

## การจำลองการฉายรังสีด้วยภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก (MRI simulation)

พญ.อนุสรรา สังกทอง

รศ.ศิวลี สุริยาปี

รศ.นพ.ชวลิต เลิศบุษยานุกูล

นพ.จักรพงษ์ จักกาบาตร์

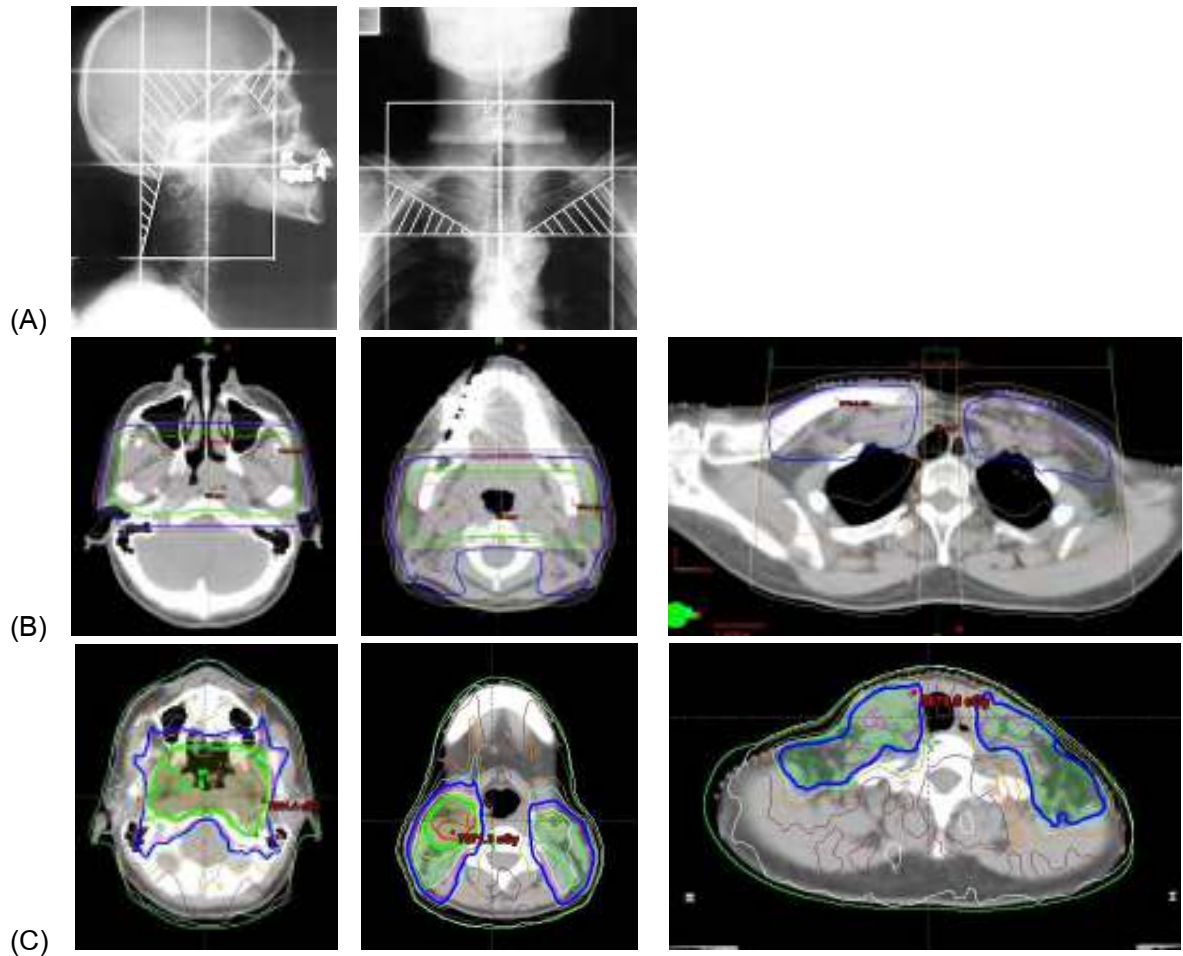
ผศ.นพ.ชลเกียรติ ขอบประเสริฐ

สาขารังสีรักษาและมะเร็งวิทยา

ภาควิชารังสีวิทยา

คณะแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

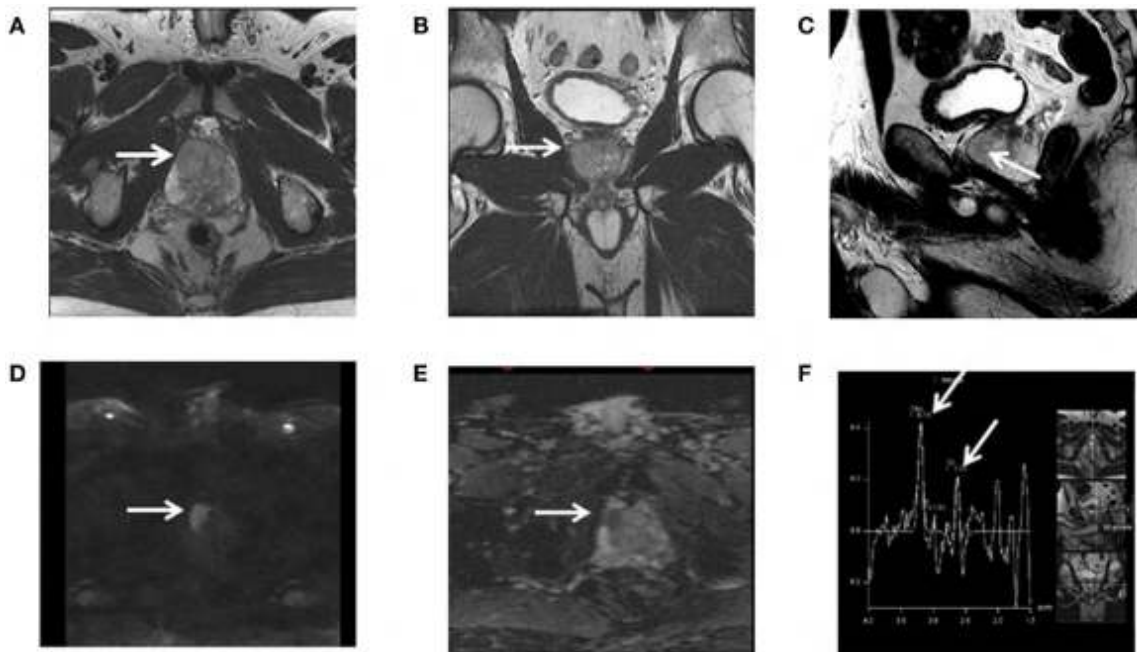
ในปัจจุบัน วิทยาการและเทคโนโลยีการฉายรังสีได้พัฒนาอย่างรวดเร็ว โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อเพิ่มการควบคุมโรคและลดผลข้างเคียงต่ออวัยวะปกติ ในอดีต แพทย์รังสีรักษาอาศัยภาพถ่ายเอกซเรย์ (orthogonal x-ray) ในการกำหนดขอบเขตและทิศทางของลำรังสี โดยอาศัยตำแหน่งของก้อนมะเร็งเทียบกับลักษณะกายวิภาคของกระดูก (bony landmark) เป็นสำคัญ เรียกว่าการฉายรังสี 2 มิติ (2-dimensional or conventional radiotherapy) ต่อมาได้มีการพัฒนาเครื่องเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ (computed tomography, CT) และภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก (magnetic resonance imaging, MRI) ขึ้น แพทย์รังสีรักษาจึงเริ่มใช้ข้อมูลภาพถ่าย 3 มิติในการวางแผนการฉายรังสี ซึ่งทำให้กำหนดทิศทางและขอบเขตของลำรังสีได้ชัดเจนและแม่นยำมากขึ้น ในขณะเดียวกันสามารถลดปริมาณรังสีต่ออวัยวะปกติโดยรอบได้ด้วย เรียกว่าการฉายรังสี 3 มิติ (3D conformal radiotherapy, 3D-CRT) <sup>[1]</sup> ในเวลาต่อมาเทคโนโลยีคอมพิวเตอร์และระบบเครือข่ายมีประสิทธิภาพสูงขึ้น จึงมีการคิดค้นการฉายรังสี 3 มิติแบบปรับความเข้ม (intensity modulated radiotherapy, IMRT) กล่าวคือ เป็นการปรับปริมาณรังสีที่มีความเข้มต่างๆกันในแต่ละลำรังสีจากหลายทิศทางรอบตัวผู้ป่วยมารวมจุดศูนย์กลาง เพื่อให้ได้การกระจายรังสีที่ต้องการ โดยอาศัยการคำนวณความเข้มของรังสีด้วยคอมพิวเตอร์ เรียกว่าการวางแผนย้อนกลับ (inverse planning หรือ computer optimization) เพื่อควบคุมการปิดเปิดของวัตถุกำบังรังสี (multileaf collimator, MLC) ซึ่งอยู่บริเวณหัวฉายรังสี ทำให้ได้ลำรังสีที่มีความเข้มเช่นเดียวกับที่คำนวณได้ <sup>[2]</sup> ภาพที่ 1 แสดงเทคนิคการฉายรังสีแบบต่างๆ



ภาพที่ 1 การฉายรังสีด้วยเทคนิค 2 มิติ (A), 3 มิติ (B) และ IMRT (C)

วิวัฒนาการของการฉายรังสีได้พัฒนาขึ้นเรื่อยๆ การฉายรังสีศัลยกรรม หรือรังสีร่วมพิกัด (stereotactic radiosurgery or radiotherapy, SRS or SRT) เป็นการฉายรังสีพลังงานสูงไปยังบริเวณที่ต้องการด้วยความแม่นยำสูงมาก โดยอาศัยการวางแผนด้วยภาพถ่าย 3 มิติที่ละเอียดในการวางแผนการรักษา และใช้เครื่องคอมพิวเตอร์ในการสร้างภาพจำลองลำรังสี กำหนดตำแหน่ง และคำนวณปริมาณรังสี โดยจำเป็นต้องมีการตรวจสอบอย่างละเอียดก่อนเริ่มฉายรังสีในผู้ป่วยทุกราย (quality assurance, QA) และในขั้นตอนการฉายรังสีจริง จะมีการตรวจสอบตำแหน่งของผู้ป่วยและก้อนมะเร็งให้ตรงกับภาพที่ได้จากการจำลองการฉายรังสีก่อนทุกครั้ง (treatment verification) การฉายรังสีด้วยวิธีนี้มักใช้กับก้อนเนื้ออกที่มีขนาดเล็กและอยู่ห่างจากอวัยวะสำคัญพอสมควร ซึ่งต้องพิจารณาเป็นรายๆ ไป โรคที่ใช้อยู่ ได้แก่ brain (oligo)metastasis, meningioma, atereovenous malformation (AVM) รวมถึงรอยโรคที่ไม่สามารถผ่าตัดได้ หรือมีการกลับมาเป็นซ้ำ เป็นต้น<sup>[3]</sup>

การฉายรังสีด้วยเทคนิคที่ทันสมัยเหล่านี้ จำเป็นต้องอาศัยความแม่นยำสูง ดังนั้นในการจำลองการฉายรังสีด้วยภาพถ่ายทางรังสีจึงมีความสำคัญมาก ภาพ CT และ MRI ให้ข้อมูลทางกายวิภาคของก้อนมะเร็งได้ชัดเจน แต่ในบางครั้งอาจต้องอาศัยข้อมูลทางชีวภาพหรือทางโมเลกุลร่วมด้วย เช่น Positron Emission Tomography (PET) scan <sup>[4]</sup> และ functional MRI เช่น Diffusion-weighted image (DWI) และ Magnetic Resonance Spectroscopy (MRS) ซึ่งเป็นภาพถ่ายคลื่นแม่เหล็กที่ให้ข้อมูลทางชีวภาพของเซลล์มะเร็งด้วยตัวอย่างเช่น ในมะเร็งต่อมลูกหมาก ในภาพ DWI จะมี restricted diffusion ในตำแหน่งของก้อนมะเร็ง และในภาพ MRS จะพบมีอัตราส่วน Choline ต่อ Citrate สูงขึ้น <sup>[5, 6]</sup> ดังภาพที่ 2



ภาพที่ 2 Adenocarcinoma of prostate

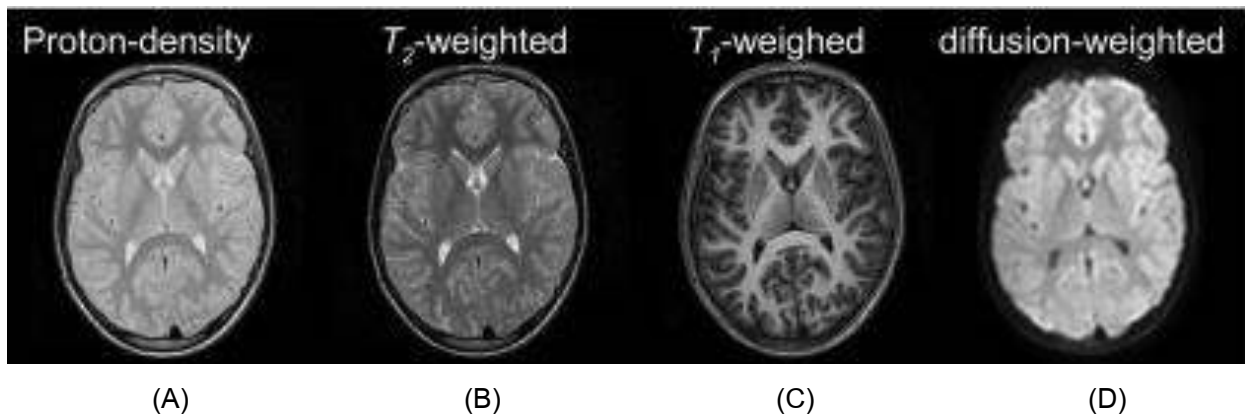
ภาพ conventional MRI: axial T2-WI (A), coronal T2-WI (B), sagittal T2-WI (C) แสดงลักษณะ hypointensity within a normally high signal peripheral zone

ภาพ diffusion-weighted image (DWI): axial DWI (D), ADC map (E) เห็น restricted diffusion

ภาพ MR spectroscopy (MRS) แสดง choline peak ที่สูงขึ้น และ citrate peak ที่ต่ำลง (F)

