อยู่ห่างจากขอบพื้นที่รังสีเป็นระยะ 1.76-7.76, 1.52-5.52 และ 1.28-3.28 ซม. ตามลำดับ ทดสอบการตอบสนองนี้กับหัววัดประจำแตกตัวด้วยเงื่อนไขเดียวกัน

## การหาค่าอัตราผ่านแกมมาของแผนรังสีรักษาเทคนิครังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร

การหาค่าอัตราผ่านแกมมาของแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร ที่ได้จากเครื่องวางแผนรังสีรักษา Monaco ในผู้ป่วยโรคมะเร็งหลังโพรงจมูกและมะเร็งต่อมลูกหมาก โดยเริ่มจากการนำแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรซึ่งได้รับความเห็นชอบจากรังสีแพทย์และฉายรังสีผู้ป่วยครบแล้ว มาคำนวณปริมาณรังสีใหม่โดยใช้ภาพรังสีตัดขวางของอุปกรณ์วัดรังสี ArcCHECK ส่งออกไฟล์ข้อมูลแผนรังสีรักษา (DICOM RT Plan) และข้อมูลปริมาณรังสี (DICOM RT Dose) ไปยังโปรแกรม SNC PatientTM นำอุปกรณ์วัดรังสี ArcCHECK ไปฉายรังสีด้วยรังสีโฟตอนพลังงาน 6 MV จากเครื่องฉายรังสี Synergy ทำการวิเคราะห์เพื่อหาค่าอัตราผ่านแกมมาด้วยโปรแกรม SNC PatientTM โดยกำหนดเกณฑ์

ค่าดัชนีแกมมา 3%/3mm ตั้งเกณฑ์ปริมาณรังสีขั้นต่ำ 10% นำอัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานที่ได้มาคำนวณหาค่าขีดจำกัดความเชื่อมั่น (Confidence Limit: CL) และค่าเกณฑ์ระดับการดำเนินการ (Action Level) เพื่อใช้เป็นเกณฑ์ในการกำหนดอัตราผ่านค่าแกมมาของการทวนสอบแผนรังสีรักษาเทคนิครังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรของหน่วยงาน โดยคำนวณจากสมการ<sup>[4]</sup>

$$\text{Confidence Limit} = (100 - \text{mean}) + 1.96\text{SD}$$

โดยที่ mean คืออัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ย และ SD คือค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราผ่านค่าแกมมา

$$\text{Action Level} = (100 - \text{CL})\%$$

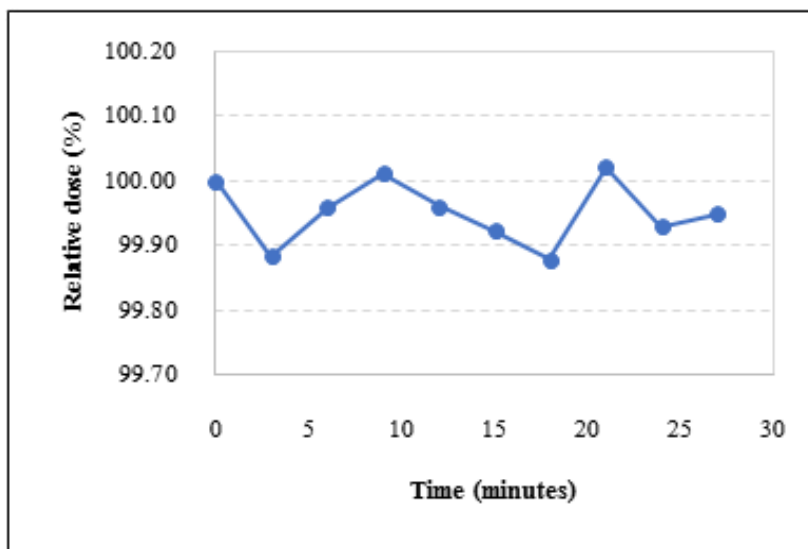
## ผลการทดลอง

### ผลการตอบสนองต่อการวัดปริมาณรังสีซ้ำในระยะเวลาสั้น

การทดสอบการตอบสนองต่อการวัดปริมาณรังสีซ้ำในระยะเวลาสั้นของไดโอดทั้ง 6 ตัว นำค่าปริมาณรังสีเฉลี่ยที่วัดได้แต่ละครั้งมาเทียบกับค่าปริมาณรังสีที่วัดได้ครั้งแรก พบค่า Relative dose อยู่ระหว่าง 99.88% ถึง 100.02% และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเป็น 0.0497 ค่า Relative dose ของการวัดปริมาณรังสีซ้ำทั้ง 10 ครั้ง แสดงในภาพที่ 3

### ผลการตอบสนองต่อขนาดปริมาณรังสี

การทดสอบการตอบสนองต่อขนาดปริมาณรังสีของไดโอด A และ B โดยให้ปริมาณรังสีตั้งแต่ 1 ถึง 800 MU นำข้อมูลปริมาณรังสีที่

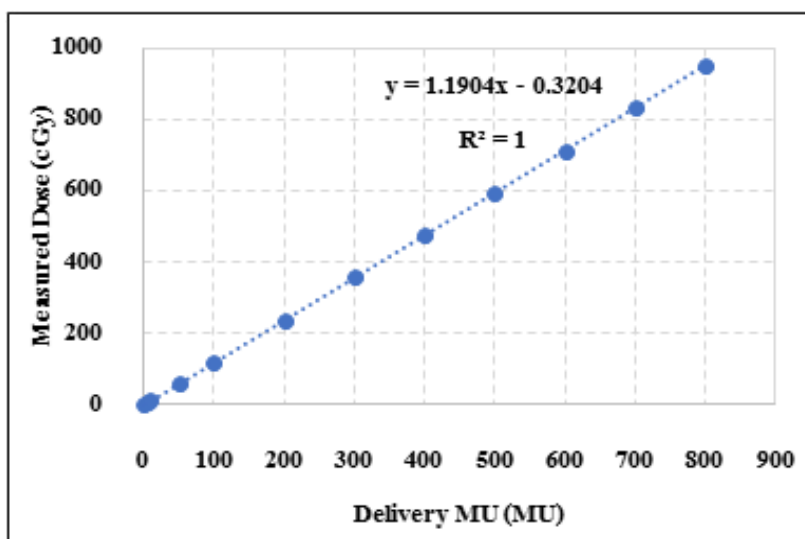


ภาพที่ 3 กราฟแสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาในการฉายรังสีซ้ำ (minutes) กับค่าปริมาณรังสีสัมพัทธ์ที่ไดโอดนับวัดได้ (%)

ให้ (Delivery MU) กับปริมาณรังสีเฉลี่ยที่วัดโดยไดโอด A และ B มาสร้างกราฟความสัมพันธ์ พบความสัมพันธ์เชิงเส้นตรง มีค่า R-Squared ( $R^2$ ) เท่ากับ 1.0 ดังแสดงในภาพที่ 4

#### ผลการตอบสนองต่อขนาดของพื้นที่รังสี

การทดสอบการตอบสนองต่อขนาดของพื้นที่รังสีพบว่าปริมาณรังสีสัมพัทธ์ที่ไดโอด A และ B วัดได้จะมีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อขนาดของพื้นที่รังสีเพิ่มขึ้น



ภาพที่ 4 แสดงความสัมพันธ์ระหว่าง Delivery MU (MU) กับปริมาณรังสีเฉลี่ยที่ไดโอด A และ B วัดได้ (cGy)

และให้ผลในลักษณะเดียวกันเมื่อทดสอบการตอบสนองนี้โดยใช้หัววัดประจุแตกตัวด้วยเงื่อนไขเดียวกับที่ใช้ทดสอบ ArcCHECK ดังแสดงในภาพที่ 5

### ผลการตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสีที่ได้รับ

การทดสอบการตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสีที่ได้รับ พบว่าปริมาณรังสีที่ไดโอด A และ B วัดได้มีค่าเพิ่มขึ้นตามการเพิ่มขึ้นของอัตราปริมาณรังสีของรังสีที่ให้ ดังแสดงในภาพที่ 6 โดยปริมาณรังสีที่วัดได้นี้เพิ่มขึ้นมากที่สุด 2.8% เมื่อนำผลที่ได้มาเทียบกับหัววัดประจุแตกตัวที่ถูกทดสอบด้วยเงื่อนไขเดียวกันพบว่าให้ผลในลักษณะเดียวกัน แต่ปริมาณรังสีที่วัดโดยหัววัดประจุแตกตัวนี้เพิ่มมากที่สุด 0.7%

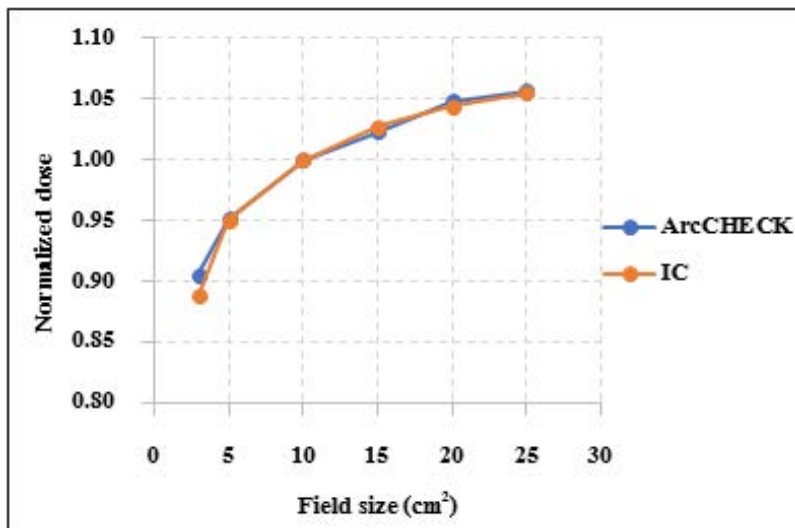
### ผลการตอบสนองต่อทิศทางของลำรังสี

การทดสอบการตอบสนองต่อทิศทาง

ของลำรังสี นำปริมาณรังสีที่ไดโอด B วัดได้เทียบกับปริมาณรังสีจากการคำนวณเพื่อกำจัดผลของความลึกของไดโอดที่ต่างกันเนื่องจากมุมของแขนหมุน พบว่า เมื่อมุมของลำรังส้น้อยกว่า  $\pm 55^\circ$  ค่าความแตกต่างของการตอบสนองต่อรังสีของไดโอด B จะมีค่าไม่เกิน 1% เมื่อเทียบกับที่มุม  $0^\circ$  และค่าความแตกต่างนี้จะเพิ่มมากขึ้นเมื่อมุมของลำรังสีมากกว่า  $\pm 55^\circ$  นอกจากนี้ยังพบว่าไดโอด B มีการตอบสนองต่อรังสีมากที่สุด (105.97%) ที่มุม  $-80^\circ$  และมีการตอบสนองต่อรังส้น้อยที่สุด (98.49%) ที่มุม  $-130^\circ$  ดังแสดงในภาพที่ 7

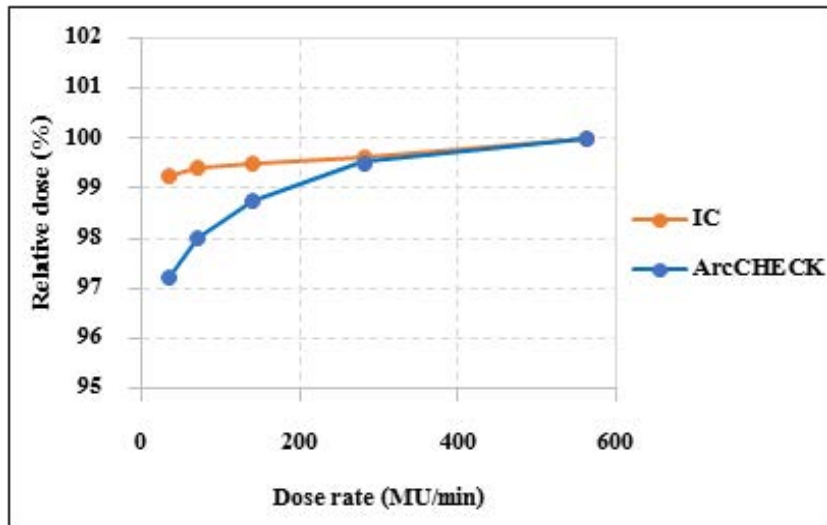
### ผลการตอบสนองต่อปริมาณรังสีกระเจิงนอกพื้นที่รังสี

การทดสอบการตอบสนองต่อปริมาณรังสีกระเจิงนอกพื้นที่รังสีของไดโอดตำแหน่งต่างๆ ที่อยู่นอกพื้นที่รังสีเมื่อเปิดพื้นที่รังสีขนาด  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$  และ  $15 \times 15$  ตร.ซม. พบว่าปริมาณรังสี

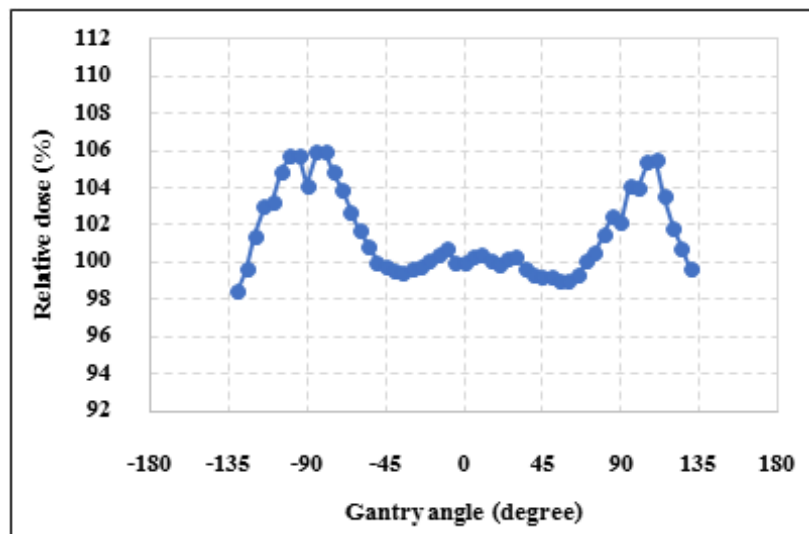


ภาพที่ 5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างขนาดของพื้นที่รังสี (cm<sup>2</sup>) กับปริมาณรังสีสัมพัทธ์ (Normalized dose) ที่วัดโดยไดโอดและวัดโดยหัววัดประจุแตกตัว





ภาพที่ 6 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างอัตราปริมาณรังสีที่ให้ (MU/min) กับปริมาณรังสีสัมพัทธ์ (%) ที่วัดโดยไดโอด และหัววัดประจุแตกตัว



ภาพที่ 7 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างมุมของแขนหมุน(degree) กับปริมาณรังสีสัมพัทธ์ที่วัดโดยไดโอด B (%)

นอกพื้นที่รังสีจะลดลงเมื่อระยะห่างจากขอบพื้นที่รังสีมากขึ้นและให้ผลที่เหมือนกันกับหัววัดประจุแตกตัว นอกจากนี้ยังพบว่าปริมาณรังสีนอกพื้นที่รังสีมีแนวโน้มสูงขึ้นเมื่อพื้นที่รังสีมีขนาดใหญ่ขึ้น ดังแสดงในภาพที่ 8

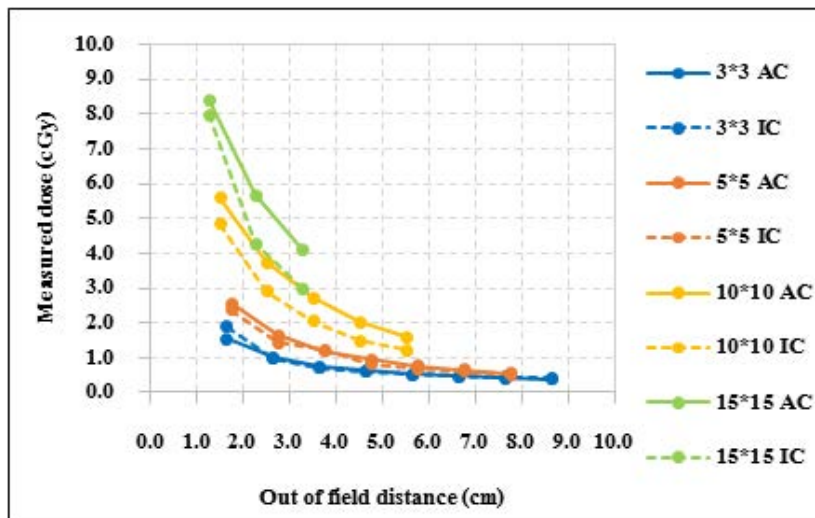
### ผลการทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร

จากผลการศึกษาพบว่า อัตราผ่านค่าแกมมาของแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรทุกแผนมีค่ามากกว่า 90% โดยมีค่าต่ำที่สุดเท่ากับ 92.3% สูงที่สุดเท่ากับ 99.6% และมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 96.74% นำอัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานมาคำนวณหาค่าขีดจำกัดความเชื่อมั่นได้เท่ากับ 7.26 และค่าระดับเกณฑ์ดำเนินการได้เท่ากับ 92.74%

### วิจารณ์ผลการทดลอง

หัววัดไดโอดของอุปกรณ์วัดรังสี Arc-CHECK มีการตอบสนองที่คงที่ต่อการวัดปริมาณรังสีซ้ำในระยะเวลาสั้น มีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานเท่ากับ 0.05% สอดคล้องกับงานวิจัยของ Li G. และคณะ<sup>[2]</sup>, Thiyagarajan R. และคณะ<sup>[5]</sup>, สรัญญ และคณะ<sup>[6]</sup> และเฉลิมชาติ และคณะ<sup>[7]</sup> ที่ได้ค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของไดโอดในการตอบสนองต่อการวัดปริมาณรังสีซ้ำเท่ากับ 0.05%, 0.03%, 0.04% และ 0.02% ตามลำดับ

หัววัดไดโอดของอุปกรณ์วัดรังสี Arc-CHECK มีการตอบสนองต่อปริมาณรังสีเป็นแบบเชิงเส้น มีค่า R2 เท่ากับ 1.0 และไม่พบจุดอิ่มตัวต่อปริมาณรังสี สอดคล้องกับงานวิจัยของ Li G. และคณะ<sup>[2]</sup> ที่ศึกษาเครื่องฉายรังสี Synergy, Elekta ได้ค่า R2 มากกว่า 0.99 งานวิจัยของ



ภาพที่ 8 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างปริมาณรังสีกระเจิงนอกพื้นที่รังสี (cGy) กับระยะห่างจากขอบของพื้นที่รังสีขนาดต่างๆ ของหัววัดไดโอดและหัววัดประจุแตกตัว (cm)

Thiyagarajan R. และคณะ<sup>[5]</sup> ที่ศึกษาเครื่องฉายรังสี Clinac iX, Varian และสร้อย และคณะ<sup>[6]</sup> ที่ศึกษาเครื่องฉายรังสี Primus, Siemens รายงานว่าค่า  $R^2$  เท่ากับ 1.0 และงานวิจัยของเฉลิมชาติ และคณะ<sup>[7]</sup> ที่ศึกษาเครื่อง Tomotherapy Hi-Art รายงานค่า  $R^2$  เท่ากับ 0.999

การตอบสนองต่อขนาดของพื้นที่รังสีพบว่าปริมาณรังสีที่หัววัดไดโอดวัดได้มีค่าสูงขึ้นเมื่อพื้นที่รังสีมีขนาดเพิ่มขึ้นเนื่องจากผลของรังสีกระเจิงที่มากขึ้น โดยมีความแตกต่างกับค่าที่วัดโดยหัววัดชนิดประจุแตกตัวอยู่ในช่วงไม่เกิน 2.0% ใกล้เคียงกับงานวิจัยของ Li G. และคณะ<sup>[2]</sup> และ Thiyagarajan R. และคณะ<sup>[5]</sup> ที่พบว่าความแตกต่างอยู่ในช่วงไม่เกิน 1.7% และ 1.6% ตามลำดับ ทั้งนี้ความแตกต่างของหัววัดไดโอดและหัววัดชนิดประจุแตกตัวส่วนหนึ่งมาจากรูปทรงเลขาคณิตของแพนทอมที่แตกต่างกันทำให้เกิดรังสีกระเจิงที่ต่างกัน ความแตกต่างของปริมาณรังสีเมื่อพื้นที่เปลี่ยนไปสอดคล้องกับงานวิจัยของสร้อย และคณะ<sup>[6]</sup> ที่พบว่าปริมาณรังสีที่หัววัดไดโอดวัดได้เพิ่มขึ้นไม่เกิน 7% ในช่วงพื้นที่รังสี 5×5 ถึง 25×25 ตร.ซม. ในขณะที่งานวิจัยนี้พบว่าเพิ่มขึ้นไม่เกิน 6%

การตอบสนองต่ออัตราปริมาณรังสีพบว่าหัววัดไดโอดมีการตอบสนองมากขึ้นเมื่ออัตราปริมาณรังสีให้สูงขึ้น โดยการตอบสนองเพิ่มขึ้นอยู่ในช่วง 2.8% และให้ผลในลักษณะเดียวกันกับหัววัดรังสีชนิดประจุแตกตัว ที่พบว่าการตอบสนองเพิ่มขึ้นไม่เกิน 0.7% ใกล้เคียงกับงานวิจัยของ Li G. และคณะ<sup>[2]</sup> ที่รายงานว่า การตอบสนองของ ArcCHECK เพิ่มขึ้นอยู่ใน

ช่วงไม่เกิน 1.8% เมื่อฉายรังสีด้วยอัตราปริมาณรังสีในช่วง 29 ถึง 473 MU/min ในขณะที่หัววัดรังสีชนิดประจุแตกตัวมีการตอบสนองเพิ่มขึ้นไม่เกิน 0.6% และงานวิจัยของ Thiyagarajan R. และคณะ<sup>[5]</sup> ที่รายงานว่า การตอบสนองของหัววัดไดโอดที่อัตราปริมาณรังสีต่ำจะมีค่าน้อยกว่าเมื่อเทียบกับอัตราปริมาณรังสี 300 MU/min และจะให้ผลในทางตรงข้ามเมื่อให้อัตราปริมาณรังสีสูงกว่า 300 MU/min

การตอบสนองต่อทิศทางของลำรังสีพบว่าหัววัดไดโอดมีการตอบสนองคงที่ระหว่างมุม -55° ถึงมุม 55° โดยมีค่าความแตกต่างไม่เกิน 1% และพบว่า การตอบสนองมีความแปรปรวนอย่างมากเมื่อทิศทางลำรังสีทำมุมมากกว่า 55° โดยการตอบสนองมากที่สุดไม่เกิน 6.0% ในช่วงมุม -80° ถึง -100° และการตอบสนองน้อยสุดเป็น -1.51% เมื่อลำรังสีทำมุม -130° กับหัววัดไดโอด และการตอบสนองมีแนวโน้มลดลงเมื่อมุมของลำรังสีมากกว่า  $\pm 130^\circ$  หรือเมื่อฉายรังสีจากด้านหลังของหัววัดไดโอด สอดคล้องกับงานวิจัยของ Li G. และคณะ<sup>[2]</sup> ที่ศึกษาการตอบสนองต่อทิศทางรังสีของ ArcCHECK ในช่วง -180° ถึง 180° พบว่าหัววัดไดโอดมีการตอบสนองคงที่ในช่วง  $\pm 60^\circ$  โดยมีความแปรปรวนน้อยกว่า 1% และมีการตอบสนองมากที่สุด 9.1% ที่มุม 105° และน้อยที่สุด -4.9% ที่มุม 180° ทั้งนี้เป็นผลมาจากการออกแบบหัววัดไดโอดที่ไม่เป็น isotropic (non-isotropic) ของบริเวณหลอดพาหะของไดโอด, การเกิด backscatter รวมถึงความไม่สม่ำเสมอของพื้นที่ที่เป็นอากาศของไดโอดแต่ละตัวใน ArcCHECK ที่มีส่วนทำให้การ

