

ข้อกำหนด การควบคุมคุณภาพ เครื่องเอ็มอาร์ไอ

Quality Control Requirements of
Magnetic Resonance Imaging (MRI)



กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
Department of Medical Sciences





กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
Department of Medical Sciences

ข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ
Quality Control Requirements of
Magnetic Resonance Imaging (MRI)

กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

กระทรวงสาธารณสุข

พ.ศ. 2566

จัดพิมพ์ครั้งที่ 1

ชื่อหนังสือ : ข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ

Quality Control Requirements of Magnetic Resonance Imaging (MRI)

ISBN (e-book) : 978-616-11-5016-7

จัดพิมพ์โดย : สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข

พิมพ์ครั้งที่ : 1/2566

คำนิยาม

เครื่องสร้างภาพจากสนามแม่เหล็กความเข้มสูง (Magnetic resonance imaging, MRI) หรือเรียกโดยทั่วไปว่า เครื่องเอ็มอาร์ไอ เป็นเครื่องมือในการสร้างภาพอวัยวะภายในต่าง ๆ ของร่างกาย ที่จะช่วยให้แพทย์สามารถตรวจวินิจฉัยความผิดปกติในร่างกายได้อย่างแม่นยำ เพื่อให้การทำงานของเครื่องเอ็มอาร์ไอ มีความถูกต้องตามสมรรถนะของเครื่องมือ และไม่เกิดการรบกวนของสนามแม่เหล็ก และคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าต่อเครื่องมือแพทย์หรืออุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ในบริเวณใกล้เคียง จำเป็นที่จะต้องมีการควบคุมคุณภาพ อีกทั้งเป็นการยกระดับคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอในประเทศไทยให้มีมาตรฐานทัดเทียมสากล

กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข ได้จัดทำข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพ เครื่องเอ็มอาร์ไอขึ้นในปีงบประมาณ พ.ศ. 2558 ซึ่งอ้างอิงตามมาตรฐานสากล International Electrotechnical Commission : IEC 606601-2-33, 2010 และ American College of Radiology : ACR, 2004 ซึ่งมาตรฐานสากลดังกล่าวได้มีการปรับปรุงใหม่ ดังนั้นในปีงบประมาณ พ.ศ. 2566 จึงมีการปรับข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ โดยได้รับความร่วมมือเป็นอย่างดี จากนักวิชาการผู้มีความเชี่ยวชาญในศาสตร์ที่เกี่ยวข้องจากทุกภาคส่วน ได้แก่ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ มหาวิทยาลัยขอนแก่น โรงพยาบาลศรีนครินทร์ รวมทั้งศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ เพื่อปรับปรุงข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพ เครื่องเอ็มอาร์ไอให้เป็นปัจจุบันตามมาตรฐานสากล โดยอ้างอิงตามมาตรฐาน International Electrotechnical Commission : IEC 606601-2-33, 2022 และ American College of Radiology : ACR, 2021

กระผมขอชื่นชมคณะทำงานทุกท่าน ขอขอบคุณผู้บริหารทุกหน่วยงานที่ให้การสนับสนุน และหวังเป็นอย่างยิ่งว่า ข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอฉบับนี้ จะเป็นประโยชน์เป็นแนวทางการปฏิบัติ เพื่อการพัฒนาคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอในสถานพยาบาลและโรงพยาบาล และสามารถใช้เป็นเอกสารอ้างอิงในเรื่องมาตรฐานเครื่องเอ็มอาร์ไอของประเทศไทย

นายแพทย์ศุภกิจ ศิริลักษณ์
อธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

คำนำ

กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข มีภารกิจในการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ ซึ่งได้ตระหนักในเรื่องคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอและความปลอดภัยโดยยึดตามมาตรฐานสากล เมื่อปีงบประมาณ พ.ศ. 2558 กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ได้จัดทำข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ โดยประสานความร่วมมือกับหน่วยงานภายในกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์และจากหน่วยงานภายนอก ได้แก่ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ มหาวิทยาลัยขอนแก่น โรงพยาบาลราชวิถี กองวิศวกรรมการแพทย์ กรมสนับสนุนบริการสุขภาพ กระทรวงสาธารณสุข และบริษัทเอกชน เพื่อร่วมจัดทำข้อกำหนดฯ ให้มีความถูกต้องเหมาะสมและเป็นประโยชน์ต่อการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอสำหรับประเทศไทย ต่อมาในปีงบประมาณ พ.ศ. 2564 ได้มีการปรับปรุงข้อกำหนดฯ เพื่อให้สอดคล้องกับการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอตามมาตรฐานสากล International Electrotechnical Commission (IEC) ปี ค.ศ. 2015 และ American College Radiology (ACR) ปี ค.ศ. 2018