## หลักการของการสร้างภาพด้วยคลื่นสะท้อนในสนามแม่เหล็ก (Basic principle of MRI)

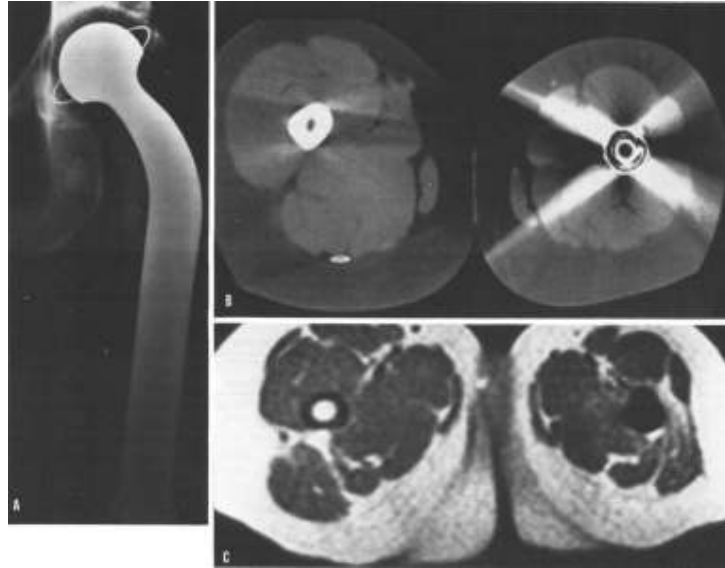
การสร้างภาพด้วยคลื่นสะท้อนในสนามแม่เหล็ก อาศัยหลักการกำทอนของนิวเคลียสในสนามแม่เหล็กแรงสูง (magnetic resonance) ระหว่างคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้ากับนิวเคลียสของอะตอมซึ่งอยู่ภายใต้สนามแม่เหล็กแรงสูง ( $B_0$ ) โดยความเข้มของสนามแม่เหล็กที่ใช้มีค่าประมาณ 0.5-3 เทสลา โดยใช้คลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าที่มีค่าความถี่ในย่านความถี่ของคลื่นวิทยุ (radiofrequency, RF wave) ที่ทำให้นิวเคลียสของอะตอมถูกกระตุ้นให้ออกจากสภาวะสมดุล ไปสู่สภาวะกระตุ้น (excitation) ในที่นี้ใช้อะตอมของไฮโดรเจน หรือโปรตอน (hydrogen, H or proton) จากนั้นทำการหยุดรบกวนด้วยคลื่นวิทยุ แล้วรับสัญญาณที่นิวเคลียสให้ออกมาในขั้นตอนที่นิวเคลียสนั้นกลับเข้าสู่สภาวะสมดุลอีกครั้ง (relaxation) โดยใช้อุปกรณ์รับสัญญาณส่งเข้าระบบคอมพิวเตอร์ โดยที่ข้อมูลภาพ MRI ขึ้นกับความหนาแน่นของนิวเคลียสที่กำทอนและคุณสมบัติทางเคมีของโมเลกุล รวมถึงสิ่งแวดล้อมโดยรอบเช่นความหนาแน่นของโปรตอนที่แตกต่างกัน เช่น ในน้ำ ในเนื้อเยื่อไขมัน ในเนื้อเยื่ออื่นๆ เป็นต้น ซึ่งคุณสมบัติเหล่านี้ เรียกว่า ค่าเวลาในการผ่อนคลาย (relaxation time) จากนั้นนำสัญญาณที่ได้มาสร้างเป็นภาพในลักษณะต่างๆ เช่น T1-weighted image (T1-WI), T2-weighted image (T2-WI), proton density (PD), diffusion weight image (DWI) เป็นต้น<sup>[7, 8]</sup> ดังภาพที่ 3



ภาพที่ 3 ภาพ MRI sequence ต่างๆ Proton-density, PD (A), T2-wighted image, T2-WI (B), T1-wiegthed image, T1-WI (C), Diffusion-weighted image, DWI (D)

## ประโยชน์ของการจำลองการฉายรังสีด้วยภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก

1. ภาพ MRI จะมีความชัดเจนมากกว่าภาพ CT scan ในแง่ของเนื้อเยื่อ (soft tissue contrast) ทำให้สามารถจำแนกก้อนมะเร็งออกจากอวัยวะปกติรอบๆ ได้ง่าย ช่วยให้แพทย์รังสีรักษาสามารถกำหนดตำแหน่งรอยโรคได้อย่างชัดเจน
2. เครื่อง MRI สามารถทำการตรวจได้ทุกแนวแกน (multiplanar imaging) จึงได้ภาพที่ชัดเจนมากกว่าการสร้างภาพแนวแกนอื่น (sagittal, coronal) จากภาพในแนวขวาง (axial) อย่าง CT scan (image reconstruction) นอกจากนี้ MRI ยังสามารถตรวจแบบ volume ได้ด้วย ทำให้ภาพที่ได้มีความละเอียดสูง และสามารถนำไปสร้างภาพในทุกแนวแกนได้ด้วยการตรวจครั้งเดียว
3. เครื่อง MRI สามารถทำการตรวจพิเศษที่ให้ข้อมูลจากชีวภาพ (biological and molecular imaging) เพิ่มเติม เพื่อช่วยในการวิเคราะห์ข้อมูลและกำหนดตำแหน่งของรอยโรคได้แม่นยำมากขึ้น เช่น การตรวจ MRS เป็นการตรวจสอบส่วนประกอบของสารในเซลล์ เนื้อในก้อนมะเร็งมีการแบ่งเซลล์มากจึงมีสารที่เป็นส่วนประกอบของเซลล์สูง เช่น choline ซึ่งเป็นส่วนประกอบของผนังเซลล์ นอกจากนี้เซลล์มะเร็งยังเข้าไปแทนที่เซลล์ปกติของร่างกาย เช่น N-acetylaspartate (NAA) ในเนื้อสมองปกติ และ Citrate ในต่อมลูกหมากปกติ ทำให้สารเหล่านี้มีปริมาณลดลง หรือการตรวจ DWI ซึ่งเป็นการตรวจวัดการเคลื่อนที่ของโมเลกุลน้ำในเนื้อเยื่อต่างๆ เพื่อช่วยแยกตำแหน่งที่เป็นก้อนมะเร็งซึ่งจะมีเซลล์อยู่อย่างหนาแน่น กับตำแหน่งที่เกิดจากการบวม (edema) หรือการตายของเซลล์ (necrosis) ซึ่งจะมีเซลล์น้อย แต่มีน้ำโดยรอบมาก
4. ในแง่ความปลอดภัยของผู้ป่วย ผู้ป่วยจะไม่ได้รับความเสี่ยงจากการโดนรังสี (no ionizing radiation exposure) และมีความเสี่ยงต่อการแพ้สารทึบรังสีน้อยกว่าการตรวจด้วย CT scan (minimal contrast materials allergy)
5. การตรวจด้วย MRI มีข้อดีสำหรับผู้ป่วยที่มีการใส่ข้อเทียมในร่างกาย เนื่องจากจามีภาพผิดเพี้ยน (metallic artifact) น้อยกว่าจากภาพ CT ดังภาพที่ 4



ภาพที่ 4 ภาพเอกซเรย์ข้อสะโพกเทียม conventional x-ray (A) และ metal artifact ในภาพ CT (B) และ MR (C)

ในที่นี้ จะกล่าวถึงการจำลองการฉายรังสีด้วยภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก (MRI simulation) ซึ่งมีความแตกต่างจากการใช้ภาพถ่ายรังสี MRI ในการจำลองการฉายรังสี (diagnostic MRI) กล่าวคือ การจำลองการฉายรังสีด้วย MRI simulation มีวัตถุประสงค์เพื่อนำภาพที่ได้มาใช้ในการกำหนดขอบเขตของรอยโรคและวางแผนการรักษาด้วยการฉายรังสี ดังนั้น ภาพที่ได้จะต้องมีความละเอียดสูง และผู้ป่วยต้องอยู่ในท่าทางและอุปกรณ์เดียวกันกับตอนฉายรังสีจริง ส่วนการใช้ภาพ diagnostic MRI ในการจำลองการฉายรังสีนั้น เป็นเพียงการนำภาพมาช่วยในการระบุตำแหน่งของรอยโรคเพิ่มเติมจากภาพ CT scan แต่ท่าทางของผู้ป่วยมักแตกต่างกันกับภาพที่ได้จากวันที่มาจำลองการฉายรังสีด้วย CT (CT simulation) ซึ่งจะต้องมีการจัดทำหรือใช้อุปกรณ์พิเศษในการยึดตำแหน่งของผู้ป่วย รวมทั้งใช้เตียงแบบเหมือนในห้องฉายรังสี ดังนั้น หากนำภาพ diagnostic MRI มาซ้อนทับกับภาพ CT simulation อาจทำให้รอยโรคอยู่ในตำแหน่งที่ไม่ตรงกัน ซึ่งอาจทำให้ฉายรังสีคลาดเคลื่อนไปจากตำแหน่งของรอยโรคได้ นอกจากนี้ การสร้างภาพจาก MRI simulation ต้องคำนึงถึงรายละเอียดของภาพมากกว่า เนื่องจากแพทย์ต้องกำหนดตำแหน่งของรอยโรคที่จะทำการฉายรังสีอย่างชัดเจนและแม่นยำ และต้องนำภาพที่ได้มาทับซ้อนกับภาพที่ได้จาก CT simulation (image registration) เพื่อนำไปคำนวณปริมาณรังสี (dose calculation) ดังนั้นความละเอียดควรใกล้เคียงกัน โดยทั่วไป มักใช้ slice thickness ใน CT simulation เท่ากับ 2.5-3 มม. ในกรณีฉายรังสีปกติ และ 1-1.25 มม. สำหรับการฉายรังสีด้วยเทคนิค SRS/SRT ดังนั้นภาพจาก MRI simulation ควรมี slice thickness ไม่เกิน 2-3 มม. หรือเป็นภาพ 3D-volume image

สำหรับความแตกต่างระหว่าง MRI simulator กับ diagnostic MRI ได้แก่ ขนาดอุโมงค์ (bore) ของ MRI simulator จะใหญ่กว่า คือประมาณ 70-90 ซม. เพื่อจัดทำผู้ป่วยหรือใส่อุปกรณ์ยึดตำแหน่ง (immobilization) และใช้เตียงแบน (flat table) เพื่อให้ผู้ป่วยนอนในท่าเดียวกันกับตอนทำ CT simulation และตอนฉายรังสีจริง มีเลเซอร์สำหรับอ้างอิงตำแหน่งในห้อง (in-room laser) เช่นเดียวกับในห้อง CT simulation ดังภาพที่ 5 ซึ่งอุปกรณ์ทุกชนิดที่ใช้ในห้อง MRI simulation นี้ รวมถึงอุปกรณ์สำหรับ monitor ผู้ป่วยและ anesthetic devices ต่างๆต้องเป็น MR-compatible device



ภาพที่ 5 เครื่อง MRI simulation มี large bore สำหรับ immobilization device และ in-room laser

ข้อแตกต่างที่สำคัญอีกประการหนึ่ง คือ protocol ในการสร้างภาพ โดยใน diagnostic MRI ต้องมีการสร้างภาพหลายแบบ เพื่อให้ได้ข้อมูลที่มากที่สุดในการวินิจฉัยโรค ส่วนใน MRI simulation ต้องการเพียงภาพที่สามารถเห็นตำแหน่งและขอบเขตของรอยโรคที่ชัดเจนที่สุดเท่านั้น อีกทั้งเพื่อช่วยร่นระยะเวลาในการทำ MRI simulation ไม่ให้ยาวนานเกินไป เพราะผู้ป่วยต้องนอนในเครื่อง immobilization นาน อาจมีความเมื่อยล้าและอึดอัด หรือทำให้มีการขยับตัว ภาพที่ได้ไม่ชัดเจนหรือมีการผิดตำแหน่งไป สำหรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการสร้างภาพ ได้แก่ radiofrequency (RF) coil ก็มีความแตกต่างกัน เพื่อให้เหมาะสมกับแต่ละตำแหน่ง และรองรับกับ immobilization device ดังภาพที่ 6





(A)



(B)

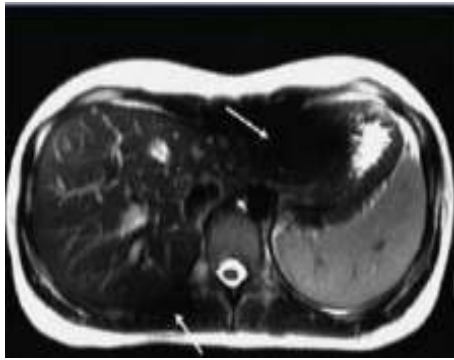
ภาพที่ 6 Radiofrequency (RF) coil ที่ใช้ในการทำ MRI simulation (A) brain coil และ (B) body coil

เครื่อง MRI simulation ออกแบบมาสำหรับการวางแผนการฉายรังสีโดยเฉพาะ ขนาดสนามแม่เหล็กที่ใช้โดยทั่วไปจะเท่ากับ 0.2-3 เทสลา มี 2 แบบ ได้แก่ open, low-field permanent magnet MR (0.2-1 Tesla) และ superconductive MR (1.5-3 Tesla) ซึ่งแบบ open magnet จะมีน้ำหนักที่มากกว่าคือประมาณ 7,000 กิโลกรัม มีขนาด bore และ field-of-view (FOV) น้อยกว่า และไม่สามารถทำ functional study ได้ แต่มีข้อดีคือการดูแลรักษาทำได้ง่ายกว่า และสามารถเคลื่อนเตียงผู้ป่วยเข้าไปในเครื่องได้โดยไม่ต้องเคลื่อนย้ายผู้ป่วย ในขณะที่ superconductive MR มีน้ำหนักเพียง 3,800 กิโลกรัม และมีขนาด bore และ FOV มากกว่า รวมทั้งสามารถทำการตรวจ functional study ได้ เช่น DWI, MRS แต่การดูแลรักษายากกว่า ในปัจจุบัน MRI simulator ชนิด superconductive MR ได้รับความนิยมมากกว่า