ตอบสนองของหัววัดไดโอดเป็นแบบ non-isotropic หรือขึ้นกับทิศทางของลำรังสี<sup>[8]</sup> แต่การตอบสนองต่อทิศทางลำรังสีนี้มีผลน้อยมากต่อการวัดปริมาณรังสีของหัววัดไดโอด เนื่องจากขนาดความกว้างของพื้นที่รังสี (ตามแนวแกน X ของ ArcCHECK) ที่แคบในเทคนิครังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร จึงทำให้อนุมานได้ว่าพื้นผิวของ ArcCHECK ยังคงตั้งฉากกับทิศทางรังสีอยู่เสมอทุกมุมของแขนหมุน ซึ่งยืนยันได้ด้วยผลการทดลองของ Li G. ที่ได้ทดสอบพื้นที่รังสีรูปสี่เหลี่ยมขนาดต่างๆ แล้วพบว่าปริมาณรังสีที่ได้จากการวัดสอดคล้องกับการคำนวณเมื่อพื้นที่รังสีมีขนาดเล็ก โดยมีอัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ยเท่ากับ 94.6% และเมื่อพื้นที่รังสีมีขนาดใหญ่กว่า 20 ซม. โดยเฉพาะเมื่อใหญ่กว่าอุปกรณ์ซึ่งครอบคลุมหัววัดไดโอดทุกตัว พบว่าอัตราผ่านค่าแกมมามีค่าลดลง และลดลงถึง 64.9% ที่ขนาดพื้นที่รังสี 24 ซม. ทั้งนี้เป็นผลจากทิศทางของลำรังสี และสอดคล้องกับงานวิจัยของ Feygelman V. และคณะ<sup>[9]</sup> ที่พบว่า การตอบสนองของหัววัดไดโอดมีความแตกต่างกันมากที่สุดถึง 7% เมื่อเทียบกับการคำนวณที่พื้นที่รังสีขนาด 25×25 ตร.ซม. ในขณะที่หัววัดชนิดประจุแตกตัวมีความแตกต่างไม่เกิน 1.3% และความแตกต่างนี้จะลดลงเมื่อพื้นที่รังสีมีขนาดเล็กลง และพบว่าความแตกต่างนี้มีค่าไม่เกิน 1% เมื่อความกว้างของพื้นที่รังสีเล็กกว่า 15 ซม. สำหรับหัววัดไดโอดและหัววัดรังสีชนิดประจุแตกตัว

การตอบสนองต่อปริมาณรังสีกระเจิงนอกพื้นที่รังสี พบว่าปริมาณรังสีที่หัววัดไดโอดวัดได้มีค่าสูงขึ้นเมื่อพื้นที่รังสีมีขนาดใหญ่ขึ้น ทั้งนี้เป็นผล

มาจากปริมาณรังสีกระเจิงที่มากขึ้น นอกจากนี้ยังพบว่าที่ระยะไกลออกไปจากขอบพื้นที่รังสี ปริมาณรังสีที่หัววัดไดโอดวัดได้มีค่าลดลงแบบ Exponential ดังแสดงในภาพที่ 8 และเมื่อเทียบกับหัววัดประจุแตกตัวพบว่ามีความแตกต่างเฉลี่ยเป็น -0.08%, 0.17%, 0.98% และ 1.39% สำหรับพื้นที่รังสี 3×3, 5×5, 10×10 และ 15×15 ตร.ซม. ตามลำดับ จากผลการทดสอบแสดงให้เห็นว่าหัววัดไดโอดมีการตอบสนองที่ต่ำต่อปริมาณรังสีกระเจิง สอดคล้องกับงานวิจัยของ Li G. และคณะ<sup>[2]</sup> ที่รายงานค่าความแตกต่างเฉลี่ยระหว่างหัววัดไดโอดกับหัววัดประจุแตกตัวเท่ากับ -0.09%, 0.40% และ 0.88% สำหรับพื้นที่รังสี 5×5, 10×10 และ 15×15 ตร.ซม. ตามลำดับ

เมื่อนำอุปกรณ์วัดรังสี ArcCHECK ที่ผ่านการประเมินคุณสมบัติเชิงรังสีคณิตไปทดสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร พบว่าที่เกณฑ์ค่าดัชนีแกมมา 3%/3mm ได้อัตราผ่านค่าแกมมาต่ำสุดเท่ากับ 92.3% สูงสุดเท่ากับ 99.6% และค่าเฉลี่ยเท่ากับ 96.74%±2.04% ซึ่ง AAPM Task Group 119 แนะนำให้แผนรังสีปรับความเข้มควรมีเกณฑ์อัตราผ่านค่าแกมมามากกว่าร้อยละ 90<sup>[4]</sup> เมื่อพิจารณาอัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ยแยกแต่ละโรคพบว่าในโรคมะเร็งต่อมลูกหมาก [97.5%±1.92%) มีอัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ยที่สูงกว่าในโรคมะเร็งหลังโพรงจมูก [96.0%±1.93%) แต่ไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติจากงานวิจัยของ Aristophanous M. และคณะ<sup>[10]</sup> ที่ศึกษาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ที่มีผลต่อการผ่านเกณฑ์ค่าแกมมาที่ 90% เขาพบว่าอัตราผ่านค่าแกมมามีความสัมพันธ์กับขนาดความกว้างของ

maximum Y jaw โดยพบว่าขนาดของ Y jaw ที่ใหญ่ส่งผลให้อัตราผ่านค่าแกมมามีค่าลดลง ในแผนรังสีรักษาที่การทวนสอบไม่ผ่านเกณฑ์ค่าแกมมา 90% มีขนาดความกว้างเฉลี่ยของ Y jaw มากกว่าแผนรังสีรักษาที่ผ่านเกณฑ์ค่าแกมมา

90% ถึง 2 เท่า ในงานวิจัยนี้มีขนาดความกว้างเฉลี่ยของ Y jaw ในแผนการทวนสอบโรคมะเร็งต่อมลูกหมากและโรคมะเร็งหลังโพรงจมูกเท่ากับ 14.9 และ 22.9 ซม. ตามลำดับ

**ตารางที่ 1** อัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ยและค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของงานวิจัยต่างๆ

Research	ศึกษาใน		Average Gamma Passing Rate (%)	SD
	เทคนิค	เครื่องฉายรังสี		
Li G. และคณะ (2012)	VMAT	Synergy, Elekta	95.94	1.54
Jin X. (2014)	VMAT	Synergy, Elekta	97.11	1.54
Thiyagarajan R. และคณะ (2015)	VMAT	Clinac iX, Varian	98.53	1.51
สรธัญ และคณะ (2017)	sIMRT	Primus, Siemens	97.40	1.34
เฉลิมชาติ และคณะ (2017)	HT	TomoHD, Accuray	98.70	1.76
งานวิจัยนี้	VMAT	Synergy, Elekta	96.74	2.04

จากตารางที่ 1 พิจารณารัตราผ่านค่าแกมมาพบว่าในงานวิจัยนี้มีค่าใกล้เคียงกับงานวิจัยของ Li G. และคณะ<sup>[2]</sup> และงานวิจัยของ Jin X. และคณะ<sup>[11]</sup> โดยไม่มีความแตกต่างอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ (P-Value > 0.05) เมื่อเปรียบเทียบกับงานวิจัยของ Thiyagarajan R. และคณะ<sup>[5]</sup> ที่ทำการศึกษาในเครื่องฉายรังสี Clinac iX, Varian เมื่อเทียบกับงานวิจัยนี้ งานวิจัยของ Thiyagarajan R. มีอัตราผ่านค่าแกมมาสูงกว่า เช่นเดียวกับงานวิจัยของ Utitsarn K. และคณะ (97.04%)<sup>[12]</sup> และ Laojunun P. และคณะ (97.6%)<sup>[13]</sup> ที่ศึกษาในเครื่องฉายรังสี

รุ่น Clinac iX, Varian แต่งานวิจัยดังกล่าวศึกษาในกลุ่มโรคที่แตกต่างจากงานวิจัยนี้

เมื่อเปรียบเทียบอัตราผ่านค่าแกมมากับงานวิจัยของสรธัญ และคณะ<sup>[6]</sup> และเฉลิมชาติ และคณะ<sup>[7]</sup> ที่เคยศึกษาอุปกรณ์วัดรังสี ArcCHECK นี้ ในเทคนิครังสีปรับความเข้มแบบแขนหมุนหยุดนิ่ง และเทคนิครังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนตามลำดับ พบว่าอัตราผ่านค่าแกมมาจากงานวิจัยของสรธัญ มีค่าสูงกว่างานวิจัยนี้ สอดคล้องกับงานวิจัยของ Li G. ที่พบว่าอัตราผ่านค่าแกมมาของเทคนิค sIMRT มีค่าสูงกว่าเทคนิค VMAT แต่ตรงข้ามกับผลงานวิจัยของ Aristophanous M. ที่พบว่า

เทคนิค sIMRT มีเปอร์เซ็นต์ของจำนวนแผนทวนสอบที่ไม่ผ่านเกณฑ์ค่าแกมมา 90% มากกว่าเทคนิค VMAT ถึง 2 เท่าอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เช่นเดียวกับผลงานวิจัยของ P.Laojunun ที่ได้อัตราผ่านค่าแกมมาสำหรับเทคนิค IMRT (92.7) ต่ำกว่าในเทคนิค VMAT (97.6) อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ แต่งานวิจัยของสรธัญและงานวิจัยนี้ศึกษาในกลุ่มโรคที่ต่างกัน ส่วนงานวิจัยของเฉลิมชาติที่ศึกษาในกลุ่มโรคเดียวกันกับงานวิจัยนี้พบว่าเมื่ออัตราผ่านค่าแกมมาที่สูงกว่างานวิจัยนี้ อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ เป็นผลมาจากแผนรังสีรักษาเทคนิครังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุนนั้นขนาดของพื้นที่รังสี (Field width) จะถูกจำกัดให้มีขนาดไม่เกิน 5.02 ซม. (2.50 และ 5.02 ซม.) ซึ่งมีขนาดเล็กกว่าขนาดความกว้างเฉลี่ยของพื้นที่รังสีของ

งานวิจัยนี้ เมื่อนำอัตราผ่านค่าแกมมาของงานวิจัยนี้มาหาค่าระดับเกณฑ์ดำเนินการสำหรับหน่วยงาน พบว่ามีค่าเท่ากับ 92.74%

### สรุปผล

การวิจัยนี้พบว่าอุปกรณ์วัดรังสีรุ่น Arc-CHECK มีคุณลักษณะเชิงรังสีคณิตที่ดี มีความเหมาะสมต่อการนำมาใช้ทวนสอบแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตร ผลการหาค่าอัตราผ่านค่าแกมมาของแผนรังสีปรับความเข้มเชิงปริมาตรในผู้ป่วยโรคมะเร็งหลังโพรงจมูกและมะเร็งต่อมลูกหมาก ได้อัตราผ่านค่าแกมมาเฉลี่ยเท่ากับ 96.74% และค่าระดับเกณฑ์ดำเนินการของหน่วยงานเท่ากับ 92.74%

### เอกสารอ้างอิง

1. Teoh M, Clark C H, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. BJR 2011; 84:967–96.
2. Li G, Zhang Y, Jiang X, Bai S, Peng G, Wu K, et al. Evaluation of the ArcCHECK QA system for IMRT and VMAT verification. Physica Medica 2013; 29:295-303.
3. Van Dyk J, Barnett R B, Cygler J E, Shragge P C. Commissioning and Quality Assurance of Treatment

- Planning Computers. International Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993; 26: 261-73.
4. Ezzell G A, Burmeister J W, Dogan N, LoSasso T J, Mechalakos J G, Mihailidis D, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. Med Phys 2009; 36:5359-72.
5. Thiyagarajan R, Nambiraj A, Sinha S N, Yadav G, Kumar A, Subramani V, et al. Analyzing the performance of ArcCHECK diode array detector

- for VMAT plan. Rep Pract Oncol Radiother 2016; 21:50-6.
6. สรัญญ ชญาจรจะเซ้, สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์, พิษณุภรณ์ กลั่นกลั่น. คุณลักษณะเชิงรังสีคณิตและอัตราผ่านค่าเกมมาของหัววัดรังสีรูนอาร์คเช็คสำหรับการทวนสอบแผนรังสีรักษาเทคนิครังสีปรับความเข้มแบบแขนหมุนอยู่นิ่ง. วารสารเทคนิคการแพทย์เชียงใหม่ 2560;50:300-6.
  7. เฉลิมชาติ บุญส่ง, อัมใจ ชิตาพนารักษ์, สมศักดิ์ วรรณวิไลรัตน์. คุณลักษณะเชิงรังสีคณิตและอัตราผ่านค่าเกมมาของหัววัดรังสีรูนอาร์คเช็คสำหรับการทวนสอบการฉายรังสีตัดขวางแบบเกลียวหมุน. [วิทยานิพนธ์ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต]. เชียงใหม่: มหาวิทยาลัยเชียงใหม่; 2560.
  8. Yan G, Lu B, Kozelka J, Liu C, Li JG. Calibration of a novel four-dimensional diode array. Med Phys 2010;37:108-15.
  9. Feygelman V, Zhang G, Stevens C, Nelms BE. Evaluation of a new VMAT QA device, or the “X” and “O” array geometries. J Appl Clin Med Phys 2011;12:146-68.
  10. Aristophanous M, Suh Y, Chi PC, Whittlesey LJ, LaNeave S, Martel MK. Initial clinical experience with Arc-CHECK for IMRT/VMAT QA. J of Appl Clin Med Phys 2016;17:20-33.
  11. Jin X, Yan H, Han C, Zhou Y, Yi J, Xie C. Correlation between gamma index passing rate and clinical dosimetric difference for pre-treatment 2D and 3D volumetric modulated arc therapy dosimetric verification. Br J Radiol 2014;88.
  12. Utitsarn K, Suriyapee S, Oonsiri S, Oonsiri P. Dosimetric verification using 2D planar diode arrays and 3D cylindrical diode arrays in IMRT and VMAT. In: Anchali Krisanachinda editor. 6th Annual Scientific Meeting; 2012 Feb 23-26; Phitsanulok, Thailand. Phitsanulok: Naresuan University; 2012:69-71.
  13. Laojunun P, Iampongpaiboon P, Kakanaporn C, Tuntipumiamorn L, Chansilpa Y. Evaluation of planar and cylindrical diode arrays for IMRT and VMAT plan verification. In: Anchali Krisanachinda editor. 6<sup>th</sup> Annual Scientific Meeting; 2012 Feb 23-26; Phitsanulok, Thailand. Phitsanulok: Naresuan University; 2012:73-76.



# FF and FFF patient specific QA using new Varian aS1200 portal imager and compare with PTW Octavius 1500

Putthipong Chanwichu<sup>1</sup>, Puangpen Tangboonduangjit<sup>1</sup>, Sawwanee Asavaphatiboon<sup>1</sup>, Nuanpen Damrongkijudom<sup>2</sup>, Porntip lampongpaiboon<sup>3</sup>, and Chumpot Kakanaporn<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Master degree of Science Program in Medical Physics, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Thailand.

<sup>2</sup>Department of Radiological Technology, Faculty of Medical Technology, Mahidol University, Thailand.

<sup>3</sup>Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University, Thailand.

## Abstract

**Background:** An electronic portal imaging device (EPID) is an effective tool for patient specific quality assurance (QA) because of its performance and user-friendly. However, signal saturation can occur when using imager in high dose rate range, especially in flattening filter free (FFF) beams.

**Objective:** To investigate a new Varian EPID (aS1200) with Portal Dosimetry implementation for patient specific QA in FF and FFF beams with a new gamma index criteria, which proposed by AAPM TG-218, and compared the result with PTW Octavius 1500 with PTW Octavius 4D system.

**Materials and methods:** Randomly selected thirty patient's VMAT plans were recalculated into sixty plans by the other beam mode using Eclipse TPS (V.13.6). Therefore, sixty plans were composed of thirty FF plans and thirty FFF plans in various tumor sites and applied for patient specific QA implementation by aS1200 EPID and PTW Octavius 1500. Gamma index criteria from AAPM TG-119 (global normalization with 3% DD/3 mm DTA and 10% low dose threshold) and AAPM TG-218 (global normalization with 3% DD/2 mm DTA and 10% low dose threshold) were applied for result interpretation.

**Results:** In FF and FFF plans, the results showed most of the percent gamma passing rate of aS1200 EPID were slightly lower with higher SD than PTW Octavius 1500, except in stringent criteria for FFF plans. According to the AAPM TG-119, the mean gamma passing rate of aS1200 EPID and PTW Octavius 1500 was  $99.02\% \pm 1.60\%$  and  $99.80\% \pm 0.52\%$ , respectively. For AAPM TG-218, the results of aS1200 EPID and PTW Octavius 1500 was  $98.36\% \pm 2.50\%$  and  $98.66\% \pm 1.86\%$ , respectively.

**Conclusion:** The results of the study revealed that both systems showed comparable results for a new gamma criteria. Both systems can be used as alternative detectors for patient specific QA.

**Keywords:** aS1200 EPID, Patient specific QA, PTW Octavius 1500

### บทคัดย่อ

**หลักการและเหตุผล:** ปัจจุบันอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์ (EPID) มีความสำคัญในการทำประกันคุณภาพแผนการรักษาเนื่องจากใช้งานง่ายและมีคุณสมบัติที่เหมาะสม อย่างไรก็ตามการใช้ EPID อาจเกิดภาวะอ้อมตัวได้เมื่อใช้ในการวัดรังสีให้อัตราปริมาณรังสีต่อหน่วยเวลาสูง โดยเฉพาะอย่างยิ่งในลำรังสีชนิดที่ไม่มีตัวกรอง

**วัตถุประสงค์:** ศึกษาการใช้งานอุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์รุ่นใหม่ aS1200 ในการใช้ประกันคุณภาพแผนการรักษาทั้งแบบมีตัวกรองรังสีและไม่มีตัวกรองรังสี และประเมินผลโดยใช้วิธี gamma evaluation ซึ่งถูกเสนอโดย AAPM TG-218 โดยเปรียบเทียบผลการทดลองกับหัววัดรังสีระนาบแบบแตกประจุ PTW Octavius 1500

**วัสดุและวิธีการ:** เลือกแผนการรักษาแบบสุ่มจำนวน 30 แผน และนำมาคำนวณใหม่โดยใช้รังสีอีกรูปแบบหนึ่ง ดังนั้นแผนการรักษาทั้งหมด 60 แผน แบ่งเป็นแผนการรักษาแบบมีตัวกรองรังสี 30 แผน และไม่มีตัวกรองรังสี 30 แผน จะถูกใช้ในการประกันคุณภาพแผนการรักษาโดยใช้ aS1200 EPID และ PTW Octavius 1500 และประเมินผลโดยใช้เกณฑ์ gamma evaluation จาก AAPM TG-119 และ 218

**ผลการศึกษา:** aS1200 EPID ได้ค่า  $\gamma\%$  เทียบเท่ากับ PTW Octavius 1500 ทั้งในแผนการรักษาที่ใช้ตัวกรองรังสีและไม่ใช้ตัวกรองรังสี โดยสำหรับ AAPM TG-119 ค่าเฉลี่ย  $\gamma\%$  ของ aS1200 EPID และ PTW Octavius 1500 คือ  $99.02\% \pm 1.60\%$  และ  $99.80\% \pm 0.52\%$  ตามลำดับ และสำหรับ AAPM TG-218 ค่าเฉลี่ย  $\gamma\%$  ของ aS1200 EPID และ PTW Octavius 1500 คือ  $98.36\% \pm 2.50\%$  และ  $98.66\% \pm 1.86\%$  ตามลำดับ

**ข้อสรุป:** จากผลการศึกษาพบว่าอุปกรณ์วัดรังสีทั้ง 2 ชนิดได้ผลการศึกษาที่ใกล้เคียงกันในเกณฑ์การประเมินผลของ AAPM TG-218 ดังนั้นอุปกรณ์วัดรังสีทั้ง 2 ชนิด สามารถใช้ในการประกันคุณภาพแผนการรักษาได้

**คำสำคัญ:** การประกันแผนการรักษา, อุปกรณ์รับภาพแนวระนาบแบบแตกประจุ รุ่น PTW Octavius 1500, อุปกรณ์รับภาพอิเล็กทรอนิกส์รุ่น aS1200

## Introduction

Electronic Portal Imaging Devices (EPIDs) have been used for patients' positioning verification. By reason of the excellent dose linearity response, large detection area, high spatial resolution, digital data acquisition, and convenience to use of the EPID, so EPIDs are an attractive tool for patient specific quality assurance (QA)<sup>[1]</sup>. Nonetheless, EPIDs have a limited condition for dose measurement such as energy dependence<sup>[2]</sup>, ghosting artifact<sup>[3]</sup>, backscattering from supporting arm<sup>[4]</sup> and especially the detector saturation while using flattening filter free (FFF) beams<sup>[5]</sup>.

At Siriraj Hospital, we have used an aS1000 EPID for a patient specific QA in flattening filter (FF) plans and PTW Octavius 1500 with PTW Octavius 4D phantom for FFF plans. At present, an aS1200 EPID with a new version of Portal Dosimetry has been developed for overcoming the pitfalls, which occur in aS1000 EPID, such as improvement of spatial resolution, additional backscatter shielding plate and better charge readout performance. Therefore, aS1200 EPID is an attractive tool for a patient specific QA, especially in FFF beams.

Furthermore, we have used gamma analysis with global normalization of 3% DD/3mm criterion which proposed

by AAPM TG-119<sup>[6]</sup> for analyzing the QA results. Nowadays, AAPM TG-218<sup>[7]</sup> suggests a new gamma index criterion which is global normalization of 3% DD/2mm DTA with 10% dose threshold for using in conventional technique QA. However, this can cause a questionable for using criteria for gamma analysis.

The goal of present study is to investigate the feasibility of aS1200 EPID implementation for a patient specific QA and also a new gamma criterion proposed by AAPM TG-218. The results of the test were compared against PTW Octavius 1500.

## **Materials and Methods**

### **Patient's VMAT plan preparation**

Randomly selected 30 clinical patient's VMAT plans of different sites were duplicated and recalculated to the other beam mode. For example, the original plan using 6 MV FF beams, was duplicated and recalculated using 6 MV FFF beams. Therefore, the treatment plans were composed of 60 plans of 18 brain tumor, 4 head & neck cancer, 4 lung cancer, 16 GI cancer, 4 GU cancer, and 14 prostate cancer plans. All the treatment plans were from Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital.