ในปีงบประมาณ พ.ศ. 2565 ได้มีการปรับปรุงข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอใหม่เป็นฉบับนี้ เพื่อให้สอดคล้องกับการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอตามมาตรฐานสากล โดยจัดทำครั้งที่ 1/2566 ตามมาตรฐาน International Electrotechnical Commission (IEC) ปี ค.ศ. 2022 และ American College Radiology (ACR) ปี ค.ศ. 2021 โดยมีวัตถุประสงค์เพื่อเป็นแนวทางและเป็นประโยชน์ในการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอสำหรับประเทศไทยที่มีอัตราการใช้งานเพิ่มขึ้นทุกปี ซึ่งมีเนื้อหาเกี่ยวกับการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอประจำปี (Annual test) และความปลอดภัยจากการใช้งานเครื่องเอ็มอาร์ไอ สำหรับผู้ป่วย เจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงาน รวมทั้งประชาชนทั่วไป สำหรับเครื่องเอ็มอาร์ไอที่เข้าร่วมในการตรวจชิ้นเนื้อ (biopsy) และใช้ในรังสีรักษา (therapy) ไม่ได้ระบุไว้ในข้อกำหนดนี้

คณะทำงาน

สารบัญ

	หน้า
คำนิยาม	ก
คำนำ.....	ข
สารบัญ.....	ค
สารบัญรูปภาพ	จ
สารบัญตาราง.....	ช
นิยามศัพท์.....	1
คำแนะนำและความปลอดภัย	4
1. คำแนะนำ	4
1.1 สัญลักษณ์และคำเตือน.....	4
1.2 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้.....	5
2. ความปลอดภัย.....	6
2.1 สำหรับผู้ป่วย.....	6
2.2 สำหรับประชาชนทั่วไป	7
2.3 สำหรับเจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงาน	7
ข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ.....	8
1. บทนำ (The Introduction)	8
2. หุ่นจำลอง (The Phantoms).....	8
3. ภาพที่ต้องการนำมาใช้ในการวิเคราะห์ (The Required Images).....	10
4. การวิเคราะห์ภาพ (The Image Analysis).....	15
5. การควบคุมคุณภาพเครื่องและห้องเอ็มอาร์ไอ (MRI Quality Control).....	15
6. วิธีการตรวจสอบเครื่องและห้องเอ็มอาร์ไอ (Annual test protocols) ด้วย ACR Phantom....	17
6.1 การตรวจสอบ Geometric accuracy.....	17
6.2 การตรวจสอบ High-contrast spatial resolution.....	20
6.3 การตรวจสอบ Slice thickness accuracy	23
6.4 การตรวจสอบ Slice position accuracy	26

	หน้า
6.5 การตรวจสอบ Image intensity uniformity.....	28
6.6 การตรวจสอบ Ghosting ratio (Percent-signal ghosting).....	31
6.7 การตรวจสอบ Low-contrast object detectability	33
6.8 การตรวจสอบ Signal to noise ratio (SNR)	36
6.9 การตรวจสอบความปลอดภัยของห้องเอ็มอาร์ไอ.....	38
เอกสารอ้างอิง	39
ภาคผนวก.....	40
ดัชนี	41