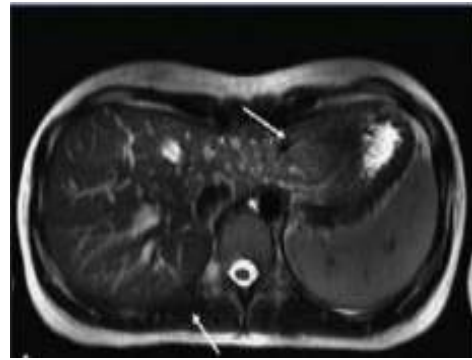


## ข้อจำกัดของการจำลองการฉายรังสีด้วยภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก

1. ภาพผิดเพี้ยน (image distortion) อาจเกิดจากระบบเครื่อง (system-related distortion) หรือจากตัวผู้ป่วยเอง (patient-related หรือ object-induced distortion) สาเหตุประการแรกมักเกิดจากความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็ก (inhomogeneity of magnetic field) ซึ่งแปรผันตามระยะทางระหว่างวัตถุที่จะ scan จาก isocenter (radial distance from isocenter), gradient field (non-linearity of magnetic field gradient) และกระแสไฟฟ้า (eddy current effect) ซึ่งสามารถแก้ไขได้ด้วยเครื่องมือและระบบการสร้างภาพที่ทันสมัยในปัจจุบัน ส่วนสาเหตุประการที่สองเกิดจากความไวต่อการเปลี่ยนแปลงของสนามแม่เหล็ก (magnetic susceptibility) เช่น บริเวณ tissue-air interface และผลของความแตกต่างทางคุณสมบัติของไฮโดรเจนอะตอมในสิ่งแวดล้อมต่างๆ เช่น ในน้ำ และในเนื้อเยื่อไขมัน ที่เรียกว่า chemical shift effect ซึ่งแก้ไขได้ด้วยเทคนิคการรับสัญญาณและการสร้างภาพ ดังตัวอย่างในภาพที่ 7



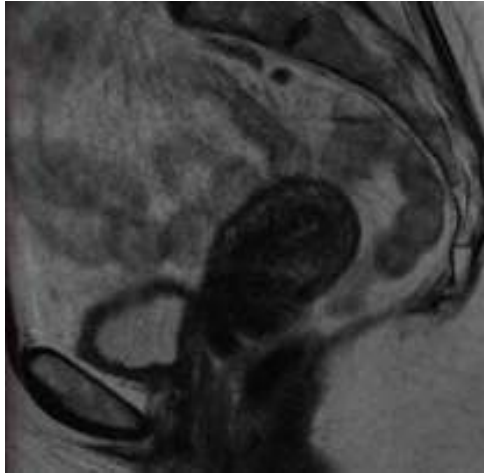
(A)



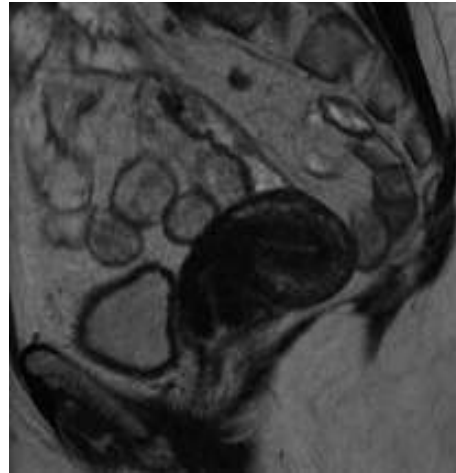
(B)

ภาพที่ 7 Image distortion จาก abdominal fat เรียกว่า chemical shift (A) และภาพที่แก้ไขแล้ว โดยการเพิ่ม bandwidths (B)

2. เครื่อง MRI มีความไวต่อการเคลื่อนไหวของวัตถุที่ scan สูง ทำให้เสี่ยงต่อการเกิด motion artifact เช่น การขยับตัวของผู้ป่วยเนื่องจากใช้เวลาในการ scan ภาพนาน หรือการเคลื่อนที่ของอวัยวะภายใน เช่น การเคลื่อนไหวของลำไส้ (peristalsis) การหายใจ การเต้นของหัวใจ รวมถึงการมีปัสสาวะในกระเพาะปัสสาวะ หรือการมีอุจจาระในลำไส้ใหญ่เพิ่มขึ้น (bladder and rectal filling) ซึ่งแปรผันตามเวลาที่ใช้ในการ scan ส่งผลให้ได้ภาพที่ไม่ชัดเจน ดังนั้น ในการตรวจ MRI ของอวัยวะในช่องท้อง มักให้ยาระงับการเคลื่อนไหวของลำไส้ เช่น hyoscine butylbromide (buscopan®) ดังตัวอย่างในภาพที่ 8



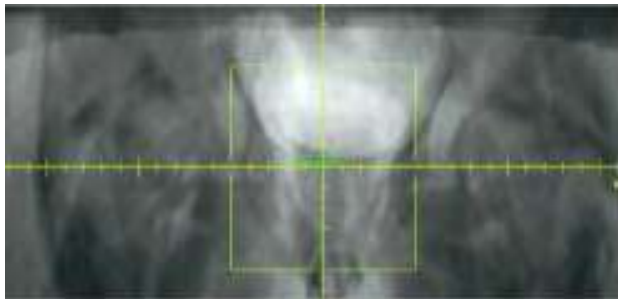
(A)



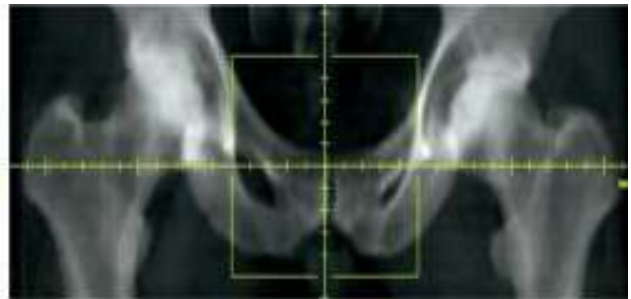
(B)

ภาพที่ 8 motion artifact จากการเคลื่อนที่ของลำไส้ (bowel movement) ในรายที่ไม่ได้รับ (A) และได้รับ (B) ยา hyoscine butylbromide (buscopan®)

3. สัญญาณภาพจากกระดูกไม่ชัดเจน (poor cortical bone contrast) ทำให้ไม่สามารถสร้างภาพ digitally reconstructed radiograph (DRR) สำหรับการตรวจสอบตำแหน่งในห้องฉายแสงได้ (treatment verification) ดังภาพที่ 9 อย่างไรก็ตาม หากใน treatment room สามารถตรวจสอบตำแหน่งผู้ป่วยโดยใช้ภาพสามมิติ เช่น cone-beam CT ได้ การสร้างภาพ DRR อาจมีความสำคัญลดลง



(A) ภาพ DRR จาก MRI



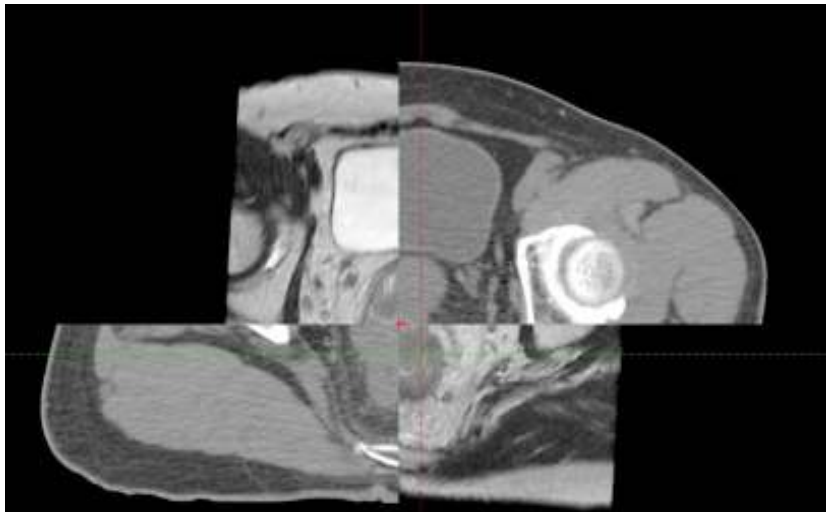
(B) ภาพ DRR จาก CT

ภาพที่ 9 เปรียบเทียบภาพ digitally reconstructed radiograph (DRR) ที่สร้างจากภาพ MRI (A) และ CT (B)

4. ไม่มีค่าความหนาแน่นของอิเล็กตรอน (electron density) ดังนั้นในการทำ MRI simulation จึงจำเป็นต้องทำ CT simulation ควบคู่กันไปด้วย เพื่อให้มีค่า CT electron density มาใช้ในการคำนวณปริมาณ

รังสี (dose calculation) ต่อมาได้มีความพยายามนำภาพ MRI simulation มาใช้ในการวางแผนการฉายรังสีเลย โดยหวังว่าจะสามารถลดขั้นตอนในการทำงาน (workload) และลดค่าใช้จ่าย โดยไม่ต้องทำ CT simulation ซ้ำซ้อน และไม่มีข้อผิดพลาดจาก image registration ระหว่างภาพ CT และ MRI อีกทั้งยังเป็นประโยชน์ต่อผู้ป่วยในแง่ของความสะดวก ความประหยัด และความปลอดภัย ไม่ต้องรับรังสีจาก CT scan และความเสี่ยงต่อการแพ้สารทึบรังสีก็น้อยกว่าด้วย อย่างไรก็ตามก็ยังคงอยู่ในระหว่างการศึกษาและยังไม่นำมาใช้เป็นมาตรฐาน

นอกจากนี้ เนื่องจากการตรวจ MRI simulation มักใช้ field of view (FOV) ขนาด 18-25 ซม. เพื่อลด inhomogeneity of magnetic field และให้ได้ภาพที่ชัดเจน ดังนั้นการตรวจในบริเวณลำตัวหรืออุ้งเชิงกรานอาจไม่สามารถรับภาพได้ครอบคลุมตัวผู้ป่วยทั้งหมด (body) ดังภาพที่ 10 ซึ่งจะมีผลต่อการคำนวณปริมาณรังสีในทางกลับกัน หากต้องการรับภาพให้ครอบคลุมตัวผู้ป่วยได้หมด อาจต้องใช้ FOV ที่ใหญ่ขึ้น ซึ่งจะส่งผลต่อความชัดเจนของภาพ



ภาพที่ 10 การตรวจ MRI simulation ในผู้ป่วยโรคมะเร็งลำไส้ใหญ่และทวารหนัก โดยใช้ field of view (FOV) ขนาด 18 ซม. จะได้ภาพที่ชัดเจน แต่ไม่ครอบคลุมตัวผู้ป่วย ทำให้สร้าง body เพื่อนำไปคำนวณปริมาณรังสีไม่ได้ ดังนั้นจึงต้องทำ CT simulation ด้วยเพื่อสร้าง body และใช้ค่า CT electron density ในการคำนวณรังสี

5. ข้อจำกัดในแง่ของการใช้งาน เนื่องจากเครื่องมือมีราคาแพง และไม่เหมาะกับผู้ป่วยที่มีเครื่องกระตุ้นหัวใจ (pacemaker) ผู้ป่วยที่เคยผ่าตัดใส่เครื่องมือที่เป็นเหล็ก (MRI non-compatible device) ผู้ป่วยกลัวที่แคบ (claustrophobia) และผู้ป่วยที่ตัวใหญ่มาก รวมทั้งระยะเวลาในการตรวจที่ยาวนาน อาจไม่เหมาะสมสำหรับผู้ป่วยที่อาการหนักหรืออ่อนแอไม่ได้

## การนำมาประยุกต์ใช้ทางคลินิก (Clinical applications)

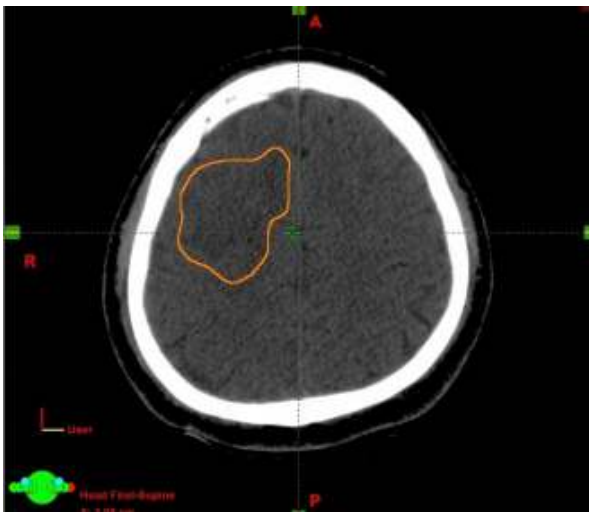
การจำลองการฉายรังสีด้วยภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก สำหรับการฉายรังสีแบบภายนอก (MRI simulation for external beam radiotherapy)

ในที่นี้จะขอกล่าวถึงโรคที่มีการใช้ MRI simulation บ่อย ได้แก่

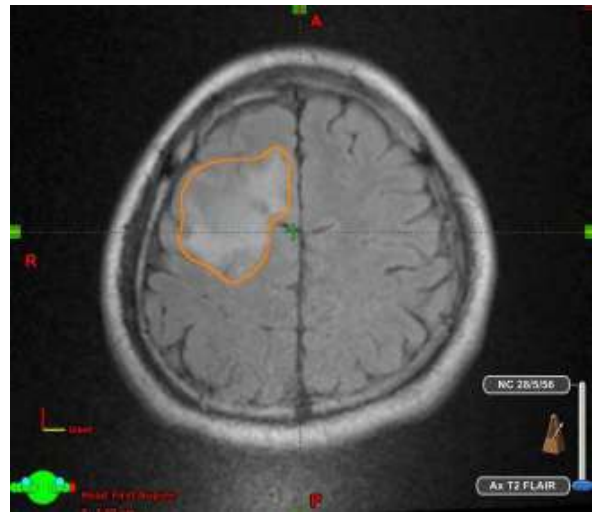
- โรคมะเร็งและเนื้องอกในสมอง (brain tumor)
- โรคมะเร็งในศีรษะและลำคอ (head and neck cancer)
- โรคมะเร็งต่อมลูกหมาก (prostate cancer)
- โรคมะเร็งลำไส้ตรง (rectal cancer)
- โรคมะเร็งปากมดลูก (cervical cancer)

## โรคมะเร็งและเนื้องอกในสมอง (brain tumor)

ปัจจุบันการตรวจ MRI จัดเป็นการตรวจที่เป็นมาตรฐานและจำเป็นสำหรับโรคมะเร็งและเนื้องอกในสมอง เช่น glioma, acoustic neuroma, skull base meningioma รวมถึงมะเร็งที่มีการแพร่กระจายไปยังสมอง (brain metastasis) เนื่องจากภาพที่ได้จาก MRI จะมี soft tissue contrast ดีกว่าภาพจาก CT ทำให้สามารถกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและเนื้องอก (GTV delineation) ได้ดีกว่า ดังภาพที่ 11 และ 12 นอกจากนี้ยังพบว่าการนำภาพ MRI มา register กับ CT ช่วยลดความคลาดเคลื่อนในการกำหนดขอบเขตของก้อนระหว่างผู้วาด (interobserver variation) ได้ด้วย<sup>[9]</sup>