The VMAT plans (with a total of 165 arcs) were generated with Eclipse treatment planning system version 13.6 (Varian Medical System, Palo Alto, CA). The analytical anisotropic algorithm (AAA) and Acuros XB were used for calculation of dose according to the plans, which generated by 6 and 10 MV for flattening filter (FF) and flattening filter free (FFF) beams. The maximum dose rate of 6 and 10 MV plans was 600 MU/min. For 6 FFF and 10 FFF, the maximum dose rate used in the plans were 1400 and 2400 MU/min, respectively. The grid size was set at 2.5 mm.

### **Pre-treatment patient specific quality assurance**

A TrueBeam linear accelerator with Millennium™ 120 multileaf collimator (MLC) (Varian Medical System, Palo Alto, CA) was used for performing all measurements using 6 and 10 MV with FF and FFF beams. The latest version of Varian electronic portal imaging device (aS1200 EPID) with Portal Dosimetry software version 13.6 (Varian Medical System, Palo Alto, CA) and PTW Octavius 1500 with 4D phantom (PTW, Freiberg, Germany) were used in our study.

The aS1200 EPID, which is mounted on TrueBeam LINAC, has a maximum resolution of  $1280 \times 1280$  over maximum imager area of  $43 \times 43$  cm<sup>2</sup>, so the spatial pixel resolution of aS1200 EPID is 0.336 mm. The maximum frame rate is 25 frames per second, which is about five times higher than the previous version (aS1000 EPID). An additional absorber plate, which locates between the detection layers and supporting arm, is added for blocking the backscatter from the supporting arm. The standard calibration and configuration of the imager, described by Van Esch et al. <sup>[8]</sup>, were performed before the imager utilization. The EPID was set to 100 cm SDD, as shown in **figure 1A**. The Integral image was used for acquiring the measured portal dose image (PDI). The measured PDI was sent to Portal Dosimetry software for the result evaluation.



A PTW Octavius 1500 with PTW 4D phantom, which is used as a routine detector for the QA of FFF beams at Siriraj Hospital, were utilized for comparing the results from aS1200 EPID. A spatial resolution of the detector has 5 mm center-to-center distance in each row and 7.5 mm for diagonal direction. The maximum detection area of the detector is  $27 \times 27$  cm<sup>2</sup>. PTW Octavius 1500 consists of 1405 vented ionization chamber and the area for each chamber is  $4.4 \times 4.4$  mm<sup>2</sup>. Therefore, the volume in each chamber is 0.058 cm<sup>3</sup>. In the study, the detector was placed in the 4D phantom and set to 100 cm SAD, as shown in **figure 1B**. A wireless inclinometer was used for the gantry rotation tracking, which makes the detector always located perpendicular to the gantry. In the study, PTW Octavius 1500 was used as a reference detector due



**Figure 1.** Machine set up. (A) aS1200 EPID and (B) PTW Octavius 1500 with 4D phantom.

to the performance of the detector, as proposed by Stellijes et al.<sup>[9]</sup>. Before using the detector, calibration of the signal for each energy must be performed.

The VMAT plans were recalculated for plan verification, which used for both detectors. The portal dose image prediction (PDIP) algorithm, which is a dose calculation algorithm in Portal Dosimetry, was used for calculation of predicted PDI.

### Evaluation of patient's VMAT plans QA

To evaluate the results, the gamma evaluation method proposed by Low et al.<sup>[10]</sup>, was used in the study. The gamma evaluation method is composed of dose difference (DD) and distance-to-agreement (DTA) in a single measurement. This evaluation method utilizes the mathematics equation for analyzing the discrepancy between predicted dose image in TPS and measured dose image.

Sixty patient's VMAT plans were divided into two categories, which are thirty FF plans (with a total of eighty three arcs) and thirty FFF (with a total of eighty two arcs) plans. A gamma index was set at 3% DD/3mm DTA with global normalization, which has used for a patient specific QA at Siriraj Hospital, and 3% DD/2 mm with global normalization,

which proposed by AAPM TG-218, with 10% dose threshold for evaluation in every arc. The percent gamma passing rate ( $\gamma$ ) and mean  $\gamma$  with standard deviation (SD) were used for evaluation of the QA results. Furthermore, a traditional gamma index criteria (3% DD/3mm DTA a global normalization with 10% dose threshold) and AAPM TG-218 criteria (3% DD/2mm DTA a global normalization with 10% dose threshold) were analyzed for all sixty patient's VMAT plans. The plan was analyzed arc-by-arc based on the traditional gamma criteria and compared the results with the new gamma criteria. Wilcoxon Signed-Rank with  $\alpha = 0.05$  was used for statistical analysis in this study.

### Results

#### Patient specific QA in flattening filter and flattening filter free beams

Table 1 shows the percent gamma passing rate of a pre-treatment patient specific QA of aS1200 EPID measurements and compared against PTW Octavius 1500. The verification plans were planned using FF and FFF beam techniques. The traditional criteria gamma analysis was used and compared with the new gamma analysis criteria. The results showed that mean  $\gamma$  of aS1200 EPID are likely to the

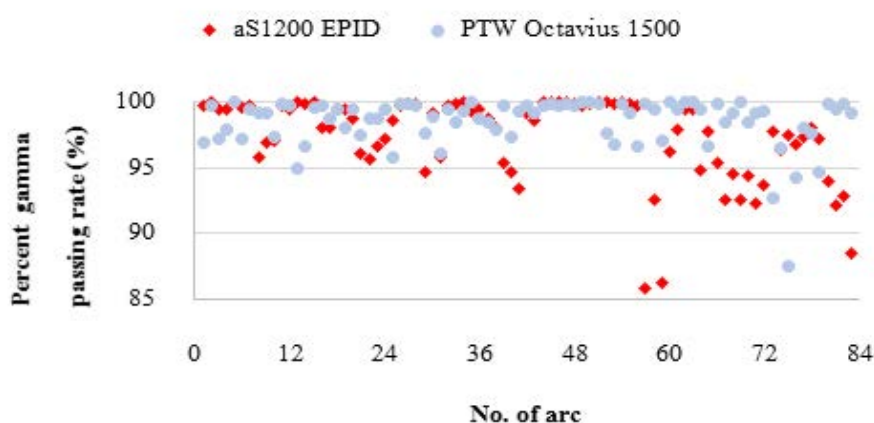
**Table 1.** The percent gamma passing rate results of aS1200 EPID and PTW Octavius 1500 for FF and FFF beams.

Device	Criteria	FF			FFF		
		$\gamma$	S.D.	p-value	$\gamma$	S.D.	p-value
aS1200	3%/3mm	98.37%	2.01%	0.000	99.67%	0.49%	0.001
OD1500		99.73%	0.66%		99.86%	0.30%	
aS1200	3%/2mm	97.39%	3.14%	0.034	99.35%	0.82%	0.233
OD1500		98.50%	1.95%		98.82%	1.75%	

results from PTW Octavius 1500 for 3%/3mm and 3%/2mm criteria. However, the difference was not statistically significant (p-value > 0.05) only 3% DD/2mm DTA of FFF beams, as shown in table 1.

The patient specific QA in FF and FFF were comprehensively analyzed using

the arc-by-arc method. **Figure 2** shows the patient specific QA results in FF beams. Thirty verification plans with eighty three arcs were compared between the measurements from aS1200 EPID with PTW Octavius 1500 using gamma analysis of 3%/2mm, global normalization with 10% dose threshold. The results showed that



**Figure 2.** The percent gamma passing rate of aS1200 EPID and PTW Octavius 1500 for 3%/2mm gamma index with 10% dose threshold of FF plans.



most of  $\gamma$  of aS1200 EPID measurements for arc-by-arc were lower with greater SD value from PTW Octavius 1500 results. The minimum gamma passing rate of aS1200 EPID was 85.8% while the results from PTW Octavius 1500 was 87.5%.

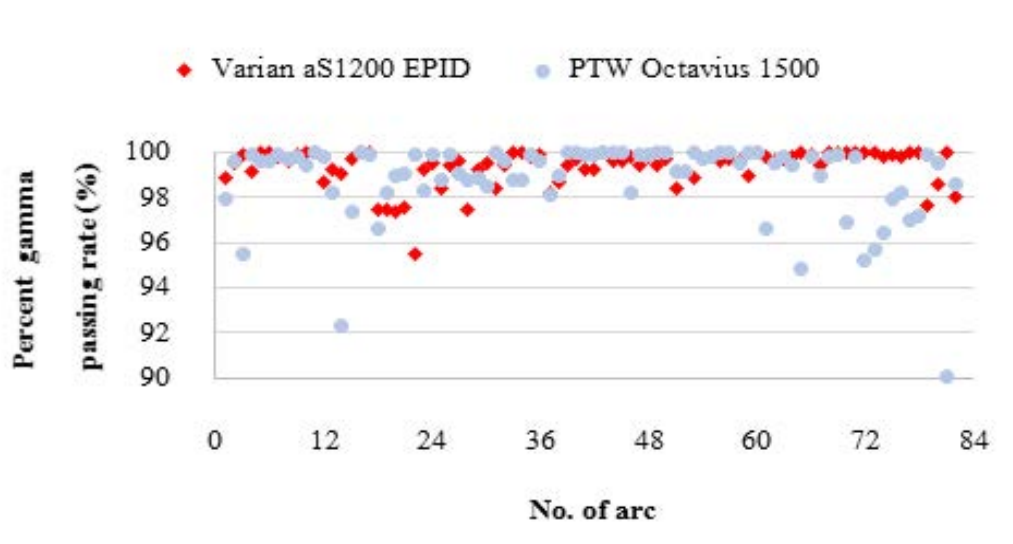
The patient specific QA for FFF beams technique was also comprehensively evaluated. Thirty verification plans with eighty two arcs were compared with the results from the measurements using PTW Octavius 1500. The new gamma index criteria (3%/2mm) was used for analyzing the results. **Figure 3** shows the percent gamma passing rate results from aS1200 EPID and PTW Octavius 1500 measurement. The results showed that the percent

gamma passing rate from aS1200 EPID were slightly higher than the results from PTW Octavius 1500 with a lower spread out data. The minimum gamma passing rate of aS1200 EPID was 95.5% while the results from PTW Octavius 1500 was 90%.

### A traditional gamma index criteria vs new gamma index criteria

All sixty patient's VMAT verification plans with a total of 165 arcs were measured. The mean and SD of the  $\gamma$  were used for evaluation of the results. The results of the test are shown in **figure 4**.

For 3% DD/3mm DTA, the mean percent gamma passing rate  $\pm$  SD of aS1200 and PTW Octavius 1500 were 99.02%  $\pm$



**Figure 3.** The percent gamma passing rate of aS1200 EPID and PTW Octavius 1500 for 3%/2mm gamma index with 10% dose threshold of FFF plans.

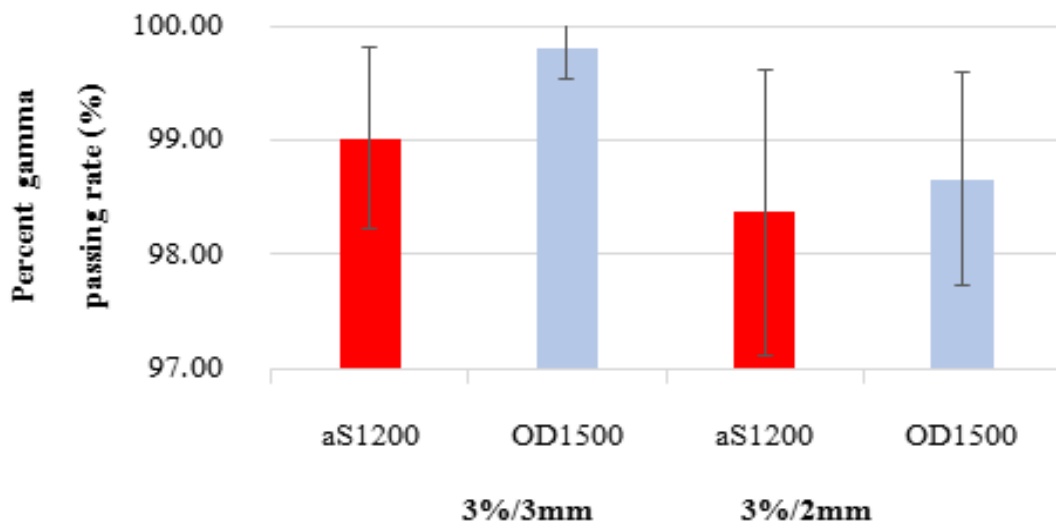


Figure 4. The mean gamma passing rate of aS1200 EPID and PTW Octavius 1500 for a global normalization with 3%/3mm and 3%/2mm gamma analysis criteria for a 10% dose threshold.

1.60% and  $99.80\% \pm 0.52\%$  (p-value = 0.000), respectively. For 3% DD/2mm DTA, the mean percent gamma passing rate  $\pm$  SD of aS1200 and PTW Octavius 1500 were  $98.36\% \pm 2.50\%$  and  $98.66\% \pm 1.86\%$  (p-value = 0.416), respectively.

## Discussion

About the patient specific QA implementation of aS1200 EPID for FF and FFF beams, we studied aS1200 EPID and compared the results with PTW Octavius 1500. The  $\gamma$  results of the study showed that most of the  $\gamma$  results from PTW Octavius 1500 were slightly higher than aS1200 EPID because PTW

Octavius 1500 used 3D gamma analysis, while aS1200 EPID used 2D gamma analysis, so the effect from 2D and 3D gamma analysis have proposed from elsewhere<sup>[11]</sup>.

Another reason which affected to the  $\gamma$  results were the method to configure the Portal Dosimetry. In our configured verification process based on the standard method, as described by Van Esch et al.<sup>[12]</sup>, the percent gamma passing rate results of the AIDA plan which planned by FF beams (6 and 10 MV) was dropped and showed red dot in large area, yet did not present in FFF plans, as shown in **figure 5 (A) and (B)**. However, this results occurred in another institute where uti-

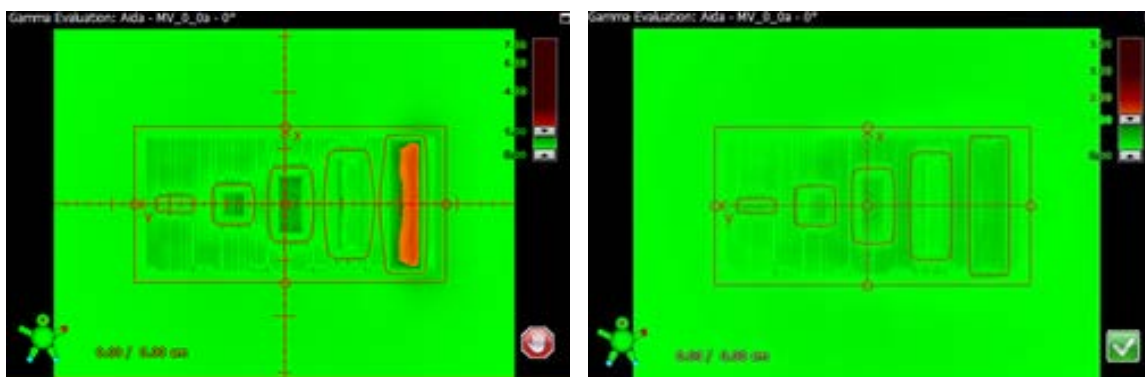


Figure 5. The gamma evaluation result of AIDA pattern. (A) 10 MV FF beams and (B) 10 MV FFF beams.

lizes Varian EDGE LINAC with aS1200 EPID (Varian Medical System, Palo Alto, CA) too (private communication). Therefore, the mean  $\gamma$  and SD of the FF plans which measured by aS1200 EPID are worse than the other detector for both criteria, as shown in table 1 and figure 2. In the other hand, the mean  $\gamma$  and SD of aS1200 EPID for FFF plans which did not have the issue from the configuration process showed that the  $\gamma$  and SD from both detectors were likely to each other and especially greater results for FFF plans at the new gamma index criteria, as shown in table 1 and figure 3. This is able to conclude that aS1200 EPID is able to do a patient specific QA in FF and FFF beams without any special condition. The detector resolution may be dominated factor in stringent gamma criteria, which increased percent

gamma passing rate of aS1200 EPID, as shown in table 1.

The effects of the stringent criteria are shown in figure 4. The results showed  $0.66\% \pm 0.90\%$  decreasing of the gamma passing rate from aS1200 EPID when using the new gamma criteria, while the percent gamma passing rate of PTW Octavius 1500 decreased by  $1.14\% \pm 1.34\%$ , which indicated that PTW Octavius 1500 was more sensitive to the stringent gamma analysis criteria than aS1200 EPID. These results might be caused by the spatial resolution for each detector. Beyer et al.<sup>[13]</sup> studied aS1200 EPID for the pre-treatment patient specific QA in prostate and head & neck plans, which planned by FF and FFF beam techniques, comparing with PTW Octavius 1500 by using gamma analysis with 2%/2mm and

10% dose threshold criteria. The results showed that aS1200 EPID had slightly better gamma passing rate than PTW Octavius 1500 because aS1200 EPID has higher spatial resolution than PTW Octavius 1500, as the same way to our results. Therefore, the difference between aS1200 EPID and PTW Octavius 1500 was not statistically significant ( $p$ -value  $> 0.05$ ) in 3%/2mm criteria ( $p$ -value = 0.416). It is able to indicate that aS1200 EPID plays a critical role to do a patient specific QA in the new gamma index criteria.

## Conclusion

The new version of Varian EPID, aS1200 EPID, is an effective tool for a patient specific QA due to its performance such as high spatial resolution, ease of use and reduction of QA time that is able to decrease medical physicists' workload. As a result from the study, it is able to

conclude that aS1200 EPID is not only suitable for QA using a new gamma index tolerance, which was proposed by AAPM TG-218, but also performs a patient specific QA for a verification plan of flattening filter free technique with the comparable results to PTW Octavius 1500 planar ionization chamber detector. Therefore, aS1200 EPID is a powerful detector for a patient specific QA in both FF and FFF beams, especially in the busy department of radiation oncology.

## Acknowledgments

We wish to thank our colleague at Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital for supporting us about data in the research. In addition, I wish to thank Faculty of Graduate Studies, Mahidol University for supporting in part by the Thesis Grant.

## References

1. Stevens S, Dvorak P, Spevacek V, Pilarova K, Bray-Parry M, Gesner J, et al. An assessment of a 3D EPID-based dosimetry system using conventional two-and three-dimensional detectors for VMAT. *Phys Med* 2018;45:25-34.
2. Greer PB, Vial P, Oliver L, Baldock C. Experimental investigation of the response of an amorphous silicon EPID to intensity modulated radiotherapy beams. *Med Phys* 2007;34:4389-98.
3. McDermott L, Nijsten S, Sonke JJ, Partridge M, Van Herk M, Mijnheer B. Comparison of ghosting effects for three commercial a-Si EPIDs. *Med Phys* 2006;33:2448-51.
4. Rowshanfarzad P, McCurdy B, Sabet M, Lee C, O'Connor DJ, Greer PB. Measurement and modeling of the effect of support arm backscatter on dosimetry with a Varian EPID. *Med Phys* 2010;37: 2269-78.
5. Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Krauss H, Fenoglietto P, Cozzi L, et al. Evaluation of an aSi-EPID with flattening filter free beams: Applicability to the GLAaS algorithm for portal dosimetry and first experience for pretreatment QA of RapidArc. *Med Phys* 2013;40:1117-19.
6. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009;36:5359-73.
7. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. *Med Phys* 2018;45:e53-e83.
8. Van Esch A, Depuydt T, Huyskens DP. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother Oncol* 2004;71:223-34.
9. Stelljes T, Harmeyer A, Reuter J, Looe H, Chofer N, Harder D, et al. Dosimetric characteristics of the novel 2D ionization chamber array OCTAVIUS Detector 1500. *Med Phys* 2015;42:1528-37.

10. Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys 1998;25:656-61.
11. Rajasekaran D, Jeevanandam P, Sukumar P, Ranganathan A, John jothi S, Nagarajan V. A study on correlation between 2D and 3D gamma evaluation metrics in patient-specific quality assurance for VMAT. Med Dosim 2014;39:300-8.
12. Van Esch A, Huyskens DP, Hirschi L, Scheib S, Baltes C. Optimized Varian aSi portal dosimetry: development of datasets for collective use. J Appl Clin Med Phys 2013;14: 82-99.
13. Beyer G, Gago P, Ruiz G. PD-0380: FFF pre-treatment QA using TrueBeam Portal Dosimetry with DMI panel and comparison with PTW Octavius 1500. Radiother Oncol 2015;115:S182.

# Dose Tracking Accuracy of the Dose on the Treatment Day using Cone-beam Computed Tomography for Radiation Therapy of Prostate Cancer: Pilot Study

Achawee Suwannarat<sup>1</sup>, Tanwiwat Jaikuna<sup>2</sup>, Pittaya Dankulchai<sup>2</sup>, Wiwatchai Sittiwong<sup>2</sup>,  
Nuanpen Damrongkijudom<sup>3</sup>, and Lalida Tuntipumiamorn<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Master degree of Science Program in Radiological Technology, Faculty of Medical Technology, Mahidol University, Thailand.

<sup>2</sup>Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University, Thailand.

<sup>3</sup>Department of Radiological Technology, Faculty of Medical Technology, Mahidol University, Thailand.

## Abstract

**Background:** The benefit of cone-beam computed tomography (CBCT) is not only for pretreatment setup verification, but also their potential in providing the three-dimensional anatomical information to present the organ deformation and daily actual dose distribution.

**Objective:** This study aimed to investigate the dose tracking on the treatment day for 5 volumetric modulated arc therapy (VMAT) prostate cancer patients using CBCT-based dose calculation.

**Materials and methods:** The CBCT HU to electron density calibration curve was firstly generated. Then, the accuracy of CBCT-based dose calculation ( $D_{CBCT}$ ) was verified by comparing with dose measurements on CIRS pelvic phantom using IC (0.13cc) and Gafchromic EBT3 film. Velocity 3.2.0 deformable image registration (DIR) software was applied to map organ contours from planning CT (PCT) to the fractionated CBCT and modified by the radiation oncologist. Isodose distribution on CBCT images was calculated and variation of the organ volume as well as the dosimetric parameters following the QUANTEC-guideline for the planning target volume (PTV) and organ at risks were collected and analyzed.



**Results:** Point dose and dose distribution difference in phantom, between the measurements and  $D_{CBCT}$ , 2.28% and 87.7% (3%/3mm) gamma passing rate was presented. In clinical investigation, the volume ratio of CBCT/PCT for PTV, bladder and rectum were found to be 1.04, 1.11 and 0.91.  $D_{CBCT}$  was found to be deviated from  $D_{PCT}$  about -8.26% for  $D_{95\%}$  of PTV, 1.12% and 9.12% for  $D_{mean}$  and  $V_{70Gy}$  of bladder, 6.60%, and 7.10%, for  $D_{mean}$  and  $V_{70Gy}$  of rectum, respectively.

**Conclusion:** Dose tracking on treatment day using CBCT-based dose calculation and DIR to guide organ contouring is found to be feasible and adequate to predict the actual dose delivery to the VMAT prostate cancer.