สารบัญรูปภาพ

	หน้า
รูปที่ 1 แสดงสัญลักษณ์เตือนบริเวณสนามแม่เหล็กแรงสูง.....	4
รูปที่ 2 แสดงตัวอย่างสัญลักษณ์ต้องห้ามเข้าภายในห้องเอ็มอาร์ไอ.....	5
รูปที่ 3 แสดงภาพ Older Large Phantom และ Newer Phantom.....	9-10
รูปที่ 4 แสดงภาพตัวอย่าง Localizer ด้านข้าง (Sagittal) แนวตั้ง (end to end) ของ ACR Phantom.....	12
รูปที่ 5 แสดงภาพตัวอย่างการวางเส้นเพื่อสแกนภาพด้วยเทคนิค T1 และ T2 Axial.....	12
รูปที่ 6 แสดงภาพตัวอย่างทั้ง 11 Slices จากการสแกน ACR Phantom.....	13-14
รูปที่ 7 แสดงตัวอย่างภาพของ phantom เมื่อปรับ window ให้เห็นภาพครึ่งหนึ่งดำ.....	17
รูปที่ 8 แสดงการวัดภาพในแนวตั้งจากภาพ Localizer.....	18
รูปที่ 9 แสดงการวัดระยะและทิศทางใน Slice ที่ 1 และ Slice ที่ 5 ของ ACR Phantom ทั้ง 2 แบบ..	19
รูปที่ 10 แสดงภาพขยาย hole array ของภาพ Slice ที่ 1.....	21
รูปที่ 11 แสดงภาพของ 1 คู่ (กลุ่ม) ของ hole arrays.....	21
รูปที่ 12 แสดงภาพตัวอย่าง การแยก hole ออกจากกันได้ โดยที่ row 2 ถึง row 4 ของ UL arrays และ column 1 ถึง column 3 ของ LR arrays สามารถแยกออกจากกันได้.....	22
รูปที่ 13 แสดงภาพตัวอย่าง การแยก hole ออกจากกันไม่ได้ ทั้ง row และ column ถึงแม้ว่า row 2 ของ UL สามารถแยกได้ทั้ง 4 holes แต่ hole end of row เบลอในแนวตั้ง.....	22
รูปที่ 14 แสดงภาพ Slice ที่ 1 ตรงตำแหน่ง slice thickness insert.....	24
รูปที่ 15 แสดงการวาง ROI ตรงกลางตำแหน่งภาพสัญญาณ ramp.....	24
รูปที่ 16 แสดงการวัดความยาวสัญญาณภาพ ramp ทั้งเส้นบนและเส้นล่าง.....	25
รูปที่ 17 แสดงการวาง ROI ตรงตำแหน่งภาพสัญญาณน้ำในภาพ Slice ที่ 1.....	27
รูปที่ 18 แสดงการวาง ROI ในภาพ Slice ที่ 7.....	29
รูปที่ 19 แสดงการวาง Small ROI บนภาพสัญญาณต่ำสุด (lowest signal).....	30
รูปที่ 20 แสดงการวาง Small ROI บนภาพสัญญาณสูงสุด (highest signal).....	30

รูปที่ 21 แสดงการปรับภาพ window width และ window level ให้สว่างจาก Background ของภาพ.....	32
รูปที่ 22 แสดงภาพ Low contrast ซึ่งมีภาพวงกลม (disks) จำนวน 10 กลุ่ม (spokes).....	34-35
รูปที่ 23 แสดงภาพ Slice ที่ 7 และการวาง mean signal ROI และ air ROI บริเวณพื้นที่ ที่ต้องการวัดสัญญาณ.....	37
รูปที่ 24 แสดงตัวอย่างแผนผังห้องเอ็มอาร์ไอ.....	38

สารบัญตาราง

	หน้า
ตารางที่ 1 แสดง resolution pattern และขนาดภายใน Medium และ Large Phantom.....	8
ตารางที่ 2 แสดงเทคนิคสร้างภาพ ACR Phantom.....	11
ตารางที่ 3 เกณฑ์ยอมรับ (Acceptance Criteria) สำหรับการตรวจสอบคุณภาพ เครื่องเอ็มอาร์ไอ.....	15-16
ตารางที่ 4 แสดงรูปภาพลักษณะของแท่งแนวแกนตั้งที่ปรากฏและความหมายค่าการวัดระยะ.....	28

นิยามศัพท์

Axial plane หมายถึง ระนาบที่ตั้งฉากกับแนวแกนยาวของร่างกาย (ศีรษะถึงเท้า)

Control access area หมายถึง พื้นที่รอบระบบ MR ที่ควบคุมการเข้าถึงเพื่อป้องกันอันตรายจากสนามแม่เหล็ก คือ พื้นที่ใน Zone III⁽¹⁾ โดยบริเวณพื้นที่ MR ประกอบด้วย 4 บริเวณ (Zone) ดังนี้