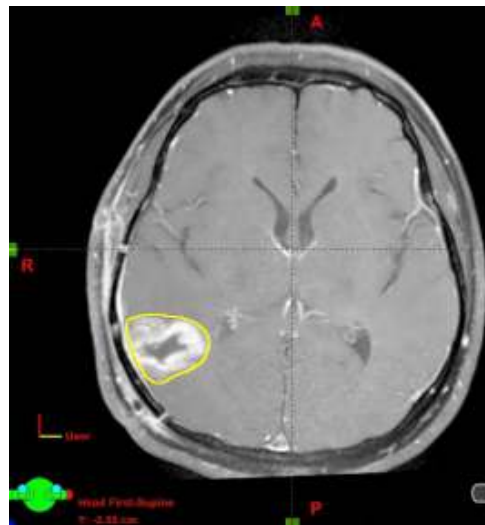
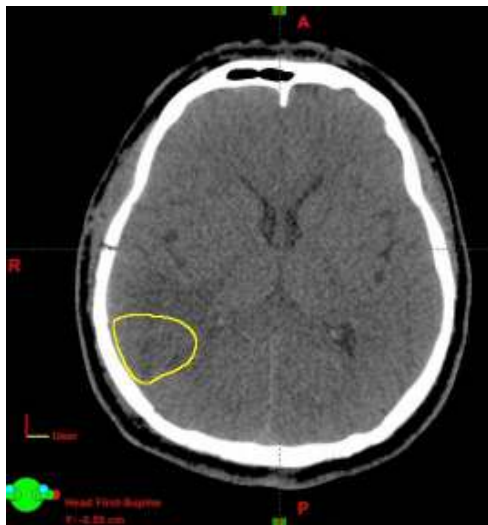


(A)



(B)

ภาพที่ 11 แสดงขอบเขตของ astrocytoma (WHO grade II) ในภาพ CT simulation (A) เปรียบเทียบกับภาพ Fluid attenuated inversion recovery (FLAIR) – MRI simulation (B)

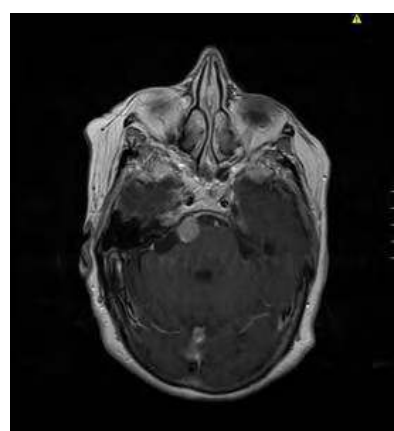


(A)

(B)

ภาพที่ 12 แสดงขอบเขตของ glioblastoma multiforme (GBM) ในภาพ CT simulation (A) เปรียบเทียบกับ ภาพ T1-WI postgadolinium contrast MRI (B)

ในบางกรณี การทำ CT ยังคงมีประโยชน์ในกรณีที่รอยโรคมีโอกาสลุกลามไปยังกระดูกหรือมีการเปลี่ยนแปลงของกระดูกใกล้เคียง เช่น meningioma ซึ่งมักมี hyperostotic change จากการศึกษาของ Khoo และคณะ พบว่า MRI สามารถช่วยในการกำหนดขอบเขตของรอยโรค (CTV delineation) ได้ดีขึ้นในส่วนของ soft tissue regions ที่ใกล้กับ skull base และการใช้ CT จะทำให้เห็นรอยโรคในกระดูกได้ดีกว่า ดังนั้นจึงแนะนำให้ใช้ CT ร่วมกับ MRI ในการ delineation <sup>[10]</sup> ตัวอย่างดังภาพที่ 13



(A)

(B)

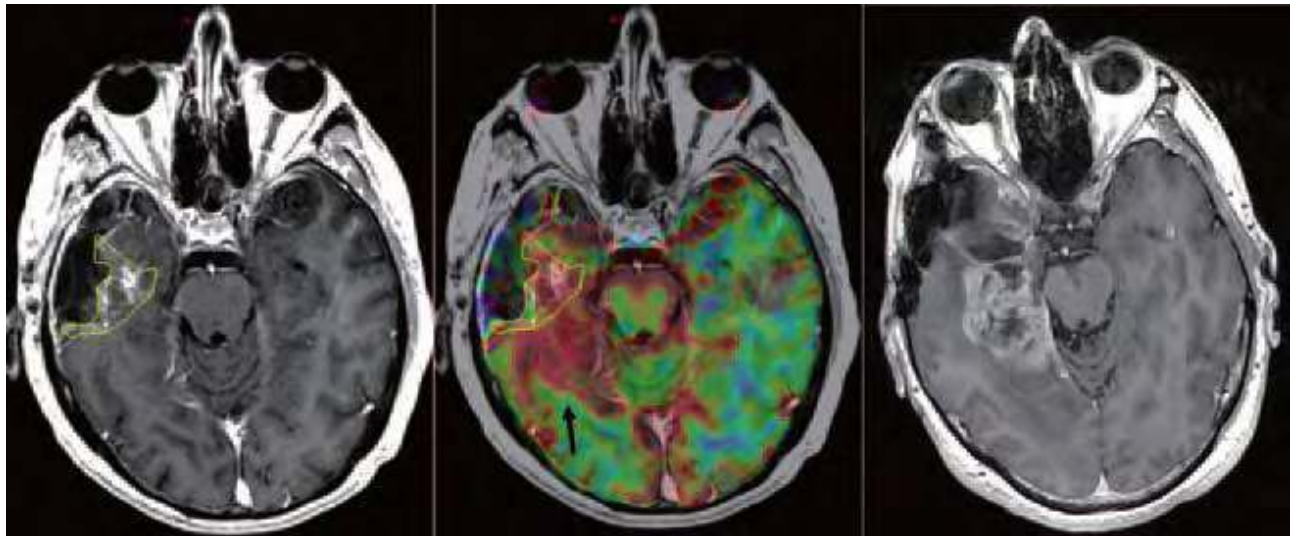
(C)

ภาพที่ 13 แสดงลักษณะของ meningioma บริเวณ medial aspect of right petrous apex ใน contrast-enhanced CT (A), bone-window CT (B) และ T1-WI postgadolinium contrast MRI (C)

อย่างไรก็ดี การทำ CT และ MRI ซึ่งเป็นเพียง anatomical imaging ไม่สามารถบอกขอบเขตที่แท้จริงของรอยโรคตาม biology ได้ รวมทั้งไม่สามารถทราบตำแหน่งหรือส่วนสมองที่สำคัญได้ ดังนั้นจึงมีความพยายามที่จะนำการตรวจพิเศษที่เป็น molecular และ functional imaging มาช่วยในการวางแผนการรักษา เพื่อให้สามารถกำหนดขอบเขตของรอยโรคอย่างชัดเจนและหลีกเลี่ยงการฉายรังสีไปยังส่วนที่สำคัญของเนื้อสมอง เช่น การใช้ diffusion MRI (DWI) บอก cellular density, perfusion MRI บอก angiogenesis, diffusion tensor image (DTI) บอก neuronal tract ที่สำคัญ รวมทั้งการใช้ positron emission tomography (PET) หรือ magnetic resonance spectroscopy (MRS) บอก metabolic activity และ cellular proliferation เป็นต้น ร่วมกับ มีการพัฒนาเทคนิคในการฉายรังสี เพื่อเพิ่มปริมาณรังสีไปเฉพาะตำแหน่งที่ต้องการ ทำให้สามารถควบคุมโรคได้ดีขึ้น ด้วยเทคนิคที่เรียกว่า simultaneous integrated boost (SIB) หรือ dose-painting technique <sup>[11]</sup>

ตัวอย่างการศึกษาการใช้ perfusion MRI และ dynamic contrast enhancement (DCE) ในการกำหนดขอบเขตการฉายรังสี อาศัยคุณสมบัติของก้อนมะเร็งชนิด high-grade glioma ซึ่งมี permeability สูงขึ้น ทำให้ intravascular contrast agent (gadolinium) รั่วออกมาจาก capillary bed ของเนื้อเยื่อ โดยวัดเป็นค่า relative cerebral blood flow (rCBV) ซึ่งจะช่วยให้ทราบถึงตำแหน่งของรอยโรคที่มีค่า rCBV สูงแต่มองไม่เห็นจาก conventional MRI <sup>[11]</sup> ดังภาพที่ 14





(A)

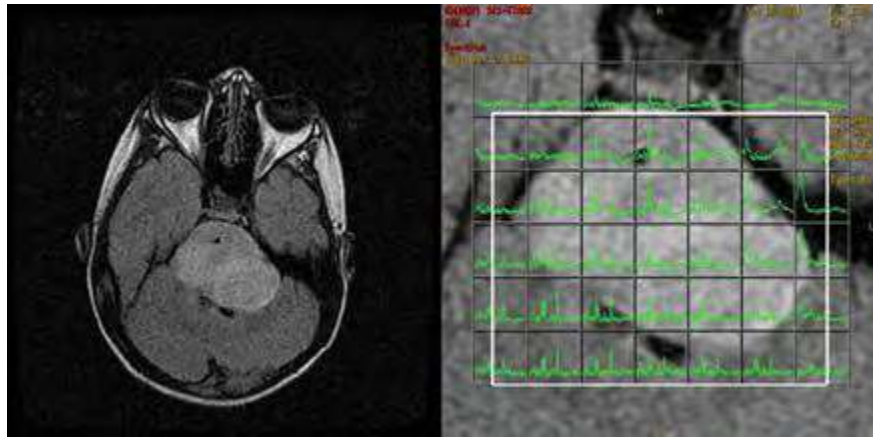
(B)

(C)

ภาพที่ 14 Anaplastic glioma

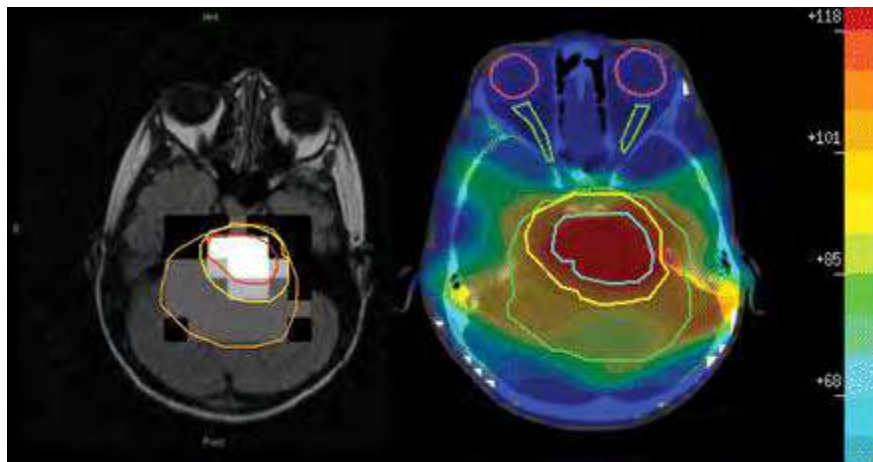
- (A) postoperative T1-Gd MRI ที่ 4 สัปดาห์หลังการผ่าตัด พบมี posterior residual enhancement
- (B) co-registration ระหว่าง ภาพ T1-Gd MRI กับ perfusion map ที่ทำ ณ เวลาเดียวกัน (สีแดงแสดงถึง high rCBV ซึ่งอยู่นอกตำแหน่ง enhancement ที่เห็นจาก (A) )
- (C) 8 เดือนหลังจากการฉายรังสี พบมี posterior recurrence ที่ตำแหน่ง (B)

ตัวอย่างการศึกษาการใช้ MR spectroscopic imaging (MRSI) ในการวางแผนการฉายรังสีใน glioma โดย convert raw data จาก MRSI เป็น grayscale โดยใช้ค่า choline to creatine ratio (Cho/Cr) ดังภาพที่ 15 และพบว่าภาพที่ได้จาก T1-Gd MRI ใหญ่กว่าภาพจาก MRSI ในตำแหน่งที่มี Cho/Cr >3 และภาพจาก T2-WI ใหญ่กว่าตำแหน่งที่ Cho/Cr >1 แสดงถึงการ overestimation ของ conventional MRI หรือ overtreatment ของ normal brain tissue นั้นเอง อย่างไรก็ตาม ยังไม่มีค่า cut-off level ที่เป็นมาตรฐานจึงยังไม่นำมาใช้ในทางปฏิบัติ<sup>[12]</sup> และในอีกการศึกษาใช้ค่า choline to N-acetylaspartate (NAA) ratio (Cho/NAA) พบว่า metabolically active tumor (Cho/NAA index >2) อยู่นอกตำแหน่งที่เห็นจาก MRI หมายความว่า เป็นตำแหน่งที่ underestimation<sup>[13]</sup> แต่ยังไม่มีการนำมาใช้อย่างแพร่หลายด้วยสาเหตุเดียวกัน นอกจากนี้ ข้อจำกัดของการทำ MRS ได้แก่ขนาดของ voxel มีขนาดใหญ่ (10mm x 10mm x 10mm) ทำให้ spatial resolution ไม่ดี



(A)

(B)