**Keywords:** CBCT, Dose tracking, Prostate cancer, VMAT

### บทคัดย่อ

**หลักการและเหตุผล:** ระบบภาพนำวิถี cone-beam computed tomography (CBCT) ถูกนำมาใช้ตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งการรักษา และข้อมูลกายวิภาคแบบสามมิติที่แสดงตำแหน่งและรูปร่างที่เปลี่ยนไปของอวัยวะยังนำมาใช้คำนวณหาปริมาณรังสีจริงที่ผู้ป่วยได้รับอย่างมีประสิทธิภาพ

**วัตถุประสงค์:** ศึกษาปริมาณรังสีในผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมาก 5 รายได้รับการฉายรังสีประจำวันด้วยเทคนิคปรับความเข้มเชิงปริมาตร (VMAT) ด้วยวิธีคำนวณปริมาณรังสีบนภาพ CBCT ( $D_{CBCT}$ )

**วัสดุและวิธีการ:** สร้างกราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่า HU ของภาพ CBCT กับความหนาแน่นอิเล็กตรอน ตรวจสอบความถูกต้องของ  $D_{CBCT}$  โดยเปรียบเทียบกับปริมาณรังสีในหุ่นจำลองเชิงกราน CIRS ด้วยหัววัดรังสี IC (0.13cc) และฟิล์ม Gafchromic EBT3 การศึกษาในผู้ป่วยใช้โปรแกรม Velocity รุ่น 3.2.0 สำหรับ deformable image registration (DIR) เพื่อส่งผ่านขอบเขตอวัยวะที่กำหนดในภาพวางแผนการรักษา (PCT) ไปยังภาพ CBCT และปรับแก้ไขโดยรังสีแพทย์ จากนั้นคำนวณหา  $D_{CBCT}$  พร้อมเก็บข้อมูลปริมาตรอวัยวะและพารามิเตอร์แสดงปริมาณรังสีของ PTV และอวัยวะข้างเคียงบนภาพ CBCT

**ผลการศึกษา:** การวัดปริมาณรังสีแบบจุดและกระจายตัวเทียบกับ  $D_{CBCT}$  ในหุ่นจำลอง พบความแตกต่าง 2.28% สำหรับการวัดปริมาณรังสีแบบจุด และ 87.7% ที่ผ่านการวิเคราะห์ด้วยแกมม่า 3%/3mm การศึกษาในผู้ป่วยอัตราส่วนระหว่าง CBCT/PCT สำหรับปริมาตร PTV กระเพาะปัสสาวะ และลำไส้ตรง คือ 1.04, 1.11 และ 0.91 ตามลำดับ ความแตกต่างของปริมาณรังสีที่ได้จาก  $D_{CBCT}$  กับ DPCT เท่ากับ -8.26% สำหรับ  $D_{95\%}$  ใน PTV, 1.12% และ 9.12% สำหรับ  $D_{mean}$  และ  $V_{70Gy}$  ในกระเพาะปัสสาวะ 6.60% และ 7.10 % สำหรับ  $D_{mean}$  และ  $V_{70Gy}$  ในลำไส้ตรง ตามลำดับ

**ข้อสรุป:** การคำนวณปริมาณรังสีลงบนภาพ CBCT และการใช้โปรแกรม DIR ในการกำหนดขอบเขตอวัยวะ สามารถทำได้และมีประสิทธิภาพเพียงพอสำหรับใช้ประเมินปริมาณรังสีที่ผู้ป่วยมะเร็งต่อมลูกหมากได้รับประจำวันด้วยเทคนิค VMAT

## Introduction

Currently, radiotherapy prostate cancer patients are mostly treated with the intensity modulated radiotherapy (IMRT), and volumetric modulated arc therapy (VMAT), from their main dosimetric advantage to create highly conformal dose distributions to the planning target volume (PTV) while minimizing the dose given to the organs at risk (OARs)<sup>[1,2]</sup>.

To enhance the treatment accuracy, the three-dimensional anatomical images obtained from treatment room cone beam computed tomography (CBCT) for image-guided radiation therapy (IGRT), has been introduced to reduce the daily patient positioning uncertainties-maintaining

interfraction set-up reproducibility<sup>[3]</sup>.

However, for prostate cancer, the problem of organ motion, changeable volume and shape of the prostate gland and nearby organs such as bladder and rectum are resulted in dosimetric change. Thus, the accuracy of daily dose to the PTV and OARs were questioned, and the attempts to determine the actual dose which the patient received in each treatment fraction was mentioned and reported<sup>[4,5]</sup>. The CBCT image-guided system which is commonly used for patient positioning verification, also presented their advantage in providing the three-dimensional anatomical information on treatment position. The Hounsfield unit (HU) on CBCT was

found to be a meaningful method for recalculation dose distribution for the patient receiving radiation therapy on that treatment day<sup>[6]</sup>. Organ delineation on CBCT can also be performed with reduced time consuming, via the contour deformation which is one of the applications in deformable image registration (DIR) software.

In this study, dose tracking on the treatment day for prostate cancer patients using CBCT-based dose calculation was investigated and reported.

## Materials and Methods

### VMAT treatment planning technique and acquisition of CBCT data set

Five prostate cancer patients treated with VMAT technique with total prescribed dose 78 Gy in 39 fractions (2 Gy per fraction) were retrospectively investigated. The planning CT (PCT) images for all patients were acquired using Philips Bigbore-16 slice CT simulator (Philips Healthcare, Cleveland, OH) with 3 mm slice thickness and full bladder protocol. The VMAT treatment planning was generated with the Eclipse treatment planning system version 13.6 (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) using 2.5 mm grid size and analytical anisotropic

algorithm. All VMAT treatment plans were evaluated following the QUANTEC-guideline<sup>[7]</sup>. For CBCT data set, the images were acquired with Truebeam STx accelerator equipped with on-board imaging (OBI) system (Varian Medical System, Palo Alto, CA). In this study, all patients underwent the treatment with CBCT acquisition on the first three days and then once a week using clinical pelvic exposure parameters: 125 kV, 1080 mAs and slice thickness 2.5 mm. For every patient, 10-12 CBCT images were used to recalculate the isodose distribution. The existing plans were transferred to the CBCT without any change of MUs. For organ volume (PTV, bladder volume and rectum volume) on CBCT, the Velocity AI™ version 3.2.0 DIR (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA) was used to deform the contour of PTV-prostate bed including the seminal vesicles, and organ at risks-rectum and bladder from the PCT image to every fractionated CBCT image. The deformed contours were then reviewed and modified by radiation oncologist.

### Accuracy verification of CBCT-based dose calculation

Using CBCT-based dose calculation to represent treatment dose, quality of

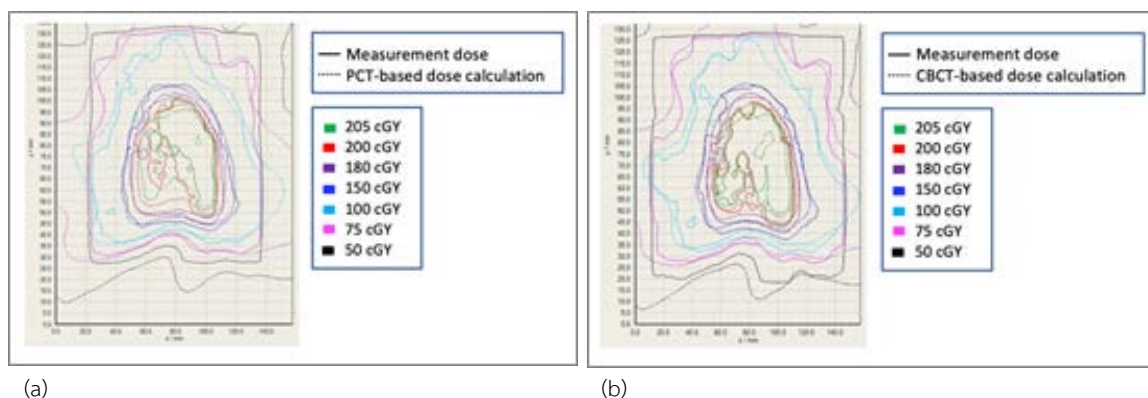
the CBCT image following the AAPM Task Group 179 guideline<sup>[8]</sup> was assessed with the Catphan<sup>®</sup> 600 phantom (CatPhan<sup>®</sup>, Phantom Laboratory, Salem, NY). A calibration of CBCT HU to electron density for inhomogeneity correction was also created using CIRS-062A CBCT electron density phantom (CIRS Tissue Simulation and Phantom Technology, Norfolk, VA, USA)

To verify the accuracy of dose calculation on CBCT, prostate VMAT treatment plan was created on CIRS pelvic phantom using PCT-based and CBCT-based dose calculation (**Figure 1**) for comparing with the measurement dose. The point dose at the treatment isocenter was measured using a CC13 ionization chamber (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany)

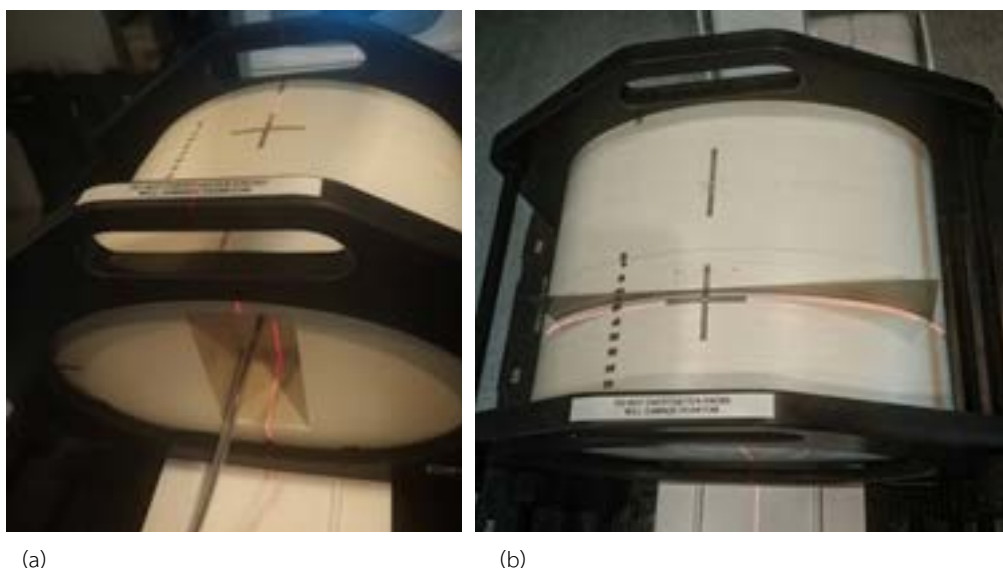
and a Gafchromic EBT3 film (Ashland ISP Advanced Materials, NJ, USA) was placed at 0.3 cm above the isocenter (**Figure 2**) to measure dose distribution. Point dose difference and dose distribution gamma analysis (10% threshold) between CBCT-based dose calculation and measurement as well as the calculation on CBCT and PCT were determined and analyzed.

### Variation of the organ volumes and dosimetric parameters evaluation

Dosimetric parameters presented on the treatment day from a total number of 55 CBCT images from 5 prostate cancer patients (10-12 images per patient) were collected. For each patient, dose differences between the PCT and CBCT were



**Figure 1.** The isodose distribution of prostate VMAT plan on CIRS pelvic phantom, comparison between the measurements doses with (a) PCT-based dose calculation and (b) CBCT-dose calculation using the Eclipse<sup>TM</sup> treatment planning system.



**Figure 2.** The position of (a) ionization chamber and (b) Gafchromic EBT3 film on the CIRS pelvic phantom for point dose and dose distribution measurement.

evaluated using dosimetric results from dose volume histogram (DVH);  $D_{2\%}$ ,  $D_{95\%}$  and  $D_{98\%}$  for PTV;  $D_{2\%}$ ,  $D_{mean}$ ,  $V_{40Gy}$ ,  $V_{65Gy}$  and  $V_{70Gy}$  for both bladder and rectum for the analysis. Moreover, the volume changes in PTV, bladder and rectum on each CBCT image during the treatment course were also compared to the PCT and the significance of the comparison results was evaluated using the independent t-test on Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) version 18. (IBM SPSS Statistics)

## Results

### CBCT image quality

From quality assessment, the CBCT

image from TrueBeam STx OBI system presented the excellent and acceptable results as described in AAPM Task Group 179. The image uniformity and HU accuracy was within 1%, 5-line pair/cm, and 0.7 cm of low contrast resolution were detected for spatial accuracy at 1% contrast object.

### Accuracy of CBCT-based dose calculation

To calculate the daily dose distribution accurately, a calibration of CBCT HU to electron density for inhomogeneity was generated as shown in **Figure 3**. Moreover, when the calculated point dose was compared with the measurements, percentage of dose difference at the

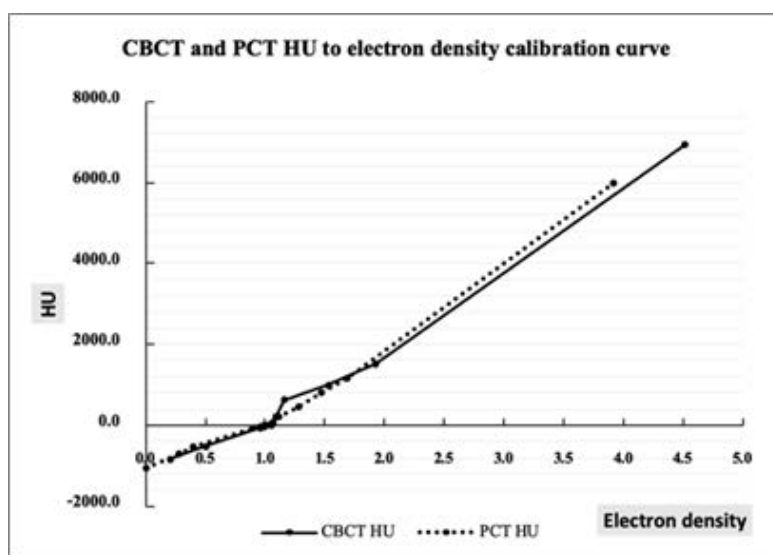


Figure 3. The generated CBCT HU and PCT HU to electron density calibration curve in this investigation.

treatment isocenter, 2.03% and 2.28% were seen for the PCT-based and CBCT-based dose calculation, respectively. The accuracy of dose distribution was evaluated, the percent gamma passing rate of CBCT and PCT were obtained at 87.69 and 91.23, respectively, for 3%/3mm gamma criteria and that both of them increased when the gamma criteria strength was lower as shown in **Table 1**. For the comparison between the CBCT and PCT isodose distribution, 99.9-100% passing rate in all gamma criteria was exhibited as also presented in Table 1.

### Variation of the organ volumes

The variation of PTV and OARs

volumes in each patient, found on the daily CBCT images was shown in **Table 2**. For PTV, ratio of the volume averaged from 55 CBCT of all patients to the PCT was 1.04, 1.11 for bladder and 0.91 for rectum. Small variation of volume change for PTV was observed. This was in contrast with the bladder, as seen from **Figure 4**, CBCT/PCT volume ratio for bladder, especially in patient no.3 exhibited the higher variation of data, even the same full bladder protocol was controlled for the entire treatment. For rectum, the volume presented on CBCT were found to be smaller than PCT, and showed more consistent from fraction to fraction.

**Table 1.** Percentage of gamma passing rate at different gamma criteria for dose distribution calculated between CBCT ( $D_{CBCT}$ ) and PCT ( $D_{PCT}$ ) comparison with the measurement dose.

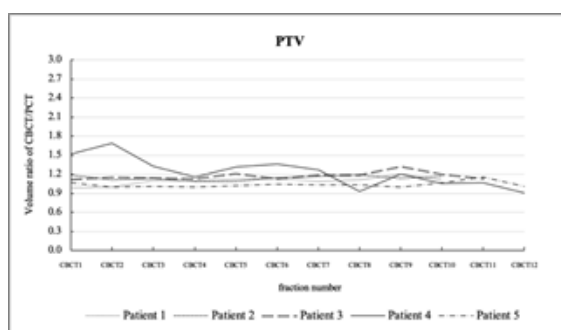
Gamma criteria	The percentage of gamma pass rate		
	$D_{CBCT}$ vs $D_{Measurement}$	$D_{PCT}$ vs $D_{Measurement}$	$D_{CBCT}$ vs $D_{PCT}$
3%/3 mm	87.69	91.23	99.9
3%/4 mm	93.63	94.17	100
3%/5 mm	96.22	95.99	100
4%/3 mm	91.09	93.30	100
4%/4 mm	95.59	95.29	100
4%/5 mm	97.60	96.68	100
5%/3 mm	93.82	94.50	100
5%/4 mm	97.20	96.17	100
5%/5 mm	98.81	97.24	100

**Table 2.** The ratio and percentage difference of average PTV and OARs volume on CBCT/PCT.

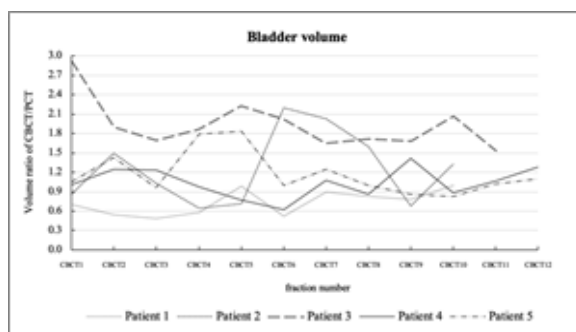
Organ volume(cc)	PCT	CBCT	Ratio (CBCT/PCT)	%Difference	p-value*
PTV	130.62	136.37±58.84	1.04	4.40	0.750
Bladder	227.91	253.31±82.14	1.11	11.14	0.664
Rectum	52.23	47.55±15.87	0.91	-8.96	0.691

p-value <0.05 is significant difference

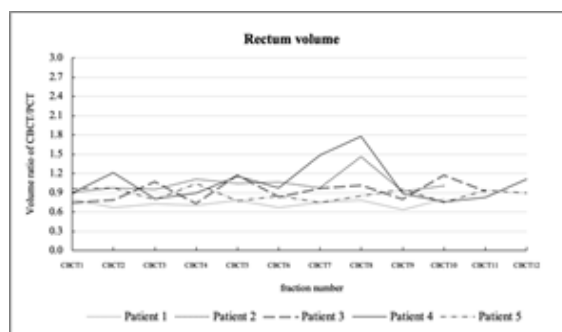




(a)



(b)



(c)

Figure 4. The volume ratio of CBCT/PCT for (a) PTV, (b) bladder and (c) rectum.

## Dosimetric parameters evaluation

The results of percentage difference of dosimetric parameters between dose tracking on the treatment day using CBCT-based dose calculation and PCT in each patient was shown in Table 3. For PTV, all patients presented about 1% higher of  $D_{2\%}$ , 15% lower of  $D_{95\%}$  and 24% lower of  $D_{98\%}$ . For bladder and rectum, the varied results of both the lower and higher of the  $D_{mean}$ ,  $V_{40Gy}$ ,  $V_{65Gy}$  and  $V_{70Gy}$  among the patients were presented. However, the average+SD of the dosimetric parameter change between

CBCT and PCT as summarized in Table 4, showed the significant lower of  $D_{2\%}$ ,  $D_{95\%}$ ,  $D_{98\%}$  for PTV from  $D_{CBCT}$ , while no significant of dosimetric results was observed in bladder and rectum.

## Discussion

There are several studies suggested that the application of CBCT is not only for patient positioning but also for the actual dose assessment for patient receiving dose in each treatment fraction. Yoo et al.<sup>[6]</sup> and Tuntipumiamorn et al.<sup>[9]</sup> demonstrated the potential of using the

Table 3.

Dosimetric parameter	Patient 1			Patient 2			Patient 3			Patient 4			Patient 5		
	PCT	DCBCT	%Diff	PCT	DCBCT	%Diff	PCT	DCBCT	%Diff	PCT	DCBCT	%Diff	PCT	DCBCT	%Diff
<b>PTV</b>															
D2% (Gy)	81.54	82.57±0.21	1.27%	81.63	82.88±0.44	1.53%	82.50	82.76±0.22	0.31%	80.89	81.85±0.31	1.07%	81.34	82.58±0.25	1.51%
D95% (Gy)	76.00	64.65±6.29	-14.94%	77.00	67.90±1.54	-11.82%	77.780	72.54±2.36	-6.74%	78.81	77.68±1.24	-1.43%	77.66	73.11±3.36	-5.85%
D98% (Gy)	74.67	58.44±8.24	-23.07%	75.56	63.58±2.48	-15.86%	77.010	68.50±4.00	-11.05%	78.67	76.47±2.49	-2.83%	76.36	65.89±6.41	-13.73%
<b>Bladder</b>															
D2% (Gy)	79.88	80.38±0.74	0.63%	80.02	81.49±0.87	1.84%	79.63	80.34±1.67	0.90%	78.14	77.17±1.72	-1.25%	80.25	81.04±0.37	0.98%
Dmean (Gy)	25.54	30.32±6.59	18.71%	54.68	57.29±6.59	4.78%	44.42	43.48±25.26	-2.12%	21.61	18.89±3.12	-12.59%	39.13	37.66±5.95	-3.77%
V40Gy (cc)	93.85	77.11±4.68	-17.83%	109.27	135.13±41.65	23.69%	78.07	105.98±5.22	35.76%	65.30	54.38±11.79	-16.72%	65.71	69.01±7.10	5.02%
V65Gy (cc)	62.13	51.22±3.51	-17.56%	46.91	58.19±4.05	24.05%	41.00	58.65±4.88	43.05%	29.72	24.49±9.43	-17.58%	35.07	41.17±6.60	17.40%
V70Gy (cc)	56.17	46.03±3.36	-18.05%	36.58	47.46±3.00	29.75%	27.99	40.26±4.77	43.85%	22.89	17.55±9.97	-23.55%	30.58	37.32±6.48	22.07%
<b>Rectum</b>															
D2% (Gy)	77.90	78.31±0.89	0.52%	78.06	77.97±2.82	-0.11%	79.03	78.77±2.50	-0.33%	78.65	79.15±0.98	0.64%	78.35	80.95±0.83	3.32%
Dmean (Gy)	32.28	35.54±2.51	10.07%	48.64	45.86±3.98	-5.71%	43.57	42.20±4.40	-3.14%	30.00	32.63±3.23	8.75%	32.77	43.35±4.68	32.27%
V40Gy (cc)	21.63	17.74±1.36	-17.98%	26.38	26.76±4.76	1.46%	35.38	37.76±17.00	6.73%	19.96	24.08±8.94	20.66%	14.53	18.12±2.66	24.73%
V65Gy (cc)	9.29	6.40±1.02	-31.16%	6.52	4.92±2.08	-23.36%	13.14	12.03±4.40	-8.46%	11.23	13.59±7.10	20.98%	5.41	10.42±1.63	92.75%
V70Gy (cc)	7.06	4.55±0.90	-35.51%	4.72	3.57±1.76	-24.26%	8.73	7.82±4.06	-10.42%	9.34	11.35±6.58	21.63%	3.93	8.92±1.50	127.05%

Note: %Diff mean the percentage difference between CBCT based-dose calculation and planning dose

**Table 4.** Average+SD of dosimetric parameter from 5 VMAT patients between planning dose ( $D_{PCT}$ ) and CBCT-base dose calculation ( $D_{CBCT}$ ).