- | | | |
|----------|-----|---|
| Zone I | คือ | บริเวณที่ประชาชนทั่วไปสามารถเข้าถึงได้ เช่น ส่วนพื้นที่ติดต่อเจ้าหน้าที่ |
| Zone II | คือ | บริเวณพื้นที่รอการตรวจวินิจฉัยสำหรับผู้ป่วย และเป็นพื้นที่สำหรับตรวจคัดกรองเพื่อความปลอดภัยในการเข้าห้อง MRI |
| Zone III | คือ | บริเวณจำกัดการเข้าถึง ให้เฉพาะเจ้าหน้าที่ที่ผ่านการอบรมเข้าได้เท่านั้น เป็นพื้นที่ที่อยู่ติดกับห้องตรวจวินิจฉัย และพื้นที่ควบคุมเครื่อง MRI เป็นต้น |
| Zone IV | คือ | บริเวณห้องสแกน (ในห้องติดตั้งเครื่อง MRI) ปกติจะมีความแรงสนามแม่เหล็กมากกว่า 3 มิลลิเทสลา (mT) (30 Gauss) ห้ามมีอุปกรณ์เครื่องมือที่มีผลต่อสนามแม่เหล็กอยู่ในห้องสแกน |

Echo Time (TE) หมายถึง ระยะเวลาระหว่างกึ่งกลาง excitation pulse (เช่น 90 องศา RF pulse) ถึงกึ่งกลางสัญญาณ echo (Spin echo production)

Emergency field shut down unit⁽²⁾ หมายถึง Subsystem สำหรับปิดสนามแม่เหล็กแบบตัวนำยิ่งยวดหรือแม่เหล็กแบบความต้านทานในกรณีเกิดภาวะฉุกเฉิน

Field Of View (FOV) หมายถึง พื้นที่สี่เหลี่ยมบนอวัยวะร่างกายมนุษย์ที่มีการเก็บภาพ/ข้อมูลจากเครื่อง MRI ขนาดถูกกำหนดโดยความยาวของระนาบด้วยการเข้ารหัสความถี่ (frequency-encode) และการเข้ารหัสเฟส (phase-encode) จากสนาม gradients

Frequency หมายถึง จำนวนรอบของคลื่นต่อหนึ่งหน่วยเวลา ในคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าจะใช้หน่วยเฮิรตซ์ (Hertz, Hz) เมื่อ 1 Hz = 1 รอบต่อวินาที

Gradient magnetic field subsystem หมายถึง อุปกรณ์ที่ใช้สร้างสนามแม่เหล็ก (ความเข้มต่ำ) ที่สามารถเปลี่ยนแปลง (เป็นเชิงเส้นตรงในแต่ละตำแหน่ง) ในแต่ละช่วงเวลาและสามารถเพิ่มหรือลดอัตราการเปลี่ยนแปลงได้ เป็นส่วนสำคัญสำหรับการสร้างภาพโดยเฉพาะการเลือก slice หรือการเข้ารหัสตำแหน่ง

Isocenter หมายถึง ตำแหน่งตรงกลางแม่เหล็กในทิศทางแกน x, y และ z ที่ตำแหน่งนี้โดยทั่วไปสนามแม่เหล็กหลักมีความสม่ำเสมอสูงสุด

Larmor frequency (หรือ Center frequency) ความถี่ลาร์มอร์ หรือความถี่การหมุนควงในเครื่อง MRI หมายถึง อัตราการหมุนควงของโมเมนต์แม่เหล็กของโปรตอนรอบสนามแม่เหล็กภายนอก ความถี่ของการหมุนควงนี้มีความสัมพันธ์กับความแรงของสนามแม่เหล็ก B_0

Localization techniques หมายถึง การเลือกขอบเขตภาพจากสัญญาณที่ได้รับ รวมถึงการใช้ Surface coils ที่มีหรือไม่มีสนามแม่เหล็ก Gradients ซึ่งโดยทั่วไปมักใช้ในการสร้าง spectrum จากพื้นที่ที่กำหนด

Longitudinal relaxation time (หรือ T1 relaxation time หรือ spin-lattice relaxation time) หมายถึง ค่าคงที่ของเวลา (time constant) ที่แสดงถึงการตอบสนองแบบ spin-lattice ต่อการกระตุ้นด้วยสนามแม่เหล็กภายนอก เริ่มจาก zero magnetization ในทิศทางแกน z ซึ่งจะเพิ่มขึ้น 63% ของค่าสุดท้ายสูงสุดในเวลา T1

Magnetic field gradient หมายถึง สนามแม่เหล็กที่มีการเปลี่ยนแปลงความเข้มในทิศทางที่กำหนด เช่น สนามที่ใช้ในการสร้างภาพเอ็มอาร์ ด้วยการกระตุ้นเลือกขอบเขตการสร้างภาพและการเข้