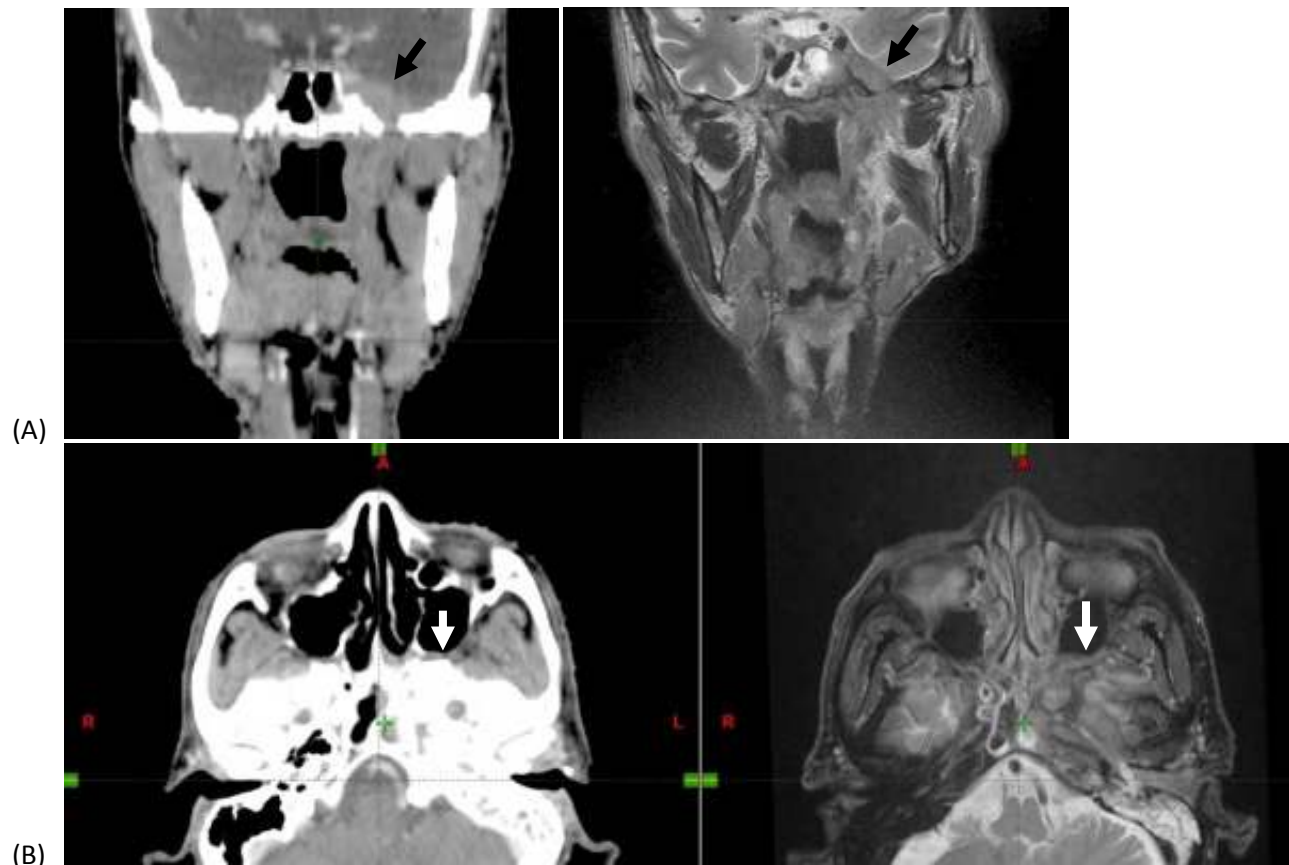
(C)

(D)

ภาพที่ 15 Brain stem glioma ในภาพ FLAIR-MRI (A) ซึ่งมีค่า choline to creatine ratio (Cho/Cr) ที่สูงขึ้นในภาพ MRS (B) แล้วใช้ค่านี้ในการ convert raw data เป็น grayscale (C) และการฉายรังสีด้วยเทคนิค simultaneous integrated boost (SIB) เพื่อเพิ่มปริมาณรังสีไปยังตำแหน่งดังกล่าว (D)

## โรคมะเร็งในศีรษะและลำคอ (head and neck cancer)

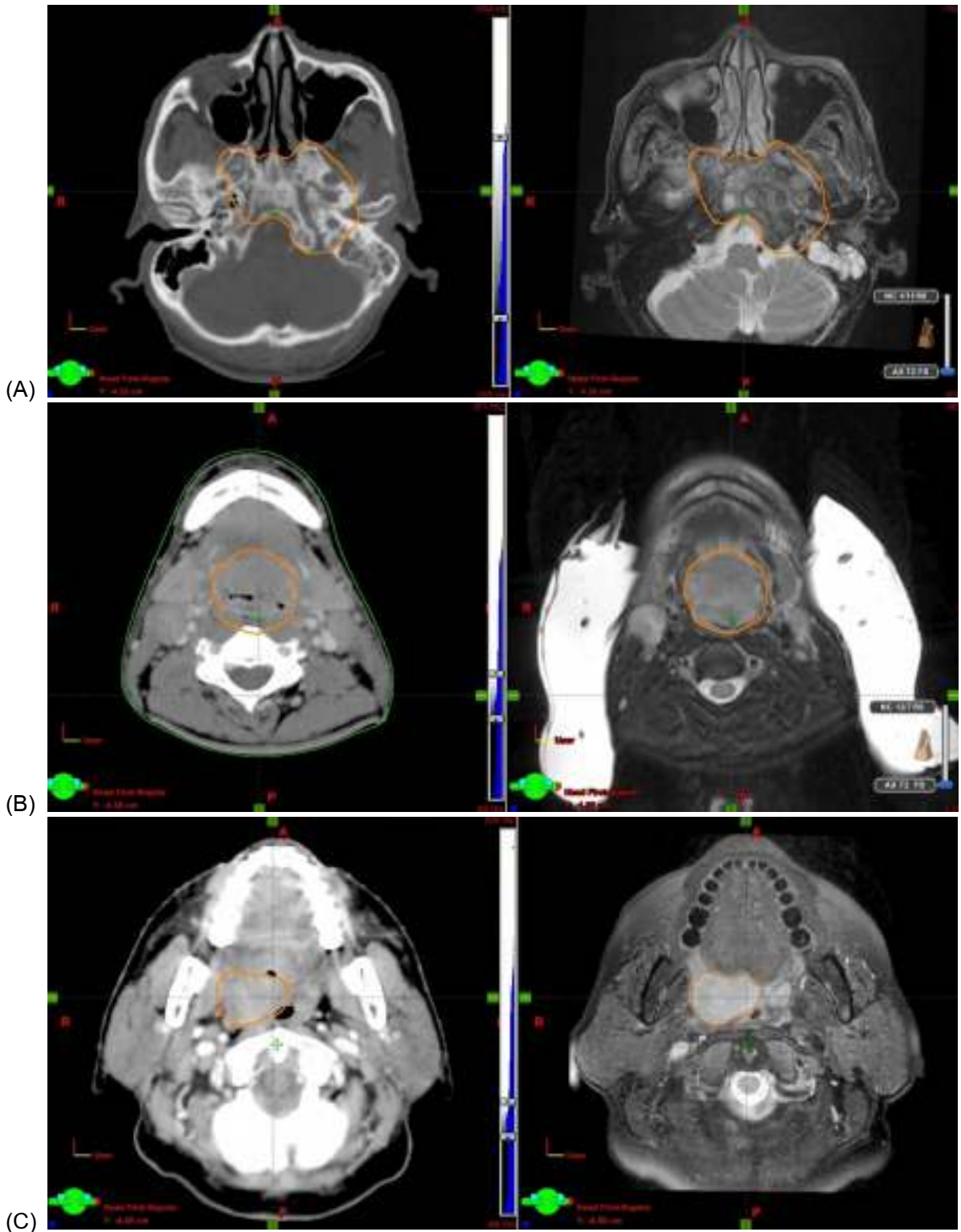
แม้ว่าในปัจจุบัน การประเมินผู้ป่วยโรคมะเร็งศีรษะและลำคอจะใช้การตรวจร่างกาย ร่วมกับ CT scan เป็นหลัก เนื่องจากสามารถทำได้ง่าย ใช้เวลาไม่นาน และเครื่อง CT scan มีใช้ทั่วไปเกือบทุกโรงพยาบาล แต่การตรวจด้วย MRI เป็นที่นิยมมากขึ้น เพราะสามารถเห็น extent ของ tumor ได้ชัดเจนกว่า โดยเฉพาะอย่างยิ่งในกรณีของโรคมะเร็งหลังโพรงจมูก (nasopharyngeal carcinoma, NPC) ซึ่งพบมี intracranial extension ได้และมีผลต่อการพิจารณาการรักษา รวมถึงเปลี่ยนแปลงพยากรณ์โรคได้ แต่มีการศึกษาเปรียบเทียบการตรวจด้วย CT กับ MRI ใน NPC พบว่ามีสามารถตรวจพบ intracranial extension เท่ากับ 36.8% และ 77.1% ตามลำดับ หรือมีผู้ป่วยประมาณ 40% ไม่พบ intracranial extension จาก CT แต่พบได้จาก MRI ซึ่งถือเป็นการเปลี่ยน staging และ prognosis ที่สำคัญ รวมทั้งมีผลต่อการกำหนดขอบเขตของการฉายรังสีด้วย นอกจากนี้ ในการศึกษาวิจัยยังพบว่าการใช้ MRI สามารถพบอัตรการลุกลามไปยัง pterygopalatine fossa (PPF) ได้เพิ่มขึ้นด้วย<sup>[14]</sup> ดังภาพที่ 16



ภาพที่ 16 แสดงการลุกลามไปยัง left cavernous sinus (A) (ลูกศรสีดำ) และ left PPF (B) (ลูกศรสีขาว)

ประโยชน์หลักของการทำ MRI simulation ในโรคมะเร็งศีรษะและลำคอ คือการวาดขอบเขตของก้อนมะเร็ง (target delineation) ตัวอย่างภาพที่ 17 นอกจากนี้ ในการศึกษาการฉายรังสีโดยใช้ภาพ CT-MRI

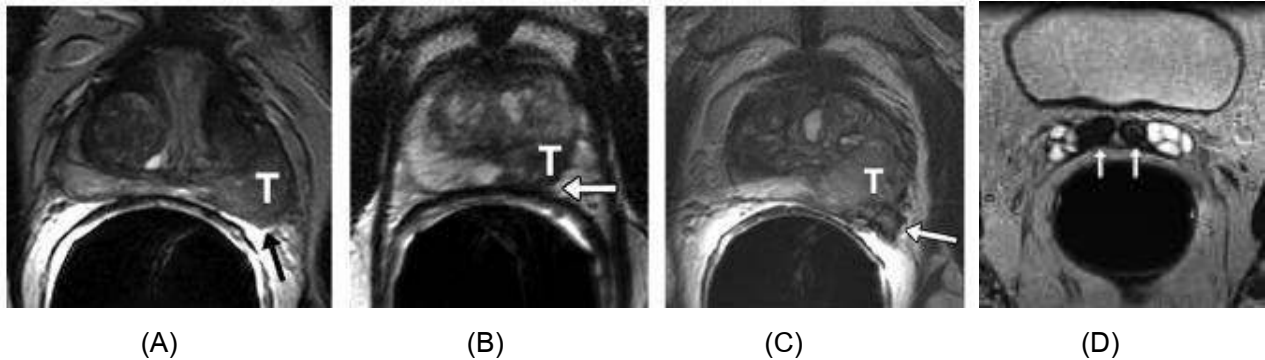
fusion พบว่าสามารถเพิ่ม PTV coverage ได้ดีกว่าการใช้ภาพ CT เพียงอย่างเดียว และลดปริมาณรังสีไปยัง  
อวัยวะสำคัญ ได้แก่ ก้านสมอง ต่อมไทรอยด์ และหูชั้นในได้ด้วย <sup>[15]</sup>



ภาพที่ 17 แสดง gross tumor volume (GTV) target delineation โรคมะเร็งศีรษะและลำคอ  
 (A) โรคมะเร็งหลังโพรงจมูก (B) โรคมะเร็งโคนลิ้น (base of tongue) (C) โรคมะเร็งต่อมทอนซิล

## โรคมะเร็งต่อมลูกหมาก (prostate cancer)

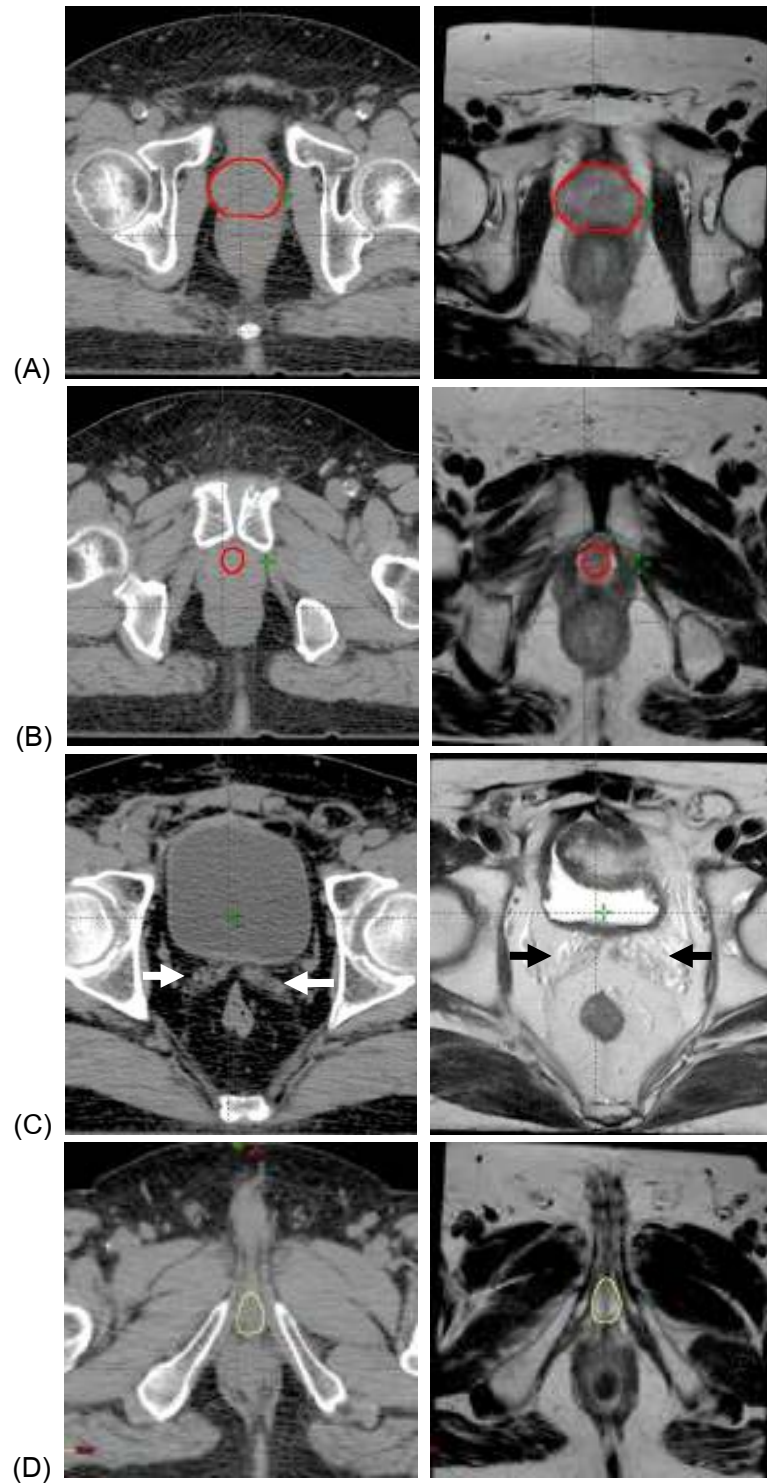
MRI นับเป็นการตรวจมาตรฐานสำหรับโรคมะเร็งต่อมลูกหมาก เนื่องจากภาพที่ได้มีความชัดเจนมาก สามารถแยกก้อนมะเร็งออกจากเนื้อต่อมปกติได้ชัดเจน โดยต่อมลูกหมากปกติจะเห็นลักษณะของ peripheral zone เป็นสีขาว (high signal intensity) ในภาพ T2-WI และจะเห็น tumor เป็นสีดำ (low signal intensity) นอกจากนี้ยังเห็นการลุกลามออกนอกต่อมลูกหมาก (extraprostatic extension) หรือการลุกลามไปยังอวัยวะใกล้เคียงเช่น neurovascular bundle และ seminal vesicle<sup>[16]</sup> ได้ด้วย ดังภาพที่ 18