Dosimetric parameter	DPCT	DCBCT	%Difference	p-value*
<b>PTV</b>				
$D_{2\%}$	82.58±0.59 Gy	82.51±0.44 Gy	-0.08%	0.023
$D_{95\%}$	77.59±1.01 Gy	71.18±5.03 Gy	-8.26%	0.045
$D_{98\%}$	76.45±1.52 Gy	66.37±6.97 Gy	-13.19%	0.030
<b>Bladder</b>				
$D_{2\%}$	79.58±0.84 Gy	80.08±1.70 Gy	0.63%	0.571
$D_{mean}$	37.08±13.60 Gy	37.54±14.36 Gy	1.24%	0.959
$V_{40Gy}$	82.44±18.99 cc	88.33±32.23 cc	7.14%	0.734
$V_{65Gy}$	42.97±12.49 cc	46.74±14.31 cc	8.77%	0.668
$V_{70Gy}$	33.76±13.56 cc	36.84±12.21 cc	9.12%	0.716
<b>Rectum</b>				
$D_{2\%}$	78.40±0.45 Gy	79.03±1.16 Gy	0.80%	0.291
$D_{mean}$	37.45±8.17 Gy	39.92±5.58 Gy	6.60%	0.593
$V_{40Gy}$	23.58±7.84 cc	24.89±8.17 cc	5.56%	0.801
$V_{65Gy}$	9.10±3.23 cc	9.47±3.69 cc	4.07%	0.869
$V_{70Gy}$	6.76±2.39 cc	7.24±3.19 cc	7.10%	0.792

\* p-value <0.05 is significant difference

$$\% \text{ Dose difference} = (D_{CBCT} - D_{PCT}) / DPCT * 100$$

CBCT and its accuracy for dose calculation in clinical used. In this study, our results also showed the appropriate quality of CBCT image as suggested by AAPM Task Group 179 and with acceptable accuracy level for dose calculation.

There are two main approaches to calculate dose on the treatment day. Firstly, treatment dose was obtained by recalculating dose on CBCT images using the image registration application that warping PCT HU into the daily CBCT. Zhang et al.<sup>[10]</sup> reported the accuracy of the dose calculation based on the deformed HU from PCT to CBCT performed on static phantom. With 2%, 2 mm criteria, average the gamma passing rate between CBCT-based dose and planning dose were 98.36%. In clinical, the accuracy of deformed CT HU into CBCT image might be influenced by patient's organs movement and resulted in the image registration accuracy. Another method is using the generated CBCT HU to electron density calibration curve for  $D_{CBCT}$  calculation. The study from Yeng et al.<sup>[12]</sup> showed that the uncertainty less than 1% of dose difference between TPS calculation and point dose measurement was obtained when using directly generated CBCT HU to electron density for dose calculation.

Nevertheless, the accuracy of  $D_{CBCT}$  may be affected by the scatter dose from high density, the image artifact and distortion as well as the limited field size which is shown to be inferior when compared to the PCT.

Accuracy of CBCT-based dose calculation in this study agreed with the other reports<sup>[11-13]</sup> that 2-3% of dose difference between CBCT-based and PCT-based calculation were presented. Furthermore, in this study the dose distribution was further investigated by comparing with dose measurements from film. More than 90% (4%/3mm) gamma passing rate was found which indicated the accuracy level obtained from dose calculation on CBCT.

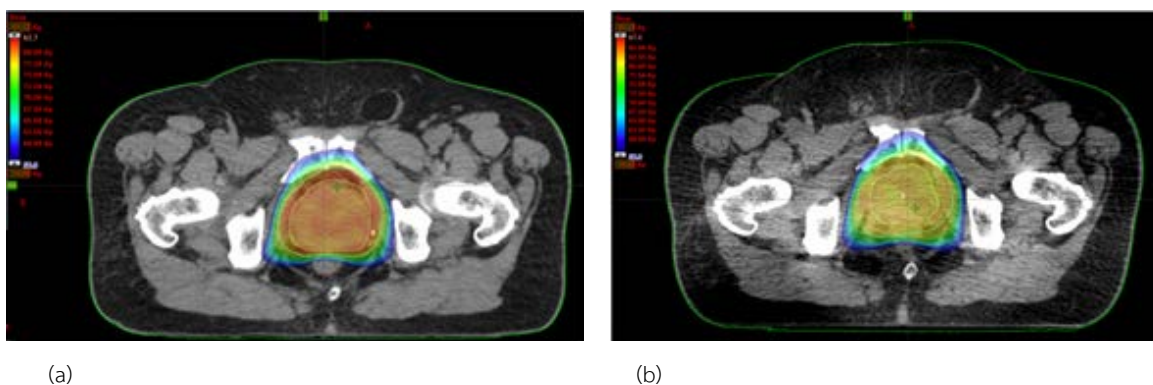
Changes in the location and volume of the prostate and organ at risks during the course of radiation therapy result in the dosimetric consequence which may impact the tumor control and normal tissue complication. From our results, due to a small number of data, no statistically significant difference of volumetric and dosimetric parameters between the PCT and CBCT was detected. However, the tendency of the CBCT dose coverage at  $D_{95\%}$  of PTV about 8% lower than the prescribed dose and lower near maximum

dose ( $D_{2\%}$ ) from our investigation was similar to the study from Hüttenrauch et al.<sup>[14]</sup> About the OARs, due to a change of volume and shape in bladder, especially for patient number 3, bladder dose was shown to be largely increased when compared with the PCT. Pearson et al.<sup>[4]</sup>, also found that about 25% of rectum volume moved to high dose region during the treatment fraction and the average percentage difference of  $V_{70\text{Gy}}$  of bladder and rectum were increased more than 5%.<sup>[4-5]</sup> In our study, 2/5 of the patients also presented higher results of  $V_{65\text{Gy}}$  and  $V_{70\text{Gy}}$  for rectum, especially in patient no.5 which the rectum position on the treatment day was moved to the high dose region as shown in **Figure 5**, and resulted in 93% higher of  $V_{65\text{Gy}}$  and 127% higher of  $V_{70\text{Gy}}$  for this patient. This information insisted the importance of

the online adaptive radiation therapy to compensate the lacking of dose in PTV and avoid high dose to the moveable organ along the treatment course.

## Conclusion

Dose tracking on the treatment day using CBCT-based dose calculation and DIR to guide organ contouring is found to be feasible in clinical used. The dosimetric information from CBCT showed a potential for supporting the adaptive work procedure for prostate cancer patients. The present method also showed the excellent capability in evaluating the daily applied dose to bladder and rectum. It will be beneficial data for radiation oncologist to assess the treatment quality and maintain the optimal management for individual patient.



**Figure 5.** The dose distribution of VMAT prostate plan (a) PCT-based dose calculation and (b) CBCT-based dose calculation in patient no.5.

## References

1. Bhide SA, Nutting CM. Recent advances in radiotherapy. BMC medicine. 2010;8:25.
2. Ahmad SS, Duke S, Jena R, Williams MV, Burnet NG. Advances in radiotherapy. BMJ. 2012;345.
3. Sterzing F, Engenhart-Cabillic R, Flentje M, Debus J. Image-guided radiotherapy: a new dimension in radiation oncology. Dtsch Arztebi Int. 2011;108:274-80.
4. Pearson D, Gill SK, Campbell N, Reddy K. Dosimetric and volumetric changes in the rectum and bladder in patients receiving CBCT-guided prostate IMRT: analysis based on daily CBCT dose calculation. J Appl clin Med Phys. 2016;17:107-17.
5. Orlandini LC, Coppola M, Fulcheri C, Cernusco L, Wang P, Cionini L. Dose tracking assessment for image-guided radiotherapy of the prostate bed and the impact on clinical workflow. Radiat Oncol 2017; 12:78.
6. Yoo S, Yin FF. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. International J of Rad Oncol Biol Phys. 2006;66(5): 1553-61.
7. Emami B. Tolerance of Normal Tissue to Therapeutic Radiation. Rep Radiother Oncol. 2013;1:123-7.
8. 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.
9. Tuntipumiamorn L, lamongpaiboon P, Damrongkijudom N, Krongyuth K, Polwatsatian V, Jaikreng S. Accuracy of intensity-modulated radiation therapy dose calculations: verification based on-board conebeam CT imaging. Asian Biomed. 2011;5: 537-41
10. Zhang GS, Huang SM, Chen C, Xu SK, Zhang DD, Deng XW. Evaluating the Therapeutic Dose Distribution of Intensity-Modulated Radiation Therapy for Head and Neck with Cone-Beam Computed Tomography

Image: A Methodological Study. Biomed Res Int. 2014;2014:8.

11. Yang Y, Schreibmann E, Li T, Wang C, Xing L. Evaluation of on-board kV cone beam CT (CBCT)-based dose calculation. Phys Med Biol 2007; 52:685-705.
12. Sriram P, Vivekanandan N, Prabakar S. A Study on Evaluation of kV-CBCT-image-based Treatment Planning using Anthropomorphic Phantom. J Med Bio Eng. 2010;31:429-35.
13. Rong Y, Smilowitz J, Tewatia D, Tome WA, Paliwal B. Dose calculation on kV cone beam CT images: an investigation of the Hu-density conversion stability and dose accuracy using the site-specific calibration. Med Dosim 2010;35: 195-207.
14. Chen Z, Yang Z, Wang J, Hu W. Dosimetric impact of different bladder and rectum filling during prostate cancer radiotherapy. Radiat Oncol 2016;11:103.
15. Hüttenrauch VWP. Dose calculation on daily Cone Beam CT data sets for the investigation of the target volume coverage and dose to the organs at risk for prostate cancer patients [Master thesis]. University Hospital of Giessen and Marburg. 2013.[https://www.thm.de/lse/images/user/KZink105/Abschlussarbeiten/Masterarbeit\\_Petra\\_Huettenrauch\\_2013.pdf](https://www.thm.de/lse/images/user/KZink105/Abschlussarbeiten/Masterarbeit_Petra_Huettenrauch_2013.pdf).



# Implementation of the Catalyst<sup>TM</sup> Optical Surface Imaging System for Left-Sided Breast Cancer Patients with Deep Inspiration Breath Hold Technique

Sawanya Suwandee<sup>1</sup>, Pitchayut Nakkrasae<sup>2</sup>, Pittaya Dankulchai<sup>2</sup>, Puangpen Tangboonduangjit<sup>1</sup>, and Lalida Tuntipumiamorn<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Master of Science Program in Medical Physics, Department of Diagnostic and Therapeutic Radiology, Faculty of Medicine Ramathibodi Hospital, Mahidol University, Bangkok, 10400, Thailand;

<sup>2</sup>Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University, Bangkok, 10700, Thailand

## Abstract

**Backgrounds:** Optical surface imaging (OSI) system is currently introduced for patient's position verification, monitoring during treatment as well as for gating radiotherapy. The use of this technology is found to be an attractive IGRT for deep inspiration breathe hold (DIBH) technique in radiotherapy of breast cancer patient.

**Objective:** The aim of this study is to evaluate the performance and reliability of the OSI system for image guidance in DIBH for left-sided breast cancer patient.

**Materials and methods:** A comprehensive acceptance and commissioning was performed according to the AAPM TG-147 guideline to check communication system, accuracy and reproducibility of the detection system. For OSI implementation, the overall process accuracy was examined using the end-to-end test with thorax phantom. For the patient positioning, the set up deviations from the OSI in 16 left-breast cancer patients were retrospectively compared with the routine CBCT and kV planar IGRT.

**Results:** The investigation showed the patient data from OSI can be transferred correctly to the peripheral equipment. Accuracy verification in the static movement,

mean±SD of the deviations in lateral, longitudinal, and vertical were 0.13±0.10 mm, 0.19±0.09 mm, and 0.23±0.17 mm, respectively. For pitch, roll, and rotation, the deviations were presented to be 0.01±0.07°, 0.07±0.03°, and 0.03±0.05°, respectively. For the dynamic localization, the mean deviated amplitude was 0.05±0.41mm. Whole treatment process with OSI showed excellent integration and agreement within 2 mm. Using OSI for patient positioning, the average deviation in lateral, longitudinal, and vertical axis were 2.3±1.7 mm, 2.8±3.1 mm, 2.2±1.9 mm when compared with 72 CBCT images, and were 2.4±2.2 mm, 3.5±2.6 mm, and 2.3±2.2 mm when compared with 130 kV-image pairs.

**Conclusion:** The Catalyst™ OSI system is found to be an efficient image guidance for patient setup and accurate for implementing in DIBH technique.

**Keywords:** deep inspiration breath hold, left-sided breast cancer, optical surface imaging, patient setup

### บทคัดย่อ

**หลักการและเหตุผล:** ระบบภาพพื้นผิวผู้ป่วยที่จัดเก็บด้วยเทคโนโลยีแสง (Optical Surface Imaging; OSI) สำหรับการจัดทำผู้ป่วย ตรวจจับการเคลื่อนที่ระหว่างการฉายรังสีและใช้ในการรักษาแบบ Gating ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมที่รักษาด้วยเทคนิค Deep Inspiration Breathe Hold (DIBH)

**วัตถุประสงค์:** เพื่อประเมินประสิทธิภาพการทำงานของระบบ OSI และตรวจสอบความถูกต้องในการจัดทำผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้ายที่รักษาด้วยเทคนิค DIBH

**วัสดุและวิธีการ:** ตรวจสอบการทำงานของ OSI ตามคำแนะนำของ AAPM TG-147 โดยประเมินการเชื่อมต่อของ OSI กับเครื่องมือและระบบที่เกี่ยวข้อง ศึกษาความถูกต้องและความคงที่ในระบบการตรวจจับพื้นผิว ความถูกต้องทั้งระบบของ OSI ในการจัดทำผู้ป่วยด้วยการใช้หุ่นจำลองทรวงอกของมนุษย์ ทำการศึกษาย้อนหลังโดยรวบรวมข้อมูลความคลาดเคลื่อนของตำแหน่งการฉายรังสีจากระบบ OSI ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้ายจำนวน 16 ราย มาเปรียบเทียบและวิเคราะห์กับข้อมูลที่ได้จากภาพ CBCT จำนวน 72 ภาพ และภาพ kilo-voltage Planar Image จำนวน 130 ภาพ

**ผลการศึกษา:** ระบบ OSI สามารถส่งข้อมูลผู้ป่วยไปยังเครื่องมือและอุปกรณ์ที่ทำงานร่วมกันได้อย่างถูกต้อง มีความถูกต้องในการตรวจจับวัตถุที่อยู่นิ่งในตำแหน่งต่างๆ โดยมีค่าเฉลี่ยในแนว Lateral, Longitudinal และ Vertical เท่ากับ  $0.13 \pm 0.10$ ,  $0.19 \pm 0.09$  และ  $0.23 \pm 0.17$  มม. ตามลำดับ ค่าเฉลี่ยแนว Pitch, Roll และ Rotation เท่ากับ  $0.01 \pm 0.07$ ,  $0.07 \pm 0.03$ , และ  $0.03 \pm 0.05$  องศา ตามลำดับ ส่วนความถูกต้องในการตรวจจับการเคลื่อนไหวแบบต่อเนื่องมีค่าความแตกต่างของ Amplitude เท่ากับ  $0.05 \pm 0.41$  มม. เมื่อเทียบกับค่าที่กำหนดไว้ ความถูกต้องทั้งระบบของการจัดทำผู้ป่วยด้วยระบบ OSI มีค่าความคลาดเคลื่อนน้อยกว่า 2 มม. ในทุกทิศทาง การศึกษาย้อนหลังในผู้ป่วยเมื่อใช้ระบบ OSI เทียบกับภาพ CBCT พบความแตกต่างเฉลี่ยในแนว Lateral, Longitudinal และ Vertical เท่ากับ  $2.3 \pm 1.7$ ,  $2.8 \pm 3.1$  และ  $2.2 \pm 1.9$  มม. ตามลำดับ และเมื่อเปรียบเทียบกับภาพถ่าย KV มีค่าความแตกต่างในแนว Lateral, Longitudinal และ Vertical เท่ากับ  $2.4 \pm 2.2$ ,  $3.5 \pm 2.6$  และ  $2.3 \pm 2.2$  มม. ตามลำดับ

**ข้อสรุป:** ระบบ Catalyst OSI มีประสิทธิภาพในการประเมินตำแหน่งผู้ป่วยก่อนการรักษาและมีความถูกต้องสำหรับการนำไปใช้ในเทคนิค DIBH ในผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้าย

**คำสำคัญ:** การกลั่นหายใจเข้าลึก, ผู้ป่วยมะเร็งเต้านมด้านซ้าย, ระบบการถ่ายภาพพื้นผิวด้วยแสง, การจัดตำแหน่งผู้ป่วย

## Introduction

There is the evidence that radiation therapy in breast cancer significantly reduced the risk of loco-regional recurrences after surgery and reduced breast cancer death rate<sup>[1-2]</sup>. Unfortunately, for the left-sided breast cancer patients, whose their heart and left-anterior descending arteries are involved in the radiation treatment fields, the increasing of cardiac mortality and mobility associated breast radiotherapy were presented<sup>[3]</sup>. To reduce the cardiac dose,

deep inspiration breath-hold (DIBH) technique by increasing the heart-to-chest wall distance was proposed. The technique was designed to have the patient inspiring to a specified threshold and then holding their breath at the level during dose delivery<sup>[4-5]</sup>. Several breathing control technologies include the use of active breathing control (ABC), real-time position management (RPM) and three-dimensional optical surface imaging system (OSI) were proposed for DIBH<sup>[6-7]</sup>. However, the method of the OSI has been shown to be attrac-

tive for verifying the patient's pretreatment position, monitoring and for gating treatment. The system works through a visible light project on patient's skin, and the re-projection was captured by high-speed camera to generate the real-time 3D surface image. The OSI technique was found to be a simple, fast, reproduce and accurate verification for daily patient setup. Several studies had reported the application of OSI in many treated sites<sup>[8-14]</sup>. Moreover, with their real-time imaging, the feasibility and accuracy of the OSI for patient positioning and respiratory motion monitoring in radiotherapy of breast cancer, was as well presented<sup>[15-16]</sup>.

The Catalyst™ OSI system (C-RAD AB, Uppsala, Sweden) was currently installed at Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, and applied for DIBH technique in left-sided breast cancer patients. Before starting the clinical activity, a test to ensure the performance of the OSI system which consists of the Sentinel™ camera at computed tomography (CT) simulation room, and three Catalyst™ cameras at treatment room, in terms of precision and reproducibility of the measures was conducted according to recommendation from American Associa-

tion of Physicists in Medicine (AAPM) task group report number 147<sup>[17]</sup>. The capability evaluation of the OSI system in patient setup compared with the image-guided radiation therapy (IGRT) method was also performed and reported.

## Materials and Methods

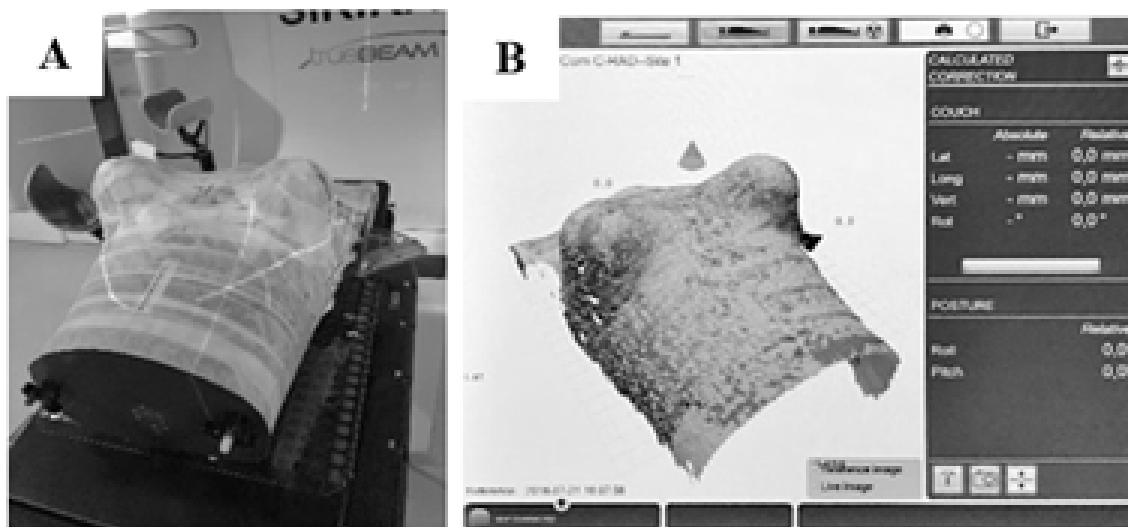
### 1. Acceptance and Commissioning Test of the Catalyst™ OSI System

To commission the Catalyst™ OSI system, the origin of the Sentinel™ and three Catalyst™ cameras were firstly calibrated to the isocenter of CT simulator (Brilliant Big Bore, Philips Healthcare, Andover, MA, USA) and the linac treatment machine (TrueBeam, Varian, Palo Alto, CA, USA) using the daily check phantom (C-RAD AB, Uppsala, Sweden). Dimension of the localization field of view and, the communication of the OSI with the oncology information system were then examined to assess their performance in creating surface image and transferring of the patient data. The reproducibility test were also carried out by the thorax humanoid phantom was scanned in every 1 minute for 10 times in all translational and rotational directions, and recorded the system reading of couch deviations. For static localization accuracy test, the

thorax phantom was aligned by the room laser and displaced at 1, 2, 3, 5 and 10 cm from the treatment isocenter in all translational, as well as 1, 2 and 3 degree in all rotational directions. All measurements were repeated 3 times in each position, and the couch deviations were detected by the c4D Client software (C-RAD AB, Uppsala, Sweden) and compared with the experiment results. About the dynamic accuracy test, the reference surface image and gating point of the CIRS dynamic phantom (CIRS, Norfolk, VA, USA) was created with the Sentinel™ system. At the treatment room, the phantom was positioned at the treatment isocenter, and move vertically to the well-defined amplitude at 5, 10, 15, 20 and 25 mm, by the CIRS motion control software. The amplitude data which detected by the OSI were recorded and compared with the known setting. Same procedure was repeated by shifting the phantom at 5 to 25 cm laterally from the treatment isocenter.

To ensure the overall accuracy of patient setup with the OSI, the fully end-to-end test with thorax humanoid phantom was also undertaken. The

phantom was positioned on the breast board positioning device (CIVCO support system, Orange City, Iowa, USA) and aligned with the CT room laser. The reference surface image of phantom was captured by using the Sentinel™ system, and then the phantom was underwent CT scan with breast exposure protocol with 3mm slice thickness. The CT dataset of the phantom was sent to the Eclipse treatment planning system (TPS) version 13.6.23 (Varian, Palo Alto, CA, USA) for contouring and planning. After that, the reference surface image and treatment isocenter from the planning system were sent to the Catalyst™ workstation for setup. At the treatment room, the phantom was initially setup relative to treatment isocenter as shown in **Figure 1A**. Then, the actual surface image was created and compared to the reference surface image to determine the setup error (**Figure 1B**). The couch correction vector from Catalyst™ system was delivered to the linac control system and using the couch shift to correct the position. Subsequently, CBCT image was acquired to verify the phantom position, and the residual setup error from the Catalyst™ system were recorded.



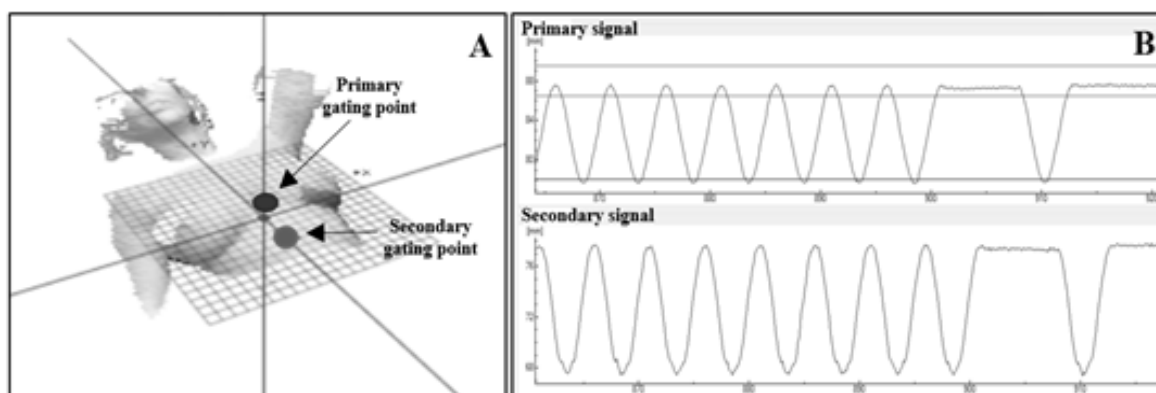
**Figure 1.** (A) Thorax phantom alignment to treatment isocenter and, (B) actual surface image generated by Catalyst™ OSI system and compared with reference surface image, and calculated couch correction vectors to determine the setup error.

## 2. Efficacy of the Catalyst™ OSI System for Patient Setup in Left-sided Breast Cancer with DIBH Technique

Couch residual error from the OSI compared with the CBCT were analyzed from a total number of 202 setups in 16 left-sided breast cancer patients. All patients were in supine position on breast board, and then was underwent CT scanning with breast exposure protocol with 3 mm slice thickness in free breath condition. After that, the Sentinel™ camera created the reference surface in free breath condition and the radiation therapist defined the primary gating points on xiphoid process and secondary gating

points on abdomen (**Figure 2A**) to observe the respiratory signal. Moreover, the patients wore a video goggle and they were coached to breathe. For DIBH curve training, 3 mm gating window at the level of stable deep-inspiration as shown in **Figure 2B** was established and used for respiratory motion control during patients receiving DIBH CT scanning. Finally, the respiratory pattern and reference surface images from the Sentinel™ camera were sent to the Catalyst™ workstation at treatment room.

At the treatment room, all patients were aligned to the treatment isocenter using skin marks and localization laser



**Figure 2** (A) Primary gating point is placed on xiphoid process and secondary gating point is placed on abdomen. (B) Respiratory pattern generated by Sentinel™ software.

system. With free breath, the three Catalyst™ cameras created the actual surface position and compared with reference surface image to correct the setup deviation. Then, the patients were coached to respire and hold at the specified level of deep inspiration and monitored their respiratory signal by wore a video goggles. Once patients were in DIBH, the routine IGRT as kV-planar, and CBCT images were acquired to ensure the accuracy of patient position by the Catalyst™ system. In this study, the 72 CBCT images were registered with DIBH CT images, while 130 kV-planar images were compared to digitally reconstructed radiography (DRR) image using bony matching. The couch displacement from Catalyst™ system with routine kV-planar and CBCT in lateral, longitudinal, and

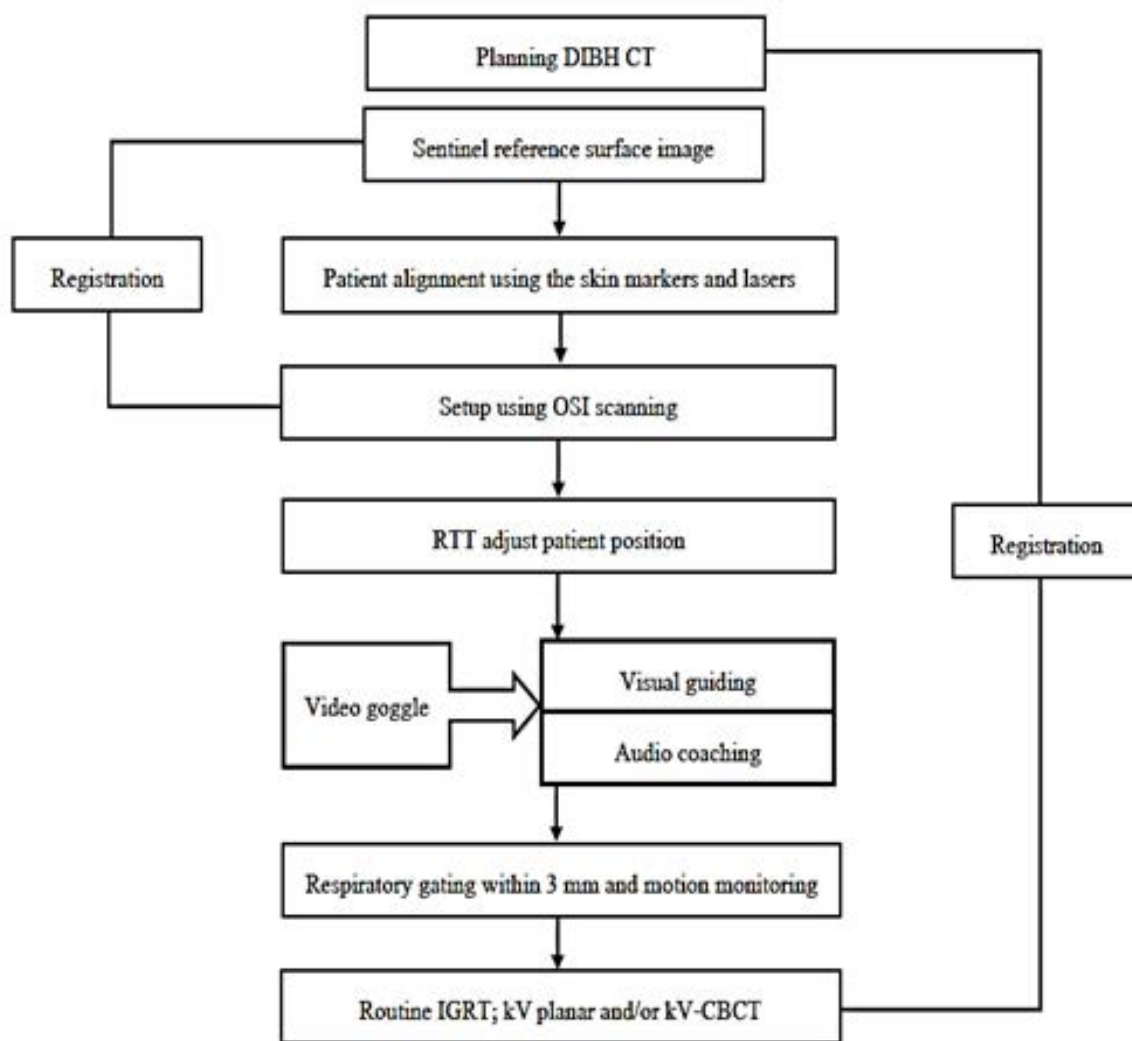
vertical directions were collected and recorded. Mean  $\pm$  standard variation (SD) of the deviations in all directions were calculated and used for an analysis in patient positioning efficacy of the OSI. **Figure 3** shows schematic workflow for patient positioning in left-sided breast cancer with DIBH technique at Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital.

## Results

### 1. Performance of the Catalyst™ OSI system

Both Sentinel™ and Catalyst™ cameras were properly installed and accurately calibrated to the isocenter of the CT simulator and linear accelerator. The communication and integration of the





**Figure 3** Schematic workflow for patient positioning in left-sided breast cancer with DIBH technique at Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital.

system with all peripheral equipment was fully functioned. The scan volume was found to be acceptable for clinical use, by the dimension in lateral, longitudinal and vertical axis was  $75 \times 100 \times 55 \text{ cm}^3$  for the Sentinel<sup>TM</sup>, and  $70 \times 75 \times 70 \text{ cm}^3$  for the Catalyst<sup>TM</sup> system. The reproducibility

test also showed the results with mean variation  $\pm$  SD in lateral, longitudinal, and vertical directions were  $0.18 \pm 0.06$  mm,  $0.11 \pm 0.06$  mm, and  $0.14 \pm 0.05$  mm, respectively. The rotational deviation in pitch, roll, and rotations were  $0.22 \pm 0.06^\circ$ ,  $0.03 \pm 0.05^\circ$ , and  $0.04 \pm 0.05^\circ$ , respectively.

For static localization accuracy test, the data showed mean variation  $\pm$  SD in lateral, longitudinal, and vertical of  $0.13\pm0.10$  mm,  $0.19\pm0.09$  mm, and  $0.23\pm0.17$  mm, respectively. The rotational deviation in pitch, roll, and rotation were presented to be  $0.01\pm0.07^\circ$ ,  $0.07\pm0.03^\circ$ , and  $0.03\pm0.05^\circ$ , respectively. About dynamic localization accuracy test, the data presented the mean variation  $\pm$  SD was  $0.05\pm0.41$  mm.

## 2. Efficacy of the Catalyst™ OSI System for Patient Setup in Left-sided Breast Cancer with DIBH Technique

Table 1 and Figure 4 present the mean  $\pm$  SD of the couch deviations associated with 202 individual setups with the OSI and retrospective compared with kV and CBCT images. The clinical study showed good agreement between

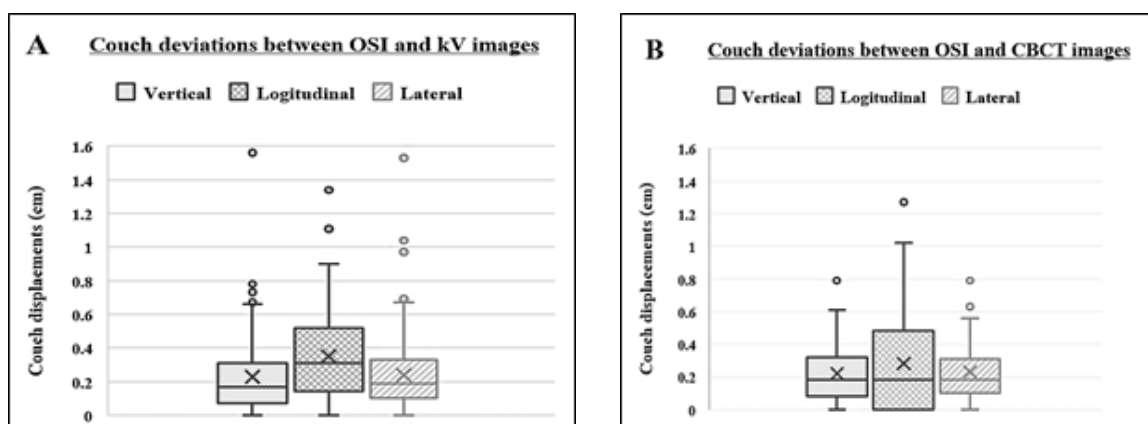
the Catalyst™ OSI and 130-kV images within 3.5 mm in all directions, while the couch displacement less than 3 mm was demonstrated when compared with 72-CBCT.

## Discussion

For modern external beam radiotherapy, the accuracy and precision of patient positioning play an important role in an increase of the tumor control and reduction of normal tissue complications probabilities. To maintain the patient's setup, the IGRT as a standard practice for patient's position verification, had demonstrated their benefit to improve treatment quality. Using the daily CBCT in locally advanced lung cancer, an improvement of 16% in 2-year locoregional failure-free survival was reported<sup>[18]</sup>. For head and neck cancer, the application of CBCT also help

**Table 1** Mean + SD of the couch displacements compared between OSI&kV-planar and OSI&CBCT images in 202 treatment setups

Directions	Couch Displacements (mm)	
	kV Images (N=130)	CBCT (N=72)
Lateral	2.4 $\pm$ 2.2	2.3 $\pm$ 1.7
Longitudinal	3.5 $\pm$ 2.6	2.8 $\pm$ 3.1
Vertical	2.3 $\pm$ 2.2	2.2 $\pm$ 1.9



**Figure 4** Setup deviations comparison between (A) OSI & kV-planar and (B) OSI&CBCT in 202 treatment setups

in reducing 2-3 mm of the PTV margin<sup>[19]</sup>. However, the limitation of IGRT came from the imaging dose, which can result in the potential risk of secondary malignancies<sup>[20-22]</sup>.

The OSI system, which provided a real-time imaging, as well as the positioning verification, was found to be an alternative approach to improve patient setup. The analysis of 224 fractions in patients with head and neck, thoracic, and pelvic targets using the OSI after patient position correction by CBCT, the disagreement was  $0.7 \pm 2.8$  mm in lateral,  $-1.3 \pm 4.0$  mm in longitudinal, and  $1.5 \pm 3.6$  mm in vertical direction that agree with the study of Stieler F et al. who found the largest shifts in longitudinal and vertical directions<sup>[8]</sup>. They concluded a good agreement of the OSI detection with CBCT. For OSI in breast cancer setup, the study of

Gaisberger C et al.<sup>[9]</sup> and Ma Z et al.<sup>[13]</sup> showed the agreement between the OSI and standard CBCT within 5 mm in all translational directions. Moreover, the total time for setup, image registration and couch correction for OSI ( $66.8 \pm 17.7$  sec) was significantly shorter than CBCT ( $308.0 \pm 10.3$  sec)<sup>[13]</sup>. The OSI was reported to increase precision of patient positioning during breast cancer radiotherapy.

About the application of OSI for DIBH in left-sided breast cancer radiotherapy, the capability in providing the respiratory signal as well as the real-time feedback information was shown to be the effective tool to maintain patient's chest wall during dose delivery. The study of Schonecker S et al.<sup>[16]</sup> showed the mean heart dose could be decreased by 52% ( $p=0.011$ ) in patients treated with DIBH

and OSI system. In our study, with the retrospectively analysis from 202 setups of 16 left-sided breast cancer patients with the gating window 3 mm, the residual setup error from Catalyst™ OSI was within 3 mm in all translational directions when compared with CBCT and kV images. The uncertainty of arm positions of the patients using the breast board<sup>[23]</sup> as well as the accuracy in image registration, which strongly depends on skills and experience of the radiation therapist, are factors for correction the positioning. Appropriate camera setting is also another important parameter, that OSI image quality is found to be influenced by the surface shape, color and resolution<sup>[8]</sup>.

To ensure the dosimetric benefit from DIBH technique, well co-operation and ability to hold their breath from the patient are essential to maintain the patient position during treatment. We found that the audio-visual coaching came with system help the patients in controlling

their respiratory pattern to be within the specified gating window. In our protocol, the 3 mm gating window was observed to be effective and practicable in clinical routine.

## Conclusion

The Catalyst™ OSI system is found to be a suitable image-guidance for DIBH radiotherapy in left-sided breast cancer. It is an effective tool for daily positioning which no additional radiation dose, as well as their real-time feedback, which is helpful for monitoring the respiratory signal during gating treatment delivery. Further study with more sample size is also suggested to affirm the study results.

## Acknowledgement

We would like to express my special thanks of Division of Radiation Oncology, Department of Radiology, Faculty of Medicine Siriraj Hospital, Mahidol University, Bangkok, Thailand.

## References

1. Speers C, Pierce LJ. Postoperative Radiotherapy After Breast-Conserving Surgery for Early-Stage Breast Cancer: A Review. *JAMA oncology*. 2016;2:1075-82.
2. McGale P, Taylor C, Correa C, Cutter D, Duane F, Ewertz M, 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.
3. Paszat LF, Mackillop WJ, Groome PA, Schulze K, Holowaty E. Mortality from myocardial infarction following postlumpectomy radiotherapy for breast cancer: a population-based study in Ontario, Canada. *Int j radiat oncol biol phys* 1999;43:755-62.
4. Hayden AJ, Rains M, Tiver K. Deep inspiration breath hold technique reduces heart dose from radiotherapy for left-sided breast cancer. *J Med Imaging Radiat Oncol*. 2012;56: 464-72.
5. Nissen HD, Appelt AL. Improved heart, lung and target dose with deep inspiration breath hold in a large clinical series of breast cancer patients. *Radiotherapy and oncology: Radiother Oncol*. 2013;106:28-32.
6. Latty D, Stuart KE, Wang W, Ahern V. Review of deep inspiration breath--hold techniques for the treatment of breast cancer. *J Med Radiat Sci*. 2015;62:74-81.
7. Bergom C., Currey A., Desai N., Tai A., & Strauss J. B. (2018). Deep Inspiration Breath Hold: Techniques and Advantages for Cardiac Sparing During Breast Cancer Irradiation. *Front Oncol*. 8, 87.
8. Stieler F, Wenz F, Shi M, Lohr F. A novel surface imaging system for patient positioning and surveillance during radiotherapy. A phantom study and clinical evaluation. *Strahlenther Onkol* 2013;189: 938-44.
9. Gaisberger C, Steininger P, Mitterlechner B, Huber S, Weichenberger H, Sedlmayer F, et al. Three-dimensional surface scanning for accurate

- patient positioning and monitoring during breast cancer radiotherapy. *Strahlenther Onkol* 2013;189: 887-93.
10. Pallotta S, Vanzi E, Simontacchi G, Marrazzo L, Ceroti M, Paiar F, et al. Surface imaging, portal imaging, and skin marker set-up vs. CBCT for radiotherapy of the thorax and pelvis. *Strahlenther Onkol* 2015;191: 726-33.
  11. Walter F, Freisleder P, Belka C, Heinz C, Söhn M, Roeder F. Evaluation of daily patient positioning for radiotherapy with a commercial 3D surface-imaging system (Catalyst™). *Radiat Oncol* 2016;11: 154
  12. Stanley DN, McConnell KA, Kirby N, Gutierrez AN, Papanikolaou N, Rasmussen K. Comparison of initial patient setup accuracy between surface imaging and three point localization: A retrospective analysis. *J Appl Clin Med Phys*. 2017;18:58-61.
  13. Ma Z, Zhang W, Su Y, Liu P, Pan Y, Zhang G, et al. Optical Surface Management System for Patient Positioning in Interfractional Breast Cancer Radiotherapy. *Biomed Res Int*. 2018;2018:6415497
  14. Hoisak JDP, Pawlicki T. The Role of Optical Surface Imaging Systems in Radiation Therapy. *Semin radiat oncol* 2018;28:185-93.
  15. Hepp R, Ammerpohl M, Morgenstern C, Nielinger L, Erichsen P, Abdallah A, et al. Deep inspiration breath-hold (DIBH) radiotherapy in left-sided breast cancer. *Strahlenther Onkol* 2015;191:710-6.
  16. Schonecker S, Walter F, Freisleder P, Marisch C, Scheithauer H, Harbeck N, et al. Treatment planning and evaluation of gated radiotherapy in left-sided breast cancer patients using the Catalyst™/Sentinel™ system for deep inspiration breath-hold (DIBH). *Radiat Oncol* (London, England). 2016;11:143.
  17. Willoughby T, Lehmann J, Bencomo JA, Jani SK, Santanam L, Sethi A, et al. Quality assurance for non-radiographic radiotherapy localization and positioning systems: Report of Task Group 147. *Med. Phys*. 2012;39:1728-47.

18. Kilburn JM, Soike MH, Lucas JT, Ayala-Peacock D, Blackstock W, Isom S, et al. Image guided radiation therapy may result in improved local control in locally advanced lung cancer patients. *Pract Radiat Oncol.* 2016;6:e73-e80.
19. Den RB, Doemer A, Kubicek G, Bednarz G, Galvin JM, Keane WM, et al. Daily image guidance with cone-beam computed tomography for head-and-neck cancer intensity-modulated radiotherapy: a prospective study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2010;76:1353-9.
20. Murphy MJ, Balter J, Balter S, BenComo JA. Jr., Das IJ, Jiang SB, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Med. Phys.* 2007;34:4041-63.
21. Ding GX, Alaei P, Curran B, Flynn R, Gossman M, Mackie TR, et al. Image guidance doses delivered during radiotherapy: Quantification, management, and reduction: Report of the AAPM Therapy Physics Committee Task Group 180. *Med. Phys.* 2018;45:e84-e99.
22. Alaei P, Spezi E. Imaging dose from cone beam computed tomography in radiation therapy. *Phys Med.* 2015;31:647-58.
23. Jassal K, Bisht S, Kataria T, Sachdev K, Choughle A, et al. (2013) Comparison of Geometrical Uncertainties in Breast Radiation Therapy with Different Immobilization Methods. *J Nucl Med Radiat Ther* 4:140.