ภาพที่ 18 แสดงลักษณะของการลุกลามออกนอกต่อมลูกหมาก (extraprostatic extension) (A, B) การลุกลามไปยัง neurovascular bundle (C) และ seminal vesicle (D)

จากการศึกษาพบว่าการวาดขอบเขตของต่อมลูกหมากด้วยภาพ CT มัก overestimate ขนาดของต่อมลูกหมากประมาณ 27-43% โดยเฉพาะในบริเวณ prostate apex การใช้ MRI simulation จะช่วยให้แพทย์ กำหนดขอบเขตของต่อมลูกหมาก, seminal vesicle รวมทั้งอวัยวะข้างเคียงเช่น rectum, penile bulb ได้ชัดเจนขึ้น<sup>[17-20]</sup> ดังภาพที่ 19 ซึ่งช่วยให้สามารถเพิ่มปริมาณรังสี (dose escalation) ไปยังบริเวณที่ต้องการ ในขณะที่เดียวกันก็ลดปริมาณรังสีไปยังอวัยวะปกติ เป็นการลดผลข้างเคียงจากการฉายรังสีด้วย นอกจากนี้ สำหรับการฉายรังสีหลังการผ่าตัดในโรคมะเร็งต่อมลูกหมาก การทำ MRI ก็มีประโยชน์ในแง่การลด CTV prostate bed ในการฉายรังสีเช่นกัน โดยลดได้ 9-13% โดยเฉพาะทางด้าน superior ซึ่งเป็นบริเวณของ bladder neck และ remnant ของ seminal vesicles ส่วนทางด้าน inferior ซึ่งเป็นบริเวณ anastomosis จะเห็นได้ชัดเจนกว่าในภาพ T2WI MRI<sup>[21]</sup>



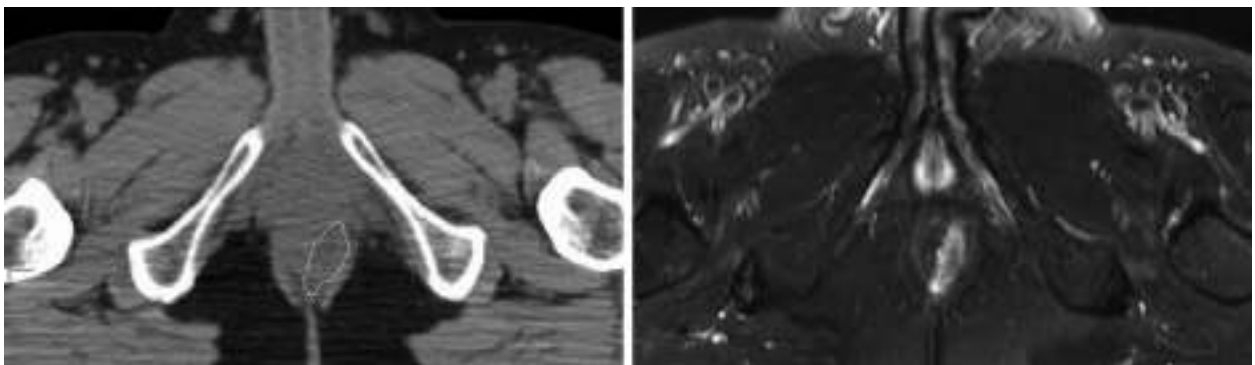


ภาพที่ 19 เปรียบเทียบภาพ CT simulation และ MRI simulation ที่ตำแหน่งของ prostate gland (CTV) (A), prostate apex (B), seminal vesicle (ลูกครีชีขาวในภาพ CT ลูกครีสีดำในภาพ MRI) (C) และ penile bulb (D)



## โรคมะเร็งลำไส้ตรง (rectal cancer)

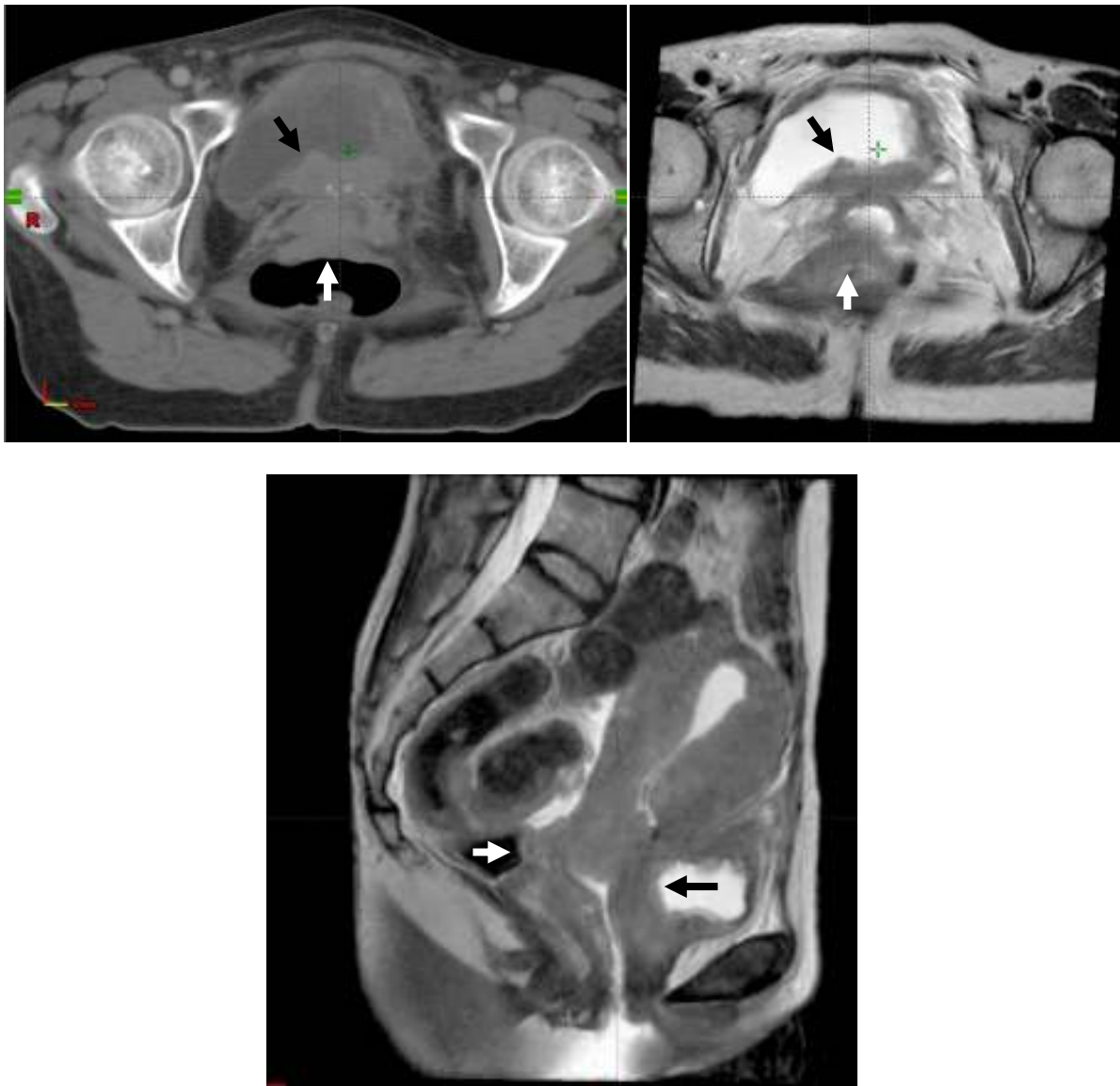
สำหรับโรคมะเร็งลำไส้ตรง ในปัจจุบันถือว่า MRI มีความสำคัญในการบอกการลุกลามของโรคเฉพาะที่ เช่น การลุกลามทะลุชั้นต่างๆของผนังลำไส้ การลุกลามไปยังอวัยวะใกล้เคียง และต่อมน้ำเหลือง ซึ่งช่วยในการบอกระยะของโรค (staging) ที่แน่ชัด โดยมี sensitivity และ specificity สูงถึง 71-91% และ 78-100% ตามลำดับ โดยก้อนมะเร็งที่เห็นจาก MRI มักมีขนาดเล็กกว่า สั้นกว่า และห่างจาก anal sphincter มากกว่าจากภาพ CT รวมถึงเห็นระยะห่างระหว่างก้อนมะเร็งกับเยื่อหุ้มรอบลำไส้ตรง (mesorectal circumference) ซึ่งเป็นปัจจัยสำคัญในแง่ของการผ่าตัดและการทำนายการเกิด local recurrence ช่วยให้แพทย์สามารถประเมินขอบเขตของรอยโรคได้อย่างถูกต้องแม่นยำ การทำ MRI simulation มีประโยชน์ทั้งในการช่วยลด overestimation ของก้อนมะเร็งจากภาพ CT scan เช่นในกรณีที่มีอุจจาระในลำไส้มาก อาจแยกได้ยากจากตัวโรค และช่วยลด underestimation ของ GTV ในกรณีที่ก้อนมะเร็งอยู่ในบริเวณใกล้ทวารหนัก (anus) หรือ sigmoid colon<sup>[22-24]</sup> ตัวอย่างดังภาพที่ 20



ภาพที่ 20 แสดงลักษณะก้อนมะเร็งในบริเวณ anus ซึ่งเห็นได้ชัดเจนในภาพ T2WI-MRI ซึ่งไม่สามารถระบุขอบเขตได้ชัดเจนใน CT scan

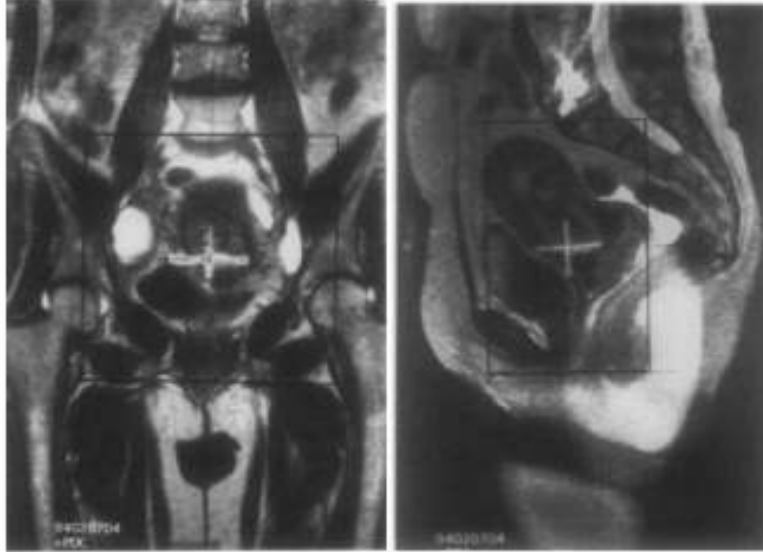
## โรคมะเร็งปากมดลูก (cervical cancer)

เช่นเดียวกับโรคมะเร็งต่อมลูกหมากและมะเร็งลำไส้ตรง การตรวจด้วย MRI นับเป็น gold standard imaging สำหรับการประเมินระยะของโรค เนื่องจากภาพที่ได้มี soft tissue contrast ชัดเจน สามารถประเมินการลุกลามของโรคไปยังอวัยวะข้างเคียงได้ดีกว่า CT ดังตัวอย่างในภาพที่ 21



ภาพที่ 21 Cervical carcinoma stage IVA เปรียบเทียบรอยโรคที่เห็นจาก CT และ MRI ในการประเมินการลุกลามของมะเร็งปากมดลูกไปยัง bladder (ลูกศรสีดำ) และ rectum (ลูกศรสีขาว) รวมทั้ง lower vagina ซึ่งเห็นได้ชัดเจนจากภาพ MRI

การวางแผนการรักษาด้วยรังสีโดยใช้ MRI จะช่วยให้สามารถกำหนดขอบเขตของ field ได้ครอบคลุมเมื่อเปรียบเทียบกับ การฉายรังสีด้วยเทคนิค 2 มิติ เช่น ลดการเกิด marginal miss ในบริเวณของ uterine fundus โดยเฉพาะในผู้ป่วยบางรายที่มี uterine flexion หรือพยาธิสภาพบางอย่างในมดลูก เช่น myoma uteri, pyometra ดังภาพที่ 22 และสำหรับในกรณีการฉายรังสีด้วยเทคนิค 3 มิติ หรือ IMRT ก็สามารถกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งได้อย่างแม่นยำมากขึ้น [25, 26]