# THASTRO ANNUAL SURVEY 2017-2018

## Services, Manpower and Equipment in Thailand Radiation Oncology Centers

- พญ.กิตต์วดี ศักดิ์ศรีชัย  
โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ กทม.
- สุกัญญา มิ่งไชย, นาทยา สมแสนต์  
โรงพยาบาลศิริราช กทม.
- สัจจา ใจครอง  
โรงพยาบาลศิริราชปิยมหาราชการุณย์ กทม.
- นพ.ธิตี สว่างศิลป์, พวงเพ็ญ ตั้งบุญดวงจิตร์  
โรงพยาบาลรามาริบัติ กทม.
- นพ.ภูริวัฒน์ เมืองวงศ์  
โรงพยาบาลมหาราชนครเชียงใหม่ เชียงใหม่
- อัมพร ฝันเขียน, นพ.เต็มศักดิ์ พึ่งรัมย์  
โรงพยาบาลสงขลานครินทร์ สงขลา
- นพ. คมสันต์ รำรองนันทสกุล  
โรงพยาบาลศรีนครินทร์ ขอนแก่น
- พญ.อรพรรณ คำเจริญ, รัชดาภรณ์ ป้องชาลี  
โรงพยาบาลมหาวิทยาลัยนครสวรรค์ พิษณุโลก
- ร.ต.หญิง ปียกานต์ วงศาโรจน์  
โรงพยาบาลภูมิพลอดุลยเดช
- พญ.สุพิชา วงษ์พูล  
โรงพยาบาลพระมงกุฎเกล้า กทม.
- พญ.กณิศา ร่องศรีแย้ม โรงพยาบาลวชิระ กทม.
- นันทวดี เทียวเจริญ โรงพยาบาลราชวิถี กทม.
- พญ.ปรารังระวี แสงจันทร์, นิชาภัทร พุทธจรรยา  
โรงพยาบาลธรรมศาสตร์เฉลิมพระเกียรติ  
ปทุมธานี
- นพ.พัชร พยัพพานนท์, ชัยสิทธิ์ สนิทกลาง  
โรงพยาบาลมหาราชนครราชสีมา นครราชสีมา
- นพ.ชวลิต หลักดี เกศราภรณ์ คงสุโข  
ธัญญรัตน์ โพธิ์โชติ เบญจรัตน์ พรจันทรารักษ์  
โรงพยาบาลพุทธชินราช พิษณุโลก
- พญ.จิตาธิปไตย สุวรรณาลัย  
โรงพยาบาลอุดรดิตถ์ อุดรดิตถ์
- ไชยา ช่างทุ่งใหญ่ โรงพยาบาลราชบุรี ราชบุรี
- นพ.วรพินิจ พาสกุล โรงพยาบาลขอนแก่น ขอนแก่น
- พญ.สวณีย์ นิรันดร์ศิริผล  
โรงพยาบาลร้อยเอ็ด ร้อยเอ็ด
- พญ.สุภาพรรณ วิทยาณวัฒน์  
โรงพยาบาลสุรินทร์ สุรินทร์
- นพ.เกียรติศักดิ์ พรหมเสนา  
โรงพยาบาลสกลนคร สกลนคร
- นพ.สิทธินันท์ รุ่งจรัสศิริ  
โรงพยาบาลสวรรค์ประชารักษ์ นครสวรรค์
- พญ.กุลฉัตร ภูโกสัย  
โรงพยาบาลมหาชัยราชนครินทร์ ปทุมธานี
- ชุตติกาญจน์ ไชยสุ โรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ กทม.
- ธิดา นิยมไทย สถาบันมะเร็งแห่งชาติ กทม.
- พิเชษฐ์ อุเบอร โรงพยาบาลมะเร็งชลบุรี ชลบุรี
- นพ.ธรรส ตุงคะสมบัติ  
โรงพยาบาลมะเร็งอุดรธานี อุดรธานี
- พญ.อัจฉริยาพร ทองแถว  
โรงพยาบาลมะเร็งอุบลราชธานี อุบลราชธานี
- ฝากทิพย์ บุญยะตุลานนท์, พญ.ดรุณี สอนพลู  
โรงพยาบาลมะเร็งสุราษฎร์ธานี สุราษฎร์ธานี
- ณรงค์ ชุมภู โรงพยาบาลมะเร็งลำปาง ลำปาง
- นพ.จิรศักดิ์ สุภาบุรณ์  
โรงพยาบาลมะเร็งลพบุรี ลพบุรี
- บุญรัตน์ วุฒิประเสริฐพงศ์  
โรงพยาบาลบำรุงราษฎร์ กทม.
- เกรียงเดช บุญลืออักษรณ์  
โรงพยาบาลวัดโสมนัส กทม.
- กนกรัตน์ ประกอบกิจ  
สถานพยาบาลศูนย์มะเร็งกรุงเทพ

วาดข้อมูลของโรงพยาบาลรังสีรักษาและเวชศาสตร์นิวเคลียร์พิษณุโลก

INSTITUTE	รวม	รพ. จุฬาลงกรณ์ ภทณ.	รพ. ศิริราช ภทณ.	รพ. ศิริราชปิทยมหารา ภทณ.	รพ. รามาธิบดี ภทณ.	รพ. มหาราช เชียงใหม่	รพ. สงขลานครินทร์ สงขลา
<b>MANPOWER <sup>1</sup></b>							
Number of radiation oncologists (fulltime)	132	12	9	1	10	6	5
Number of radiation oncologists (parttime)	42	2	1	6	1	0	1
Number of medical physicists (fulltime)	129	12	11	1	14	5	5
Number of medical physicists (parttime)	10	0	1	1	0	1	1
Number of radiotherapy technicians (fulltime)	295	26	27	6	23	14	14
Number of radiotherapy technicians (parttime)	4	0	0	1	0	0	0
Number of dosimetrists (fulltime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of dosimetrists (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of registered nurses (fulltime)	178	8	19	3	9	9	7
Number of practical nurses (fulltime)	58	1	17	4	3	0	2
Number of nurses (parttime)	6	0	0	0	0	0	1
<b>EQUIPMENTS <sup>1</sup></b>							
Low-energy X ray	3	1	0	0	1	0	0
Co-60	10	0	0	0	0	0	0
Linear accelerator	72	6	3	1	3	3	4
Gamma Knife	0	0	0	0	0	0	0
Robotic radiosurgery	2	0	0	0	1	0	0
Helical radiotherapy (tomotherapy)	3	0	0	0	1	1	0
Treatment planning system (system)	70	1	2	1	4	4	3
Treatment planning system (workstation)	253	16	25	4	20	10	16
Conventional simulator	28	1	1	0	1	1	1
CT simulator	33	2	2	1	1	1	1
MRI simulator	6	2	1	0	1	0	0
Cone beam CT	32	5	3	1	2	1	0
Brachytherapy manual after loading unit	1	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit LDR	2	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit MDR	0	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit HDR	30	1	1	1	1	1	1
Intravascular brachytherapy system	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	6	0	1	0	2	0	0
<b>PATIENTS</b>							
Number of patients consulted per year	46570	2886	3044	895	2605	2222	3197
Number of treated with radiotherapy per year - new cases	37151	2791	1861	317	1663	2093	2903
Number of treated with radiotherapy per year - old cases	7082	1018	284	73	242		294
<b>RADIOTHERAPY SERVICES</b>							
<b>TELETERAPY <sup>3</sup></b>							
Leukaemia	107	20	14	0	8	3	14
Lymphoma Hodgkin	348	22	7	1	12	96	
Lymphoma Non-Hodgkin	790	127	43	19	75	81	46
Eye	64	2	2	0	13	4	5
Breast	9854	951	420	103	480	364	579
Lung/thorax tumours	4447	488	164	84	242	163	332
Esophagus	1046	115	30	6	37	26	122
Cervix	4201	195	127	13	80	244	285
Uterus	1011	81	44	0	59	33	79
Ovary	134	24	5	1	6	7	10
Other gynaecological tumours	426	13	16	6	5	0	19
Nasopharynx	1571	175	69	15	59	34	101
Head/neck tumours Non-Nasopharynx	5320	429	190	20	156	38	404
Brain (primary only)	1258	100	39	19	186	82	99
Skin	430	16	17	2	19	22	33
Bladder	353	25	17	5	24	25	14
Prostate	1274	155	182	36	81	42	35
Kidney	145	21	3	8	11	3	11
Testis	35	0	0	0	1	0	2
Other urological tumours	134	3	4	2	2	0	3
Colon and rectum	3695	256	118	28	139	264	188
Other digestive tumours (stomach, liver)	1208	159	36	16	19	74	57
Bone and soft tissue tumours (primary only)	700	105	34	11	32	31	77
Paediatric brain tumours	131	22	7	0	20	3	20
Paediatric lymphoma & leukemia	59	6	9	0	3	3	4
Paediatric Neuroblastoma	17	0	0	0	2	1	2
Paediatric Rhabdomyosarcoma	15	3	1	0	5	1	0
Paediatric Wilm's tumour	25	0	3	0	4	0	7
Other paediatric tumours	71	10	14	0	8	0	7
Benign diseases	495	118	163	0	31	46	12
Unknown primary tumours	686	62	73	0	15	2	27
Other .....	1756	106	10	0	71	401	39
<b>TOTAL</b>	<b>42090</b>	<b>3809</b>	<b>1,861</b>	<b>395</b>	<b>1905</b>	<b>2093</b>	<b>2633</b>
Brain metastasis	2335	NA	204	56	164	84	234
Bone metastasis	2938	NA	130	95	241	86	240
<b>BRACHYTHERAPY <sup>4</sup></b>							
Head/neck	36	0	0	0	0	6	0
Eye	12	0	0	0	12	0	0
Skin	5	0	1	0	0	0	0
Brain	0	0	0	0	0	0	0
Lung	2	0	0	0	0	2	0
Colorectal	6	0	0	0	2	0	0
Other GI (e.g. liquid brachytherapy for liver metastases)	0	0	0	0	0	0	0
Breast	43	3	0	0	0	0	0
Gynaecological tumours	16562	496	878	30	399	706	1083
Prostate	87	0	15	0	0	0	0
Intravascular brachytherapy	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	12	0	0	0	7	5	0
<b>TOTAL</b>	<b>16764</b>	<b>499</b>	<b>894</b>	<b>30</b>	<b>420</b>	<b>719</b>	<b>1083</b>
<b>SPECIAL TECHNIQUES <sup>5</sup></b>							
Intraoperative radiation therapy	64	23	17	0	0	0	0
Total body irradiation	19	9	0	0	7	0	0
Total lymphoid irradiation	2	2	0	0	0	0	0
Stereotactic intracranial irradiation	496	132	59	0	190	26	13
Stereotactic extracranial irradiation	214	75	9	0	35	15	5
Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)	8592	1306	545	194	1156	415	542
Image-guided radiation therapy (IGRT)	15221	2285	1,509	385	1466	426	1284

<sup>1</sup> Data in June 2018

<sup>2</sup> Data of patients from January-December 2017

<sup>3</sup> number of patients

<sup>4</sup> number of insertions

<sup>5</sup> look at definition in DEFINITION file

INSTITUTE	รพ. ศรีนครินทร์ ขอนแก่น	รพ. ม.นเรศวร พิษณุโลก	รพ. พระมงกุฎเกล้า กทม.	รพ.ภูมิพลอดุลยเดช กทม.	รพ.วชิระ กทม.	รพ.ราชวิถี กทม.	รพ.ธรรมศาสตร์ ปทุมธานี
<b>MANPOWER <sup>1</sup></b>							
Number of radiation oncologists (fulltime)	6	2	3	3	4	2	2
Number of radiation oncologists (parttime)	0	0	2	1	0	1	2
Number of medical physicists (fulltime)	3	2	2	2	3	4	2
Number of medical physicists (parttime)	0	0	1	0	1	0	0
Number of radiotherapy technicians (fulltime)	11	6	4	3	6	6	4
Number of radiotherapy technicians (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of dosimetrists (fulltime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of dosimetrists (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of registered nurses (fulltime)	6	3	1	3	3	3	2
Number of practical nurses (fulltime)	5	0	4	0	0	0	2
Number of nurses (parttime)	0	0	0	0	3	1	0
<b>EQUIPMENTS <sup>1</sup></b>							
Low-energy X ray	1	0	0	0	0	0	0
Co-60	0	0	1	0	1	0	1
Linear accelerator	4	1	2	1	1	1	1
Gamma Knife	0	0	0	0	0	0	0
Robotic radiosurgery	0	0	0	0	0	0	0
Helical radiotherapy (tomotherapy)	0	0	0	0	0	0	0
Treatment planning system (system)	3	2	3	1	1	1	2
Treatment planning system (workstation)	15	4	4	2	4	3	7
Conventional simulator	1	1	1	0	2	1	0
CT simulator	1	1	1	1	1	1	1
MRI simulator	0	0	0	0	0	0	1
Cone beam CT	2	0	1	0	0	1	1
Brachytherapy manual after loading unit	0	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit LDR	0	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit MDR	0	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit HDR	1	1	1	1	1	1	1
Intravascular brachytherapy system	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	0	0	0	0	0	0	0
<b>PATIENTS</b>							
Number of patients consulted per year	1473	309	861	620	1368	1261	183
Number of treated with radiotherapy per year - new cases	1104	270	662	416	1108	960	553
Number of treated with radiotherapy per year - old cases	51	39	99	36	146	1347	4
<b>RADIOTHERAPY SERVICES</b>							
<b>TELETERAPY <sup>3</sup></b>							
Leukaemia	2	2	0	1	6	3	6
Lymphoma Hodgkin	9	0	11	6	6	16	14
Lymphoma Non-Hodgkin	23	7	23	13	12	7	1
Eye	2	0	0	0	5	24	1
Breast	184	51	169	101	192	114	74
Lung/thorax tumours	59	64	109	63	65	40	27
Esophagus	12	11	16	23	38	19	23
Cervix	94	16	56	37	168	130	54
Uterus	29	2	24	9	48	94	1
Ovary	5	3	2	0	5	10	0
Other gynaecological tumours	3	0	3	1	5	50	11
Nasopharynx	127	8	18	12	86	30	10
Head/neck tumours Non-Nasopharynx	205	29	85	75	262	154	41
Brain (primary only)	81	17	14	6	44	28	31
Skin	12	7	8	1	14	12	1
Bladder	4	3	8	10	34	12	10
Prostate	25	28	58	20	42	43	35
Kidney	2	0	2	0	3	0	0
Testis	1	0	1	3	3	1	0
Other urological tumours	3	3	2	0	3	18	7
Colon and rectum	78	27	53	36	61	57	24
Other digestive tumours (stomach, liver)	26	10	23	8	57	15	10
Bone and soft tissue tumours (primary only)	24	9	46	8	31	23	4
Paediatric brain tumours	27	0	4	1	4	0	3
Paediatric lymphoma & leukemia	14	0	3	0	4	0	0
Paediatric Neuroblastoma	3	0	3	0	4	0	1
Paediatric Rhabdomyosarcoma	2	0	0	2	0	0	0
Paediatric Wilm's tumour	3	0	2	0	0	0	1
Other paediatric tumours	8	0	2	1	2	0	3
Benign diseases	14	1	4	2	9	0	7
Unknown primary tumours	23	7	6	6	25	12	26
Other .....	0	4	6	7	16	246	0
<b>TOTAL</b>	<b>1104</b>	<b>307</b>	<b>761</b>	<b>452</b>	<b>1254</b>	<b>1344</b>	<b>426</b>
Brain metastasis	51	20	70	31	128	70	44
Bone metastasis	42	38	108	39	288	119	83
<b>BRACHYTHERAPY <sup>4</sup></b>							
Head/neck	3	0	0	0	0	0	0
Eye	0	0	0	0	0	0	0
Skin	0	0	0	0	1	0	0
Brain	0	0	0	0	0	0	0
Lung	0	0	0	0	0	0	0
Colorectal	0	0	0	0	0	0	0
Other GI (e.g. liquid brachytherapy for liver metastases)	0	0	0	0	0	0	0
Breast	0	0	0	0	0	0	0
Gynaecological tumours	385	9	196	198	506	582	63
Prostate	0	0	6	0	0	0	0
Intravascular brachytherapy	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	0	0	0	0	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>388</b>	<b>9</b>	<b>202</b>	<b>198</b>	<b>506</b>	<b>582</b>	<b>63</b>
<b>SPECIAL TECHNIQUES <sup>5</sup></b>							
Intraoperative radiation therapy	0	0	0	0	0	0	0
Total body irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Total lymphoid irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Stereotactic intracranial irradiation	21	0	0	0	0	0	3
Stereotactic extracranial irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)	246	32	0	124	4	60	312
Image-guided radiation therapy (IGRT)	1155	0	1	0	0	163	658

<sup>1</sup> Data in June 2018

<sup>2</sup> Data of patients from January-December 2017

<sup>3</sup> number of patients

<sup>4</sup> number of insertions

<sup>5</sup> look at definition in DEFINITION file

INSTITUTE	รพ.มหาวิทยาลัย นครราชสีมา	รพ.พุทธชินราช พิษณุโลก	รพ.อุตรดิตถ์ อุตรดิตถ์	รพ.ราชบุรี ราชบุรี	รพ.สุรินทร์ สุรินทร์	รพ.สกลนคร สกลนคร	รพ.ร้อยเอ็ด ร้อยเอ็ด
<b>MANPOWER <sup>1</sup></b>							
Number of radiation oncologists (fulltime)	4	3	1	3	2	1	2
Number of radiation oncologists (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of medical physicists (fulltime)	1	3	0	2	0	3	3
Number of medical physicists (parttime)	0	0	0	1	1	0	0
Number of radiotherapy technicians (fulltime)	7	6	0	5	4	3	4
Number of radiotherapy technicians (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of dosimetrists (fulltime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of dosimetrists (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of registered nurses (fulltime)	3	3	0	4	0	3	3
Number of practical nurses (fulltime)	0	0	0	0	4	0	1
Number of nurses (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
<b>EQUIPMENTS <sup>2</sup></b>			All equipments used at Buddhachinaraj Phitsanulok Hospital				
Low-energy X ray	0	0		0	0	0	0
Co-60	2	1		0	0	0	0
Linear accelerator	1	1		1	1	1	1
Gamma Knife	0	0		0	0	0	0
Robotic radiosurgery	0	0		0	0	0	0
Helical radiotherapy (tomotherapy)	0	0		0	0	0	0
Treatment planning system (system)	1	2		2	1	1	1
Treatment planning system (workstation)	4	2		1	1	2	4
Conventional simulator	1	1		1	1	0	0
CT simulator	1	1		0	0	1	1
MRI simulator	0	0		0	0	0	0
Cone beam CT	0	0		0	0	0	1
Brachytherapy manual after loading unit	0	0		0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit LDR	0	0		0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit MDR	0	0		0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit HDR	1	1		1	1	0	1
Intravascular brachytherapy system	0	0		0	0	0	0
Other .....	0	0		0	0	0	0
<b>PATIENTS</b>						<sup>6</sup>	
Number of patients consulted per year	1992	1923	339	1732	1017	47	315
Number of treated with radiotherapy per year - new cases	1764	976	107	867	719	33	99
Number of treated with radiotherapy per year - old cases	121	100	0	69	41	0	1
<b>RADIOTHERAPY SERVICES</b>							
<b>TELETERAPY <sup>3</sup></b>							
Leukaemia	3	1	0	4	0	0	0
Lymphoma Hodgkin	30		0	8	2	1	0
Lymphoma Non-Hodgkin	15	24	3	2	10	0	2
Eye	4	0	0	0	1	0	0
Breast	272	334	43	233	147	3	8
Lung/thorax tumours	96	137	19	27	45	6	2
Esophagus	60	0	0	39	35	0	2
Cervix	206	163	3	102	66	4	12
Uterus	0	15	0	5	10	1	4
Ovary	6	1	0	0	2	0	0
Other gynaecological tumours	65	48	0	41	2	0	0
Nasopharynx	40	30	0	5	35	1	1
Head/neck tumours Non-Nasopharynx	299	226	5	104	142	5	6
Brain (primary only)	48	47	4	17	10	0	3
Skin	1	3	0	1	2	0	1
Bladder	18	0	0	7	5	1	0
Prostate	1	1	3	3	12	0	2
Kidney	35	0	0	0	0	0	1
Testis	0	1	0	0	2	0	0
Other urological tumours	12	0	1	1	1	2	1
Colon and rectum	207	149	10	64	152	5	18
Other digestive tumours (stomach, liver)	35	95	10	7	2	3	1
Bone and soft tissue tumours (primary only)	21	12	3	1	10	0	2
Paediatric brain tumours	1	4	0	0	2	0	0
Paediatric lymphoma & leukemia	3	0	0	0	0	0	0
Paediatric Neuroblastoma	0	0	0	0	0	0	0
Paediatric Rhabdomyosarcoma	0	0	0	0	0	0	0
Paediatric Wilm's tumour	0	0	0	1	0	0	0
Other paediatric tumours	3	2	0	0	0	0	0
Benign diseases	3	0	1	0	2	0	2
Unknown primary tumours	13	0	0	1	3	1	0
Other .....	85	334	2	70	0	0	7
<b>TOTAL</b>	<b>1579</b>	<b>1627</b>	<b>107</b>	<b>733</b>	<b>700</b>	<b>33</b>	<b>75</b>
Brain metastasis	65	NA	15	64	32	2	10
Bone metastasis	117	NA	20	76	28	0	14
<b>BRACHYTHERAPY <sup>4</sup></b>							
Head/neck	0	0	0	0	0	0	0
Eye	0	0	0	0	0	0	0
Skin	0	0	0	0	0	0	0
Brain	0	0	0	0	0	0	0
Lung	0	0	0	0	0	0	0
Colorectal	0	0	0	0	0	0	0
Other GI (e.g. liquid brachytherapy for liver metastases)	0	0	0	0	0	0	0
Breast	0	0	0	0	0	0	0
Gynaecological tumours	728	506	8	1328	172	0	0
Prostate	0	0	0	0	0	0	0
Intravascular brachytherapy	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	0	0	0	0	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>728</b>	<b>506</b>	<b>8</b>	<b>1328</b>	<b>172</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
<b>SPECIAL TECHNIQUES <sup>5</sup></b>							
Intraoperative radiation therapy	0	0	0	0	0	0	0
Total body irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Total lymphoid irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Stereotactic intracranial irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Stereotactic extracranial irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)	0	43	0	0	0	11	383
Image-guided radiation therapy (IGRT)	1134	0	0	0	0	33	0

<sup>1</sup> Data in June 2018

<sup>2</sup> Data of patients from January-December 2017

<sup>3</sup> number of patients

<sup>4</sup> number of insertions

<sup>5</sup> look at definition in DEFINITION file

<sup>6</sup> service start from Dec 5, 2017

INSTITUTE	รพ.ขอนแก่น ขอนแก่น	รพ.สวรรค์ประชารักษ์ นครสวรรค์	รพ.มหาเวียงจันทน์ ปากมเหย้า	รพ.จุฬารัตน์ กทม.	สถาบันมะเร็งแห่งชาติ กทม.	รพ.มะเร็งชลบุรี ชลบุรี	รพ.มะเร็งอุดรธานี อุดรธานี
<b>MANPOWER 1</b>							
Number of radiation oncologists (fulltime)	3	2	4	6	5	4	3
Number of radiation oncologists (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of medical physicists (fulltime)	2	1	3	8	4	5	3
Number of medical physicists (parttime)	0	1	0	0	0	0	0
Number of radiotherapy technicians (fulltime)	4	4	2	13	12	10	7
Number of radiotherapy technicians (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of dosimetrists (fulltime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of dosimetrists (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of registered nurses (fulltime)	7	2	5	9	8	8	8
Number of practical nurses (fulltime)	2	0	0	7	2	0	0
Number of nurses (parttime)	0	0	0	0	0	1	0
<b>EQUIPMENTS 2</b>							
Low-energy X ray	0	0	0	0	0	0	0
Co-60	0	0	0	0	0	1	1
Linear accelerator	2	1	4	2	2	2	2
Gamma Knife	0	0	0	0	0	0	0
Robotic radiosurgery	0	0	0	0	1	0	0
Helical radiotherapy (tomotherapy)	0	0	0	0	1	0	0
Treatment planning system (system)	1	1	3	2	3	1	2
Treatment planning system (workstation)	4	3	12	14	9	7	5
Conventional simulator	1	1	1	1	1	1	1
CT simulator	1	0	1	1	2	1	1
MRI simulator	0	0	0	0	0	0	0
Cone beam CT	1	0	2	2	0	1	0
Brachytherapy manual after loading unit	0	0	1	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit LDR	0	0	0	0	0	1	0
Brachytherapy remote after loading unit MDR	0	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit HDR	1	0	0	1	1	1	1
Intravascular brachytherapy system	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	0	0	0	0	1	0	0
<b>PATIENTS</b>							
Number of patients consulted per year	1311	850	1779	1048	1674	2919	2,074
Number of treated with radiotherapy per year - new cases	940	548	1668	626	1230	1770	1,775
Number of treated with radiotherapy per year - old cases	15	15	188	114	173	468	291
<b>RADIOTHERAPY SERVICES</b>							
<b>TELETERAPY 3</b>							
Leukaemia	0	3	0	0	0	1	0
Lymphoma Hodgkin	0	1	6	4	9	21	4
Lymphoma Non-Hodgkin	0	3	9	21	5	24	38
Eye	0	0	0	0	0	0	0
Breast	236	145	598	168	419	575	426
Lung/thorax tumours	99	95	224	144	78	194	251
Esophagus	0	21	60	10	48	70	11
Cervix	150	100	126	80	172	303	244
Uterus	30	31	30	15	33	56	92
Ovary	7	2	0	3	1	3	10
Other gynaecological tumours	0	1	10	1	11	10	12
Nasopharynx	63	4	52	23	55	72	73
Head/neck tumours Non-Nasopharynx	65	55	337	95	164	283	178
Brain (primary only)	0	7	35	1	13	30	17
Skin	0	5	0	11	6	23	51
Bladder	0	4	6	6	6	25	15
Prostate	12	12	44	30	53	17	30
Kidney	0	2	3	3	0	1	9
Testis	0	0	6	0	0	0	2
Other urological tumours	0	2	1	0	1	8	14
Colon and rectum	83	45	193	76	110	191	159
Other digestive tumours (stomach, liver)	36	8	13	32	10	101	53
Bone and soft tissue tumours (primary only)	0	6	22	7	25	13	24
Paediatric brain tumours	0	0	0	0	0	1	2
Paediatric lymphoma & leukemia	0	0	0	0	3	0	5
Paediatric Neuroblastoma	0	0	0	0	1	0	0
Paediatric Rhabdomyosarcoma	0	0	0	0	1	0	0
Paediatric Wilm's tumour	0	0	0	0	2	0	0
Other paediatric tumours	0	1	0	0	0	3	3
Benign diseases	0	3	8	2	1	5	6
Unknown primary tumours	0	6	3	6	6	27	31
Other .....	0	1	0	2	62	20	15
<b>TOTAL</b>	<b>781</b>	<b>563</b>	<b>1786</b>	<b>740</b>	<b>1295</b>	<b>2077</b>	<b>1775</b>
Brain metastasis	NA	54	120	93	100	128	65
Bone metastasis	NA	51	130	114	8	131	137
<b>BRACHYTHERAPY 4</b>							
Head/neck	0	0	0	0	0	0	1
Eye	0	0	0	0	0	0	0
Skin	0	0	0	0	0	0	0
Brain	0	0	0	0	0	0	0
Lung	0	0	0	0	0	0	0
Colorectal	0	0	0	0	0	0	0
Other GI (e.g. liquid brachytherapy for liver metastases)	0	0	0	0	0	0	0
Breast	0	0	0	0	0	0	0
Gynaecological tumours	310	0	660	301	658	960	1438
Prostate	0	0	0	0	0	0	0
Intravascular brachytherapy	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	0	0	0	0	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>310</b>	<b>0</b>	<b>660</b>	<b>301</b>	<b>658</b>	<b>960</b>	<b>1439</b>
<b>SPECIAL TECHNIQUES 5</b>							
Intraoperative radiation therapy	0	0	0	0	24	0	0
Total body irradiation	0	0	0	3	0	0	0
Total lymphoid irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Stereotactic intracranial irradiation	0	0	0	4	0	0	0
Stereotactic extracranial irradiation	0	0	0	4	0	0	0
Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)	0	0	224	479	159	219	33
Image-guided radiation therapy (IGRT)	0	0	0	483	1209	817	59

<sup>1</sup> Data in June 2018

<sup>2</sup> Data of patients from January-December 2017

<sup>3</sup> number of patients

<sup>4</sup> number of insertions

<sup>5</sup> look at definition in DEFINITION file

INSTITUTE	รพ.มะเร็งอุบลราชธานี อุบลราชธานี	รพ.มะเร็งสุราษฎร์ธานี สุราษฎร์ธานี	รพ.มะเร็งลำปาง ลำปาง	รพ.มะเร็งอุพบุรี อุพบุรี	รพ.วัดในตอ กทม.	รพ.บำรุงราษฎร์ กทม.	ศพ. มะเร็งกรุงเทพฯ กทม.
<b>MANPOWER 1</b>							
Number of radiation oncologists (fulltime)	6	2	4	3	4	2	3
Number of radiation oncologists (parttime)	0	1	0	3	8	7	6
Number of medical physicists (fulltime)	3	2	3	6	6	3	2
Number of medical physicists (parttime)	1	0	0	0	0	0	0
Number of radiotherapy technicians (fulltime)	10	6	12	14	10	8	4
Number of radiotherapy technicians (parttime)	0	0	0	0	0	0	3
Number of dosimetrists (fulltime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of dosimetrists (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
Number of registered nurses (fulltime)	11	0	10	11	5	2	0
Number of practical nurses (fulltime)	0	4	0	0	0	0	0
Number of nurses (parttime)	0	0	0	0	0	0	0
<b>EQUIPMENTS 1</b>							
Low-energy X ray	0	0	0	0	0	0	0
Co-60	1	1	0	0	0	0	0
Linear accelerator	3	2	3	5	3	2	2
Gamma Knife	0	0	0	0	0	0	0
Robotic radiosurgery	0	0	0	0	0	0	0
Helical radiotherapy (tomotherapy)	0	0	0	0	0	0	0
Treatment planning system (system)	2	1	3	2	5	6	2
Treatment planning system (workstation)	5	4	5	14	14	9	4
Conventional simulator	1	1	1	1	0	1	1
CT simulator	1	1	1	1	1	1	1
MRI simulator	1	0	0	0	0	0	0
Cone beam CT	1	1	1	2	2	2	0
Brachytherapy manual after loading unit	0	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit LDR	0	0	0	1	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit MDR	0	0	0	0	0	0	0
Brachytherapy remote after loading unit HDR	1	1	1	1	1	1	1
Intravascular brachytherapy system	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	0	0	0	0	0	2	0
<b>PATIENTS</b>							
Number of patients consulted per year	2282	1276	1719	3423	NA	NA	NA
Number of treated with radiotherapy per year - new cases	1895	982	1518	1972	515	455	1766
Number of treated with radiotherapy per year - old cases	387	1100	78	68	106	124	281
<b>RADIOTHERAPY SERVICES</b>							
<b>TELETERAPY 3</b>							
Leukaemia	3	6	3	1	0	0	3
Lymphoma Hodgkin	7	3	4		0	4	44
Lymphoma Non-Hodgkin	58	4	36	24	0	11	24
Eye	0	0	1	NA	0	0	0
Breast	438	289	403	440	160	106	629
Lung/thorax tumours	197	147	182	158	104	50	292
Esophagus	11	24	20	110	8	8	31
Cervix	227	78	136	242	27	20	241
Uterus	63	17	38	51	1	0	16
Ovary	5	1	3	NA	4	3	5
Other gynaecological tumours	21	2	8	6	9	17	30
Nasopharynx	97	28	55	83	21	8	81
Head/neck tumours Non-Nasopharynx	331	200	109	397	61	32	138
Brain (primary only)	84	18	39	42	16	20	61
Skin	54	17	16	40	2	4	29
Bladder	15	3	8	20	3	5	15
Prostate	39	23	11	29	52	46	72
Kidney	0	2	3	NA	4	4	14
Testis	1	4	0	NA	2	1	4
Other urological tumours	18	1	1	11	1	0	8
Colon and rectum	189	76	183	192	39	26	199
Other digestive tumours (stomach, liver)	109	9	52	42	20	24	36
Bone and soft tissue tumours (primary only)	32	17	8	18	6	3	35
Paediatric brain tumours	9	0	0	NA	0	1	0
Paediatric lymphoma & leukemia	2	0	0	NA	0	0	0
Paediatric Neuroblastoma	0	0	0	NA	0	0	0
Paediatric Rhabdomyosarcoma	0	0	0	NA	0	0	0
Paediatric Wilm's tumour	2	0	0	NA	0	0	0
Other paediatric tumours	4	0	0	NA	0	0	0
Benign diseases	4	0	0	NA	0	51	0
Unknown primary tumours	258	12	0	23	4	2	6
Other .....	4	1	83	43	77	10	34
<b>TOTAL</b>	<b>2279</b>	<b>982</b>	<b>1518</b>	<b>1972</b>	<b>621</b>	<b>456</b>	<b>2047</b>
Brain metastasis	74	85	57	NA	65	NA	150
Bone metastasis	91	83	59	NA	112	NA	258
<b>BRACHYTHERAPY 4</b>							
Head/neck	26	0	0	0	0	0	0
Eye	0	0	0	0	0	0	0
Skin	3	0	0	0	0	0	0
Brain	0	0	0	0	0	0	0
Lung	0	0	0	0	0	0	0
Colorectal	0	0	0	0	0	0	4
Other GI (e.g. liquid brachytherapy for liver metastases)	0	0	0	0	0	0	0
Breast	0	0	0	0	0	20	20
Gynaecological tumours	1130	221	561	978	129	89	854
Prostate	0	0	0	0	0	66	0
Intravascular brachytherapy	0	0	0	0	0	0	0
Other .....	0	0	0	0	0	0	0
<b>TOTAL</b>	<b>1159</b>	<b>221</b>	<b>561</b>	<b>978</b>	<b>129</b>	<b>175</b>	<b>878</b>
<b>SPECIAL TECHNIQUES 5</b>							
Intraoperative radiation therapy	0	0	0	0	0	0	0
Total body irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Total lymphoid irradiation	0	0	0	0	0	0	0
Stereotactic intracranial irradiation	0	0	5	0	38	5	0
Stereotactic extracranial irradiation	0	0	4	0	63	4	0
Intensity-modulated radiation therapy (IMRT)	305	193	242	505	356	307	197
Image-guided radiation therapy (IGRT)	305	0	16	505	599	532	197

<sup>1</sup> Data in June 2018

<sup>2</sup> Data of patients from January-December 2017

<sup>3</sup> number of patients

<sup>4</sup> number of insertions

<sup>5</sup> look at definition in DEFINITION file

[illegible]



## ข้อตกลงความหมายของข้อมูลสถิติบุคลากรและเครื่องมือ สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

MANPOWER จำนวนบุคลากร	รายงานข้อมูล ณ วันที่ 30 มิถุนายน พ.ศ. 2561 แยกจำนวน full time และ part time
Number of radiation oncologists	แพทย์รังสีรักษา หรือรังสีวิทยาทั่วไปที่ปฏิบัติงานด้านรังสีรักษาในสถาบัน ไม่นับแพทย์สาขาอื่น เช่น แพทย์รังสีวินิจฉัยที่ปฏิบัติงานเฉพาะงานรังสีรักษา ไม่นับแพทย์ประจำบ้าน แพทย์ใช้ทุน แพทย์ fellowship
Number of medical physicists	นักฟิสิกส์การแพทย์ทุกสาขาวิชา ที่ปฏิบัติงานในสถาบัน ไม่นับนักศึกษาปริญญาโท นักศึกษาฝึกงาน
Number of radiotherapy technologists	นักรังสีเทคนิคหลักสูตร 2-4 ปี ที่ปฏิบัติงานในสถาบัน ไม่นับนักศึกษาฝึกงาน
Number of dosimetrists	นักคำนวณปริมาณรังสีที่ปฏิบัติงานในสถาบัน หากปฏิบัติงานเป็นนักรังสีเทคนิคด้วย ให้นับอยู่ในนักรังสีเทคนิคเท่านั้น ไม่นับนักศึกษาฝึกงาน
Number of registered nurses	พยาบาลวิชาชีพ registered nurse ที่ปฏิบัติงานเฉพาะในแผนกผู้ป่วยนอกของหน่วยฯ ไม่นับพยาบาลหอผู้ป่วยใน ทั้งหอรวมและหอผู้ป่วยแยกรังสีรักษา
Number of practical nurses	ผู้ช่วยพยาบาล practical nurse ที่ปฏิบัติงานเฉพาะในแผนกผู้ป่วยนอกของหน่วยฯ ไม่นับพยาบาลหอผู้ป่วยใน ทั้งหอรวมและหอผู้ป่วยแยกรังสีรักษา ไม่นับพนักงานผู้ช่วยเหลือผป. หรือ nursing aids
EQUIPMENTS จำนวนเครื่องมือ	รายงานข้อมูล ณ วันที่ 30 มิถุนายน พ.ศ. 2561 เฉพาะเครื่องที่ยังใช้งานได้เท่านั้น
Low-energy X ray	kilovoltage, orthovoltage radiation machine รวมทั้งเครื่อง deep และ superficial x-ray ไม่รวมเครื่อง C-arm machine
Cobalt-60	เครื่องโคบอลต์-60
Linear accelerator	linear accelerator ทุกพลังงาน
Gamma Knife	
Robotic radiosurgery	
Helical radiotherapy (tomotherapy)	
Treatment planning system (system)	แสดงจำนวนของระบบปฏิบัติการ เช่น Plato, Pinnacle, Eclipse, Theraplan
Treatment planning system (workstation)	แสดงจำนวน monitor workstation ที่มีให้แพทย์ นักฟิสิกส์สามารถใช้งานระบบได้พร้อมกัน นับทั้งเครื่องที่ใช้ planning หรือ contouring
Conventional simulator	
CT simulator	
MRI simulator	
Cone beam CT	เครื่องฉายรังสีที่สามารถทำ Cone beam CT ได้ นับเข้ากับเครื่องฉายได้
Brachytherapy manual after loading unit	
Brachytherapy remote after loading unit LDR	< 2 Gy/hour
Brachytherapy remote after loading unit MDR	2-12 Gy/hour
Brachytherapy remote after loading unit HDR	>12 Gy/hour
Intravascular brachytherapy system	

Others	เครื่องมืออื่นๆ ที่ไม่มีในรายการข้างบน
<b>PATIENTS จำนวนผู้ป่วย</b>	<b>รายงานข้อมูล วันที่ 1 มกราคม- 31 ธันวาคม พ.ศ. 2560</b>
Number of patients consulted per year	จำนวนผู้ป่วยที่ได้รับการรักษาจากแผนกอื่นของโรงพยาบาล รวมถึงผู้ป่วย ที่ปฏิเสธการรักษา หรือส่งต่อมาจากสถาบันอื่นเพื่อติดตามผลการรักษาเท่านั้น
Number of treated with radiotherapy per year - new cases	จำนวนผู้ป่วยใหม่ที่ได้รับการรักษาทั้ง teletherapy หรือ brachytherapy ในปีนั้นๆ รวมถึงผู้ป่วยเก่าของสถาบันอื่นที่มารับการรักษาใหม่
Number of treated with radiotherapy per year - old cases	จำนวนผู้ป่วยเก่าของสถาบันตนเองที่กลับมาได้รับการรักษาทั้ง teletherapy หรือ brachytherapy ใหม่ ในปีนั้นๆ ผู้ป่วยเก่า นับตั้งแต่การรักษาตามแผนการรักษาเดิมครบ หากเริ่มรักษาในตำแหน่งอื่นในวันถัดไป ก็นับเป็นผู้ป่วยเก่าด้วย และนับเป็น 1 คน ถึงแม้จะมารักษาใหม่หลายครั้งในปีนั้น
<b>RADIOTHERAPY SERVICES</b> <b>จำนวนการให้บริการ</b>	<b>รายงานข้อมูล วันที่ 1 มกราคม- 31 ธันวาคม พ.ศ. 2560</b>
<b>TELETHERAPY</b>	รายงานข้อมูล วันที่ 1 มกราคม- 31 ธันวาคม พ.ศ. 2560 นับทั้งผู้ป่วยใหม่และผู้ป่วยเก่าที่กลับมาได้รับการรักษาใหม่ในปีนั้นๆ <b>เป็นจำนวนคน ไม่ใช่จำนวนครั้ง</b>
Tumours by primary sites	ผู้ป่วย metastases ให้ใส่ตาม primary site หากไม่ทราบ ให้ใส่ในช่อง unknown primary tumours
Brain metastasis Bone metastasis	ผู้ป่วย metastases นับซ้ำกับ Tumour by primary sites ได้ ผู้ป่วยที่มีทั้ง brain met และ multiple bone met นับ 1 คน ทั้งช่อง brain และ bone
<b>BRACHYTHERAPY</b>	รายงานข้อมูล วันที่ 1 มกราคม- 31 ธันวาคม พ.ศ. 2560 นับทั้งผู้ป่วยใหม่และผู้ป่วยเก่าที่กลับมาได้รับการรักษาใหม่ในปีนั้นๆ <b>เป็นจำนวนครั้ง ไม่ใช่จำนวนคน</b>
<b>SPECIAL TECHNIQUES</b>	รายงานข้อมูล วันที่ 1 มกราคม- 31 ธันวาคม พ.ศ. 2560 นับทั้งผู้ป่วยใหม่และผู้ป่วยเก่าที่กลับมาได้รับการรักษาใหม่ในปีนั้นๆ <b>เป็นจำนวนคน ไม่ใช่จำนวนครั้ง</b>
Intraoperative radiation therapy	
Total body irradiation	
Total lymphoid irradiation	
Stereotactic irradiation	นับเฉพาะการฉายรังสีที่ใช้ stereotactic protocol ทั้ง intracranial และ body หรือใช้เครื่อง radiosurgery
- Intracranial	
- Extracranial	
IMRT	เช่น VMAT, Rapid Arc, TrueBeam
IGRT	ผู้ป่วย ที่มี onboard image check ใน treatment room ก่อนเริ่มฉายรังสี เพื่อให้ target จดตรงกับที่ plan ไว้ โดยใช้ KV imaging หรือ MV imaging ก็ได้ เทคนิค อาจใช้เป็น 2D (planar image, EPID) หรือ 3D (conebeam CT) ก็ได้ การ correction อาจเป็น on-line (auto or semi-auto) หรือ off-line ก็ได้ และมีการตรวจสอบอย่างสม่ำเสมอตลอดการรักษานับผู้ป่วย เข้ากับช่อง stereotactic หรือ IMRT ได้

<p>WTT:</p> <p>WAITING TIME ระยะเวลาการบริการรังสีรักษา โดยไม่ต้อง exclude</p> <p>ผ.ที่ระยะเวลารอคอยเกิดจากสาเหตุอื่น (elective delay) ออกไป</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- รายงานเป็นค่าเฉลี่ย หรือมัธยฐาน จำนวนวัน</li> <li>- รายงานเป็นสัดส่วนร้อยละของผ.ที่ WTT อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานที่สมาคมกำหนด คือ 28 วัน</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- หมายถึง ระยะเวลาที่เกิดจากกระบวนการทางรังสีรักษาทั้งหมด ได้แก่ การรอพบแพทย์ ขั้นตอนทางรังสีรักษา เช่น simulation, treatment planning และการรอคิว inclusion criteria</li> <li>- ผู้ป่วยใหม่และผู้ป่วยเก่าที่แพทย์สาขาอื่นส่งปรึกษาใหม่ทุกราย ที่ได้รับการรักษาทางรังสีทั้ง complete และ incomplete treatment ในช่วงเวลาที่เก็บรวบรวมข้อมูล โดยไม่ต้อง exclude</li> <li>ผ.ที่ระยะเวลารอคอยเกิดจากสาเหตุอื่น (elective delay) ออกไป</li> </ul> <p>WTT = T2-T0</p> <p>T0 : วันที่ผู้ป่วยติดต่อ ส่งปรึกษาโดยแพทย์สาขาอื่น หรือถูกส่งตัวมาถึงหน่วยรังสีรักษาครั้งแรก</p> <p>T2 : วันเริ่มรังสีรักษาครั้งแรก (D1 or first fraction)</p>
<p>WTO = WT1+WT2:</p> <p>WAITING TIME ระยะเวลาการบริการรังสีรักษา โดยไม่รวม</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>* ผู้ป่วย elective delay(1) ซึ่งหมายถึง ผู้ป่วยที่ระยะเวลารอคอยเกิดจากสาเหตุอื่น เช่น เป็นความต้องการของผู้ป่วยเองที่ยังไม่พร้อม สภาพร่างกายผู้ป่วย ไม่พร้อม รอผลชิ้นเนื้อ รอหลังการผ่าตัด รอการให้เคมีบำบัดพร้อมกัน</li> <li>* ผู้ป่วยที่ในที่สุดไม่ได้รับการรักษาทางรังสีเลย</li> <li>* ผู้ป่วยเก่าที่แพทย์รังสีรักษาคัดตามผลการรักษา และพิจารณาให้รักษาใหม่เอง</li> </ul> <ul style="list-style-type: none"> <li>- รายงานเป็นค่าเฉลี่ย หรือมัธยฐาน จำนวนวัน ของ WT1 และ WT2 แบ่งกลุ่มเป็น curative, palliative และ emergency treatment</li> </ul> <p>สถิติที่สถาบันต่างๆ ควรมีเพื่อเป็นตัวชี้วัดสำหรับการพัฒนา</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- รายงานเป็นสัดส่วนร้อยละของผ.ที่ WTO อยู่ในเกณฑ์มาตรฐานตาม JCCO 1993 (2)</li> </ul> <p>Curative treatment 28 วัน</p> <p>Palliative treatment 14 วัน</p> <p>Emergency treatment 2 วัน</p>	<p>WT1 : ระยะเวลา รอ ก่อนแพทย์ตัดสินใจรักษา = T1-T0</p> <p>WT2 : ระยะเวลา รอ หลังแพทย์ตัดสินใจรักษา = T2-T1</p> <p>WTO : ระยะเวลา รอ การบริการรังสีรักษา = T2-T0</p> <p>T0 : วันที่ผู้ป่วยติดต่อ ส่งปรึกษาโดยแพทย์สาขาอื่น หรือถูกส่งตัวมาถึงหน่วยรังสีรักษาครั้งแรก</p> <p>T1 : วันที่แพทย์ตัดสินใจให้รักษาผู้ป่วย อาจไม่ใช้วันแรกที่พบแพทย์ก็ได้</p> <p>T2 : วันเริ่มรังสีรักษาครั้งแรก (D1 or first fraction)</p> <p>ตัวอย่างที่ 1 : อายุรแพทย์ส่งปรึกษารังสีรักษา ผู้ป่วย cord compression ลูกเข็น วันที่ 27 มิ.ย. 2557 (T0) แพทย์รังสีรักษาพบผู้ป่วย (T1) และเริ่มฉายรังสีได้ (T2) ในวันเดียวกัน</p> <p>WT1=0, WT2=0, WTO = 0</p> <p>ตัวอย่างที่ 2 : แพทย์โรงพยาบาลศูนย์ refer ผู้ป่วยมา ใบ refer ลงวันที่ 27 มิ.ย. 2557 แต่ผู้ป่วยเดินทางมาถึงวันที่ 9 กค. (T0) พบแพทย์รังสีรักษาครั้งแรก 20 กค. แต่ส่งตรวจเพิ่มเติมเพื่อ staging ได้ผลครบและตัดสินใจให้ฉายรังสีเมื่อวันที่ 30 กค. (T1) ทำ CT simulation และ treatment planning และเริ่มฉายรังสีครั้งแรกในวันที่ 14 สค. 2557 (T2)</p> <p>WT1=21, WT2=15, WTO = 36</p>
<p>Level of data source</p>	<p>ระดับที่มาของข้อมูล</p> <p>ให้เลือกตอบว่า ข้อมูลที่รายงานครั้งนี้ ได้มาจากอะไร</p> <p>L1 : สถิติจากการเก็บข้อมูลผู้ป่วยทุกราย ต่อเนื่องจนถึงปัจจุบัน</p> <p>L2 : สถิติจากการสุ่มเก็บข้อมูลผู้ป่วยบางราย เช่น 1 เดือน ในปัจจุบัน</p> <p>L3 : สถิติจากการเก็บข้อมูลผู้ป่วยทุกรายในอดีต เช่น สถิติเก่าในปี 2559</p> <p>L4 : สถิติจากการสุ่มเก็บข้อมูลผู้ป่วยบางราย เช่น 1 เดือน ในอดีต</p> <p>L5 : ค่าโดยประมาณจากการคาดการณ์ ไม่ได้เก็บข้อมูลสถิติ</p>

1. Drinkwater KJ, Williams MV. Re-audit of Radiotherapy Waiting Times in the United Kingdom 2007.

2.. The Royal College of Physicians, The Royal College of Radiologists. Reducing Delays in Cancer Treatment: Some Targets. 1993.



สมาคมรังสีรักษาและมะเร็งวิทยาแห่งประเทศไทย

<https://www.thastro.org>