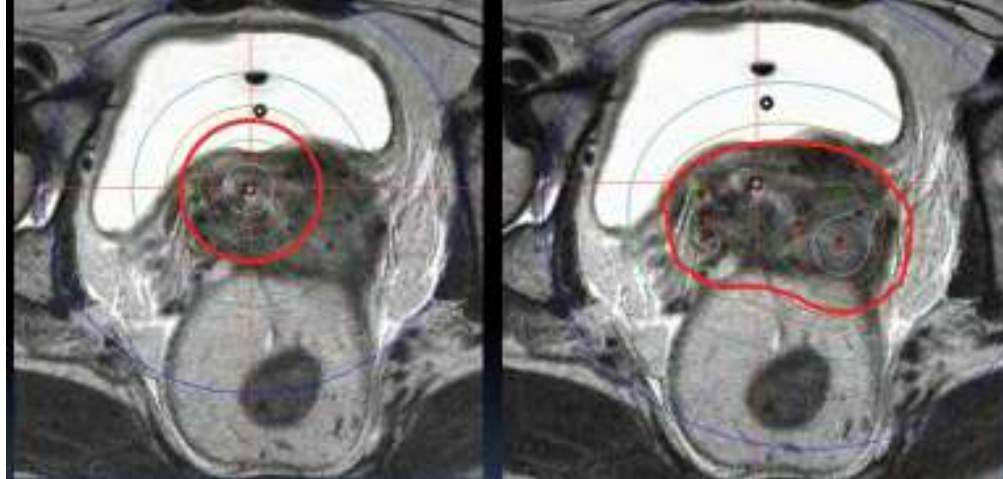
ภาพที่ 22 กรอบสี่เหลี่ยมแสดงขอบเขตของลำรังสีในการฉายรังสีด้วยเทคนิค 2 มิติ ซึ่งขอบหน้าอยู่ที่ anterior ต่อ pubic symphysis แต่ในผู้ป่วยรายนี้มี uterine ante flexion ทำให้เกิด marginal miss บริเวณ uterine fundus ได้

นอกจากนี้ MRI ยังมีบทบาทสำคัญในการรักษาโรคมะเร็งปากมดลูกด้วยการใส่แร่ หรือรังสีรักษา ระยะใกล้ (brachytherapy) ดังจะกล่าวถัดไป

## การจำลองการฉายรังสีด้วยภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก สำหรับการใส่แร่ (MRI simulation for brachytherapy)

การรักษาด้วยรังสีระยะใกล้ (brachytherapy) หรือการใส่แร่ เป็นการรักษาที่สำคัญในโรคมะเร็งปากมดลูก ช่วยในการเพิ่มปริมาณรังสีไปที่ก้อนมะเร็ง ในขณะที่อวัยวะข้างเคียงเช่น bladder, rectum ได้รับปริมาณรังสีไม่เกินที่กำหนดอย่างปลอดภัย โดยอาศัยข้อดีจากทฤษฎี inverse square law ที่รังสีจะลดลงอย่างรวดเร็วเมื่อระยะห่างจากก้อนมะเร็งเพิ่มมากขึ้น ซึ่งเป็นคุณสมบัติเด่นของ brachytherapy

ในทำนองเดียวกันกับเทคนิคการฉายรังสีจากภายนอก (external beam brachytherapy) ซึ่งได้รับการพัฒนาจากเทคนิค 2D เป็น 3D และ IMRT ดังได้กล่าวมาแล้วจากผลจากการพัฒนาเทคโนโลยีทางการสร้างภาพและการฉายรังสี เทคนิคการใส่แร่ก็ได้ก้าวหน้าไปอย่างรวดเร็วเช่นกัน ในปัจจุบัน การใส่แร่ด้วยเทคนิค 3 มิติ (3D brachytherapy) กำลังได้รับความนิยมมากขึ้น เนื่องจากแพทย์สามารถประเมินระยะของโรคได้แน่ชัดตั้งแต่ก่อนการรักษา และการใส่แร่ ช่วยให้การกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งมีความแม่นยำมากขึ้น รวมทั้งสามารถวางแผนเทคนิคการใส่แร่และเลือกอุปกรณ์ได้อย่างเหมาะสมสำหรับผู้ป่วยแต่ละราย (individualized treatment) และในแต่ละครั้งตามการตอบสนองต่อการรักษา จึงเรียกว่า image-guided adaptive brachytherapy (IGABT) ดังตัวอย่างในภาพที่ 23 จากเดิมที่กำหนดปริมาณรังสีให้ผู้ป่วยทุกคนที่ point A ซึ่งเป็นจุดสมมติจุดหนึ่ง ต่อมาเมื่อเทคนิคในการสร้างภาพดีขึ้น สามารถเห็นก้อนมะเร็งซึ่งมีลักษณะ asymmetric และ irregular shape จึงพิจารณาใช้ intracavitary ร่วมกับ interstitial brachytherapy ทำให้ปริมาณรังสีครอบคลุมก้อนมะเร็งมากขึ้น ในขณะที่เดียวกันก็สามารถลดปริมาณรังสีไปยังอวัยวะข้างเคียงได้ด้วย



(A)

(B)

ภาพที่ 23 เปรียบเทียบระหว่างการใส่แร่ด้วยเทคนิค intracavitary brachytherapy โดยการกำหนดปริมาณรังสีไปที่ point A (A) กับการใส่แร่ด้วยเทคนิค 3 มิติ ด้วยเทคนิค intracavitary ร่วมกับ interstitial brachytherapy โดยกำหนดปริมาณรังสีไปที่ก้อนมะเร็ง (B)

จากการศึกษาการใส่แร่ด้วยเทคนิค 3 มิติโดยใช้ MRI ในผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกระยะ IB – IVA จำนวน 156 ราย พบว่า complete remission rate สูงถึง 97% overall local control ที่ 3 ปี เท่ากับ 95% (92-98%) และ overall survival ที่ 3 ปี เท่ากับ 68% (45-74%) โดยมีผลข้างเคียงที่รุนแรงน้อยมาก [27, 28]

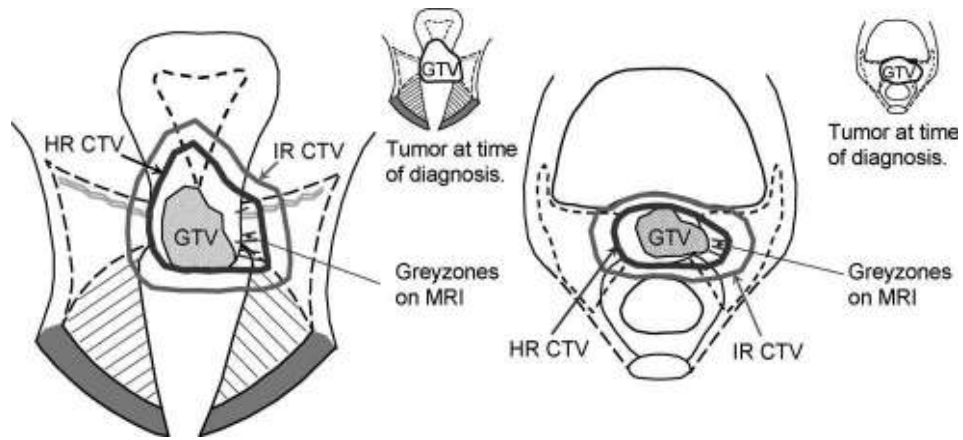
GEC-ESTRO recommendation [29-31] ได้แนะนำให้ทำ T2WI MRI at diagnosis และ at each time of brachytherapy (BT) application ร่วมกับการประเมินด้วยการตรวจร่างกาย เพื่อกำหนดขอบเขตของ GTV และ CTV โดยมี definition ดังนี้ (ภาพที่ 24)

- GTV at diagnosis (GTV<sub>D</sub>) หมายถึง macroscopic tumor extension at diagnosis จากการตรวจร่างกายและภาพ MRI

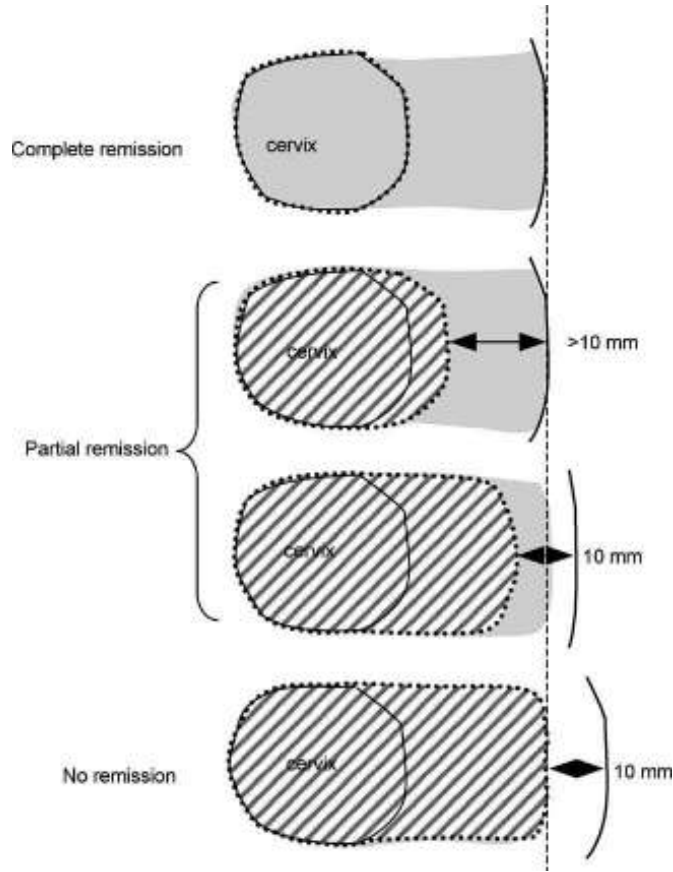
- GTV for BT (GTV<sub>B</sub>) หมายถึง macroscopic tumor extension at time of BT จากการตรวจร่างกายและภาพ MRI

- High risk CTV for BT (HR CTV<sub>B</sub>) หมายถึง high tumor load area ได้แก่ GTV<sub>B</sub>, whole cervix และ presumed extracervical tumor extension at time of BT รวมถึงบริเวณ grey zone ที่ parametria, uterine corpus, vagina, rectum, bladder ด้วย

- Intermediate risk CTV for BT (IR CTV<sub>B</sub>) หมายถึง significant microscopic tumor load area ได้แก่ HR CTV with safety margin (5-15 mm โดยทั่วไปใช้ 10 mm) ดังภาพที่ 25

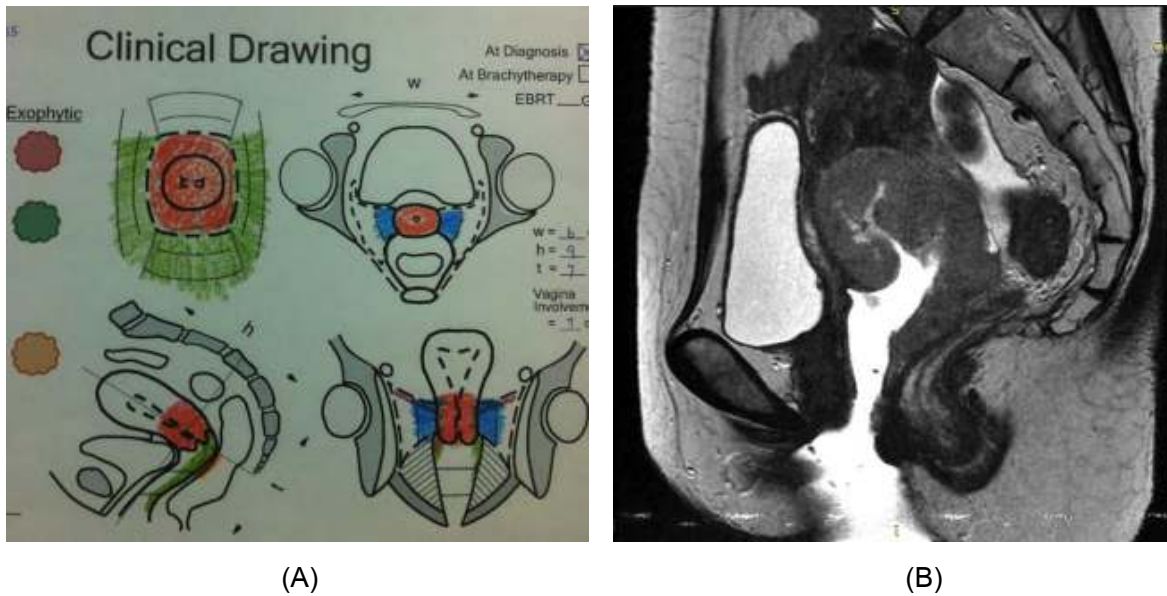


ภาพที่ 24 schematic presentation สำหรับ high risk และ intermediate risk CTV ในโรคมะเร็งปากมดลูก ตาม GEC-ESTRO recommendation



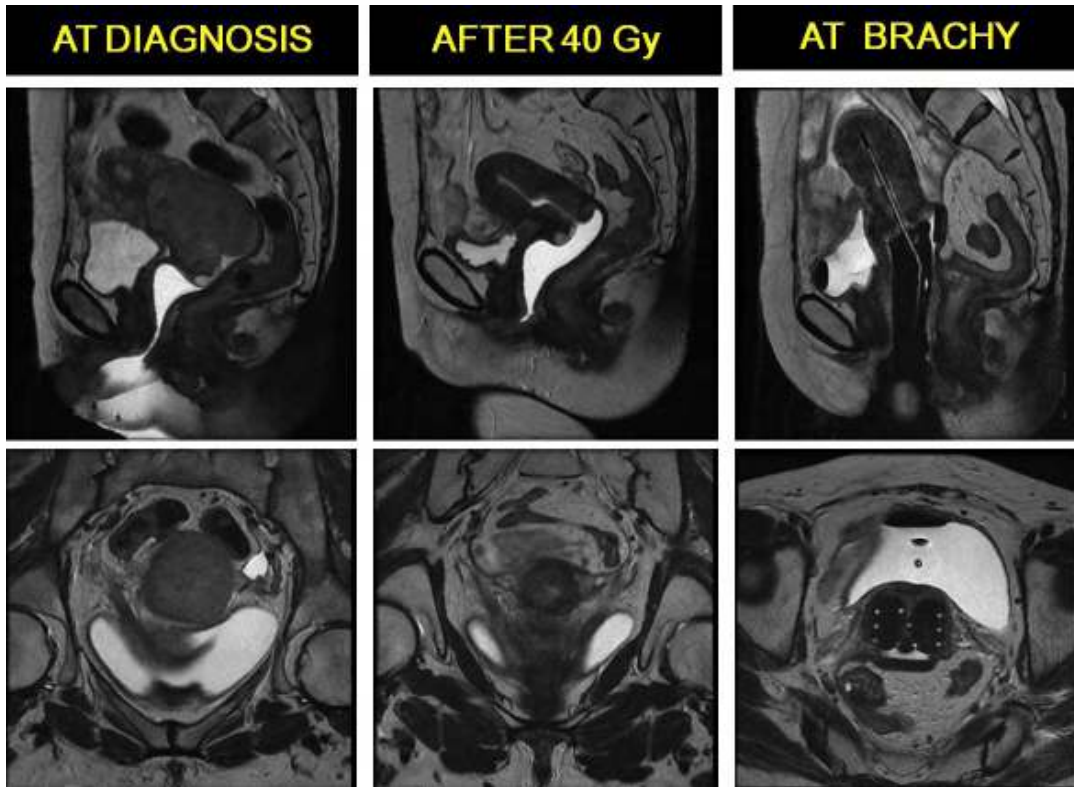
ภาพที่ 25 Schematic diagram สำหรับโรคมะเร็งปากมดลูก โดยแสดงขอบเขตของ GTV<sub>D</sub> (สีเทา), GTV<sub>B</sub> (ลายทาง), high risk CTV (เส้นประ) และ intermediate risk CTV (เส้นทึบ) ภายหลังจากการรักษาด้วยการฉายรังสีและเคมีบำบัด ตามการตอบสนองในรูปแบบต่างๆ (complete remission, partial remission, no remission)

ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์ ผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกจะได้รับการประเมินโดยการตรวจร่างกายตั้งแต่ก่อนเริ่มการรักษาและใส่แร่ โดยวาด diagram ดังภาพที่ 26 จากนั้นวางแผนการรักษาโดย CT และ MRI simulation โดยในการตรวจด้วย MRI simulation จะใช้ภาพ T2WI และกำหนด FOV 18-20 ซม.เพื่อให้ได้ภาพที่ชัดเจน และทำตั้งแต่ก่อนเริ่มการรักษา (at diagnosis) เพื่อประเมิน initial tumor extent, ในขณะฉายรังสี (+/- ยาเคมีบำบัด) ที่ประมาณ 40 Gy เพื่อประเมินเทคนิคการใส่แร่และเลือกอุปกรณ์ (intracavitary +/- interstitial brachytherapy) และในทุกครั้งของการใส่แร่ ดังภาพที่ 27 โดยให้ปริมาณรังสีไปยังก้อนมะเร็งอย่างน้อย 85-90 Gy และจำกัดปริมาณรังสีไปยัง bladder และ rectum, sigmoid colon ไม่เกิน 90 Gy และไม่เกิน 75 Gy ตามลำดับ เครื่องมือที่ใช้เป็น MRI-compatible applicator ประกอบด้วย tandem, ovoid, needle, guiding tube และ needle pusher ดังภาพที่ 28

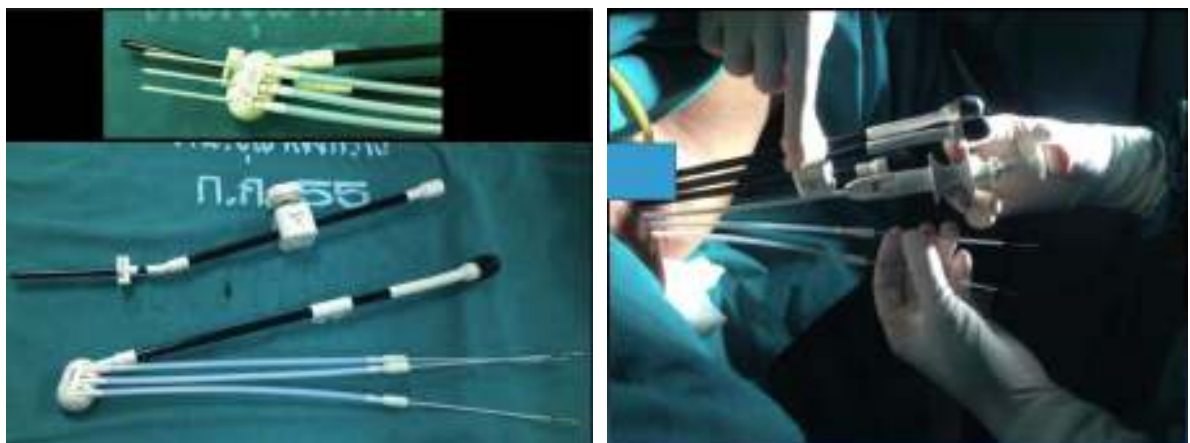


ภาพที่ 26 เปรียบเทียบภาพ diagram จากการตรวจร่างกาย (A) กับภาพ T2-WI MRI simulation (B)





ภาพที่ 27 ภาพ T2-WI MRI simulation ของผู้ป่วยโรคมะเร็งปากมดลูกระยะ IIB at diagnosis, after concurrent chemoradiation 40 Gy และ at brachytherapy



ภาพที่ 28 อุปกรณ์ MRI-compatible applicator สำหรับการใส่แร่ในโรงพยาบาลจุฬาลงกรณ์

## สรุป

การจำลองการฉายรังสีด้วยภาพสะท้อนในสนามแม่เหล็ก (MRI simulation) มีบทบาทมากขึ้นทั้งสำหรับการฉายรังสีแบบภายนอก (external beam radiotherapy) และการใส่แร่ (brachytherapy) โดยช่วยในการกำหนดขอบเขตของก้อนมะเร็งและอวัยวะสำคัญใกล้เคียงได้อย่างชัดเจน โดยผู้ป่วยได้รับความปลอดภัยจากการปลดรังสี และเป็นทางเลือกที่ดีสำหรับผู้ป่วยที่มีข้อเทียม นอกจากนี้ยังสามารถตรวจพิเศษเพื่อให้ได้ข้อมูลเพิ่มเติมทางชีวภาพ เช่น MRS, DWI เป็นการเพิ่มประสิทธิภาพในการรักษาและลดผลข้างเคียงจากการฉายรังสี โดยมีที่ใช้มากในโรคมะเร็งและเนื้องอกในสมอง (brain tumor) โรคมะเร็งในศีรษะและลำคอ (head and neck cancer) โรคมะเร็งต่อมลูกหมาก (prostate cancer) โรคมะเร็งลำไส้ตรง (rectal cancer) และโรคมะเร็งปากมดลูก (cervical cancer) รวมทั้งการใส่แร่ด้วย อย่างไรก็ตามก็ดียังคงมีข้อจำกัดในการใช้งานบางประการ เช่น image distortion, motion artifact, poor DRR และ lack of electron density ทำให้ไม่สามารถคำนวณปริมาณรังสีได้ รวมทั้งเครื่องมือมีราคาแพง จึงอาจไม่สามารถเข้าถึงได้ง่าย ในกรณีนี้อาจประยุกต์ใช้ diagnostic MRI เพื่อช่วยในการวางแผนการรักษาได้ แต่ต้องระมัดระวังตำแหน่งของก้อนมะเร็งและอวัยวะที่อาจคลาดเคลื่อน เนื่องจากการจัดทำทางของผู้ป่วย ลักษณะเตียงต่างกัน และไม่มีอุปกรณ์ immobilization นอกจากนี้ ฟังก์ชันอันตรายจากการใช้งานเครื่องด้วย เช่น ในผู้ป่วยที่มีเครื่องกระตุ้นหัวใจ (pacemaker) หรือมีแผ่นเหล็กในร่างกาย และอุปกรณ์ที่จะนำเข้าไปในห้อง MRI ต้องเป็นชนิด MRI-compatible ทั้งหมด

## เอกสารอ้างอิง

1. Ling CC, Fuks Z. Conformal radiation treatment: A critical appraisal. *Eur J Cancer*. 1995;31:799-803.
2. Verhey LJ. Comparison of three-dimensional conformal radiation therapy and intensity-modulated radiation therapy systems. *Semin Radiat Oncol*. 1999;9:78-98.
3. Kondziolka D., McDermott M., Régis Marseille J., Smee R., Flickinger JC. Radiosurgery; v. 6. In: Kondziolka D. editor. 7th International Stereotactic Radiosurgery Society Meeting, Brussels; 2005 September 11–15; Basel, Switzerland. Basel: Karger, 2006.
4. Rigo P, Paulus P, Kaschten BJ, Hustinx R, Bury T, Jerusalem G, et al. Oncological applications of positron emission tomography with fluorine-18 fluorodeoxyglucose. *Eur J Nucl Med*. 1996;23:1641-74.
5. Scheidler J, Hricak H, Vigneron DB, Yu KK, Sokolov DL, Huang LR, et al. Prostate cancer: localization with three-dimensional proton MR spectroscopic imaging-clinicopathologic study. *Radiology*. 1999;213:473-80.
6. Nguyen ML, Willows B, Khan R, Chi A, Kim A, Nour SG, et al. The potential role of magnetic resonance spectroscopy in image-guided radiotherapy. *Front. Oncol* 2014;4:1-6.
7. Pautler RG. Mouse MRI: Concepts and Applications in Physiology. *Physiology*. 2004;19:168-175.
8. Baker HI., Berquist TH., Kispert DB., Reese DF., Houser OW., Earnest F., et al. Magnetic Resonance Imaging in a Routine Clinical Setting. *Mayo Clinic Proceedings*. 1985;60:75-90.
9. Aoyama H, Shirato H, Nishioka T, Hashimoto S, Tsuchiya K, Kagei K, et al. Magnetic resonance imaging system for three-dimensional conformal radiotherapy and its impact on gross tumor volume delineation of central nervous system tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001;50:821-7.
10. Khoo VS, Adams EJ, Saran F, Bedford JL, Perks JR, Warrington AP, et al. A comparison of clinical target volumes determined by CT and MRI for the radiotherapy planning of base of skull meningiomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2000;46:1309-17.
11. Dhermain F. Radiotherapy of high-grade gliomas: current standards and new concepts, innovations in imaging and radiotherapy, and new therapeutic approaches. *Chin J Cancer*. 2014;33:16-24.
12. Narayana A, Chang J, Thakur S, Huang W, Karimi S, Hou B, et al. Use of MR spectroscopy and functional imaging in the treatment planning of gliomas. *Br J Radiol*. 2007;80:347-54.
13. Pirzkall A, McKnight TR, Graves EE, Carol MP, Sneed PK, Wara WW, et al. MR-spectroscopy guided target delineation for high-grade gliomas. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2001;50:915-28.

14. Chung NN, Ting LL, Hsu WC, Lui LT, Wang PM. Impact of magnetic resonance imaging versus CT on nasopharyngeal carcinoma: primary tumor target delineation for radiotherapy. *Head Neck*. 2004;26:241-6.
15. Emami B1, Sethi A, Petruzzelli GJ. Influence of MRI on target volume delineation and IMRT planning in nasopharyngeal carcinoma. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003;57:481-8.
16. Filip GC, Hedvig H, Robert RH. Pretreatment evaluation of prostate cancer. Role of MR imaging and 1H MR spectroscopy. *Radiographics*. 2004;24:167–80.
17. Roach M, Faillace-Akazawa P, Malfatti C, Holland J, Hricak H. Prostate volumes defined by magnetic resonance imaging and computerized tomographic scans for three-dimensional conformal radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1996;35:1011-8.
18. Debois M, Oyen R, Maes F, Verswijvel G, Gatti G, Bosmans H, et al. The contribution of magnetic resonance imaging to the three-dimensional treatment planning of localized prostate cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1999;45:857-65.
19. Sannazzari GL, Ragona R, Ruo Redda MG, Giglioli FR, Isolato G, Guarneri A. CT-MRI image fusion for delineation of volumes in three-dimensional conformal radiation therapy in the treatment of localized prostate cancer. *Br J Radiol*. 2002;75:603-7.
20. Steenbakkers RJ, Deurloo KE, Nowak PJ, Lebesque JV, van Herk M, Rasch CR. Reduction of dose delivered to the rectum and bulb of the penis using MRI delineation for radiotherapy of the prostate. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003;57:1269-79.
21. Sefrova J, Odrázka K, Paluska P, Belobradek Z, Brodak M, Dolezel M, et al. Magnetic resonance imaging in postprostatectomy radiotherapy planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2012;82:911-8.
22. Tan J, Lim Joon D, Fitt G, Wada M, Lim Joon M, Mercuri A, et al. The utility of multimodality imaging with CT and MRI in defining rectal tumour volumes for radiotherapy treatment planning: a pilot study. *J Med Imaging Radiat Oncol*. 2010;54:562-8.
23. Gwynne S, Mukherjee S, Webster R, Spezi E, Staffurth J, Coles B, et al. Imaging for target volume delineation in rectal cancer radiotherapy--a systematic review. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*. 2012;24:52-63.
24. Wang YY, Zhe H. Clinical application of multimodality imaging in radiotherapy treatment planning for rectal cancer. *Cancer Imaging*. 2013;13:495-501.
25. Russell AH, Walter JP, Anderson MW, Zukowski CL. Sagittal magnetic resonance imaging in the design of lateral radiation treatment portals for patients with locally advanced squamous cancer of the cervix. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 1992;23:449-55.

26. Barillot I, Reynaud-Bougnoux A. The use of MRI in planning radiotherapy for gynaecological tumours. *Cancer Imaging*. 2006;6:100-6.
27. Pötter R, George P, Dimopoulos J, Grimm M, Berger D, Nesvacil N, et al. Clinical outcome of protocol based image (MRI) guided adaptive brachytherapy combined with 3D conformal radiotherapy with or without chemotherapy in patients with locally advanced cervical cancer. *Radiother Oncol*. 2011;100:116-23.
28. Charra-Brunaud C, Harter V, Delannes M, Haie-Meder C, Quetin P, Kerr C, et al. Impact of 3D image-based PDR brachytherapy on outcome of patients treated for cervix carcinoma in France: results of the French STIC prospective study. *Radiother Oncol*. 2012;103:305-13.
29. Haie-Meder C, Pötter R, Van Limbergen E, Briot E, De Brabandere M, Dimopoulos J, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (I): concepts and terms in 3D image based 3D treatment planning in cervix cancer brachytherapy with emphasis on MRI assessment of GTV and CTV. *Radiother Oncol*. 2005;74:235-45.
30. Pötter R, Haie-Meder C, Van Limbergen E, Barillot I, De Brabandere M, Dimopoulos J, et al. Recommendations from gynaecological (GYN) GEC ESTRO working group (II): concepts and terms in 3D image-based treatment planning in cervix cancer brachytherapy-3D dose volume parameters and aspects of 3D image-based anatomy, radiation physics, radiobiology. *Radiother Oncol*. 2006;78:67-77.
31. Dimopoulos JC, Petrow P, Tanderup K, Petric P, Berger D, Kirisits C, et al. Recommendations from Gynaecological (GYN) GEC-ESTRO Working Group (IV): Basic principles and parameters for MR imaging within the frame of image based adaptive cervix cancer brachytherapy. *Radiother Oncol*. 2012;103:113-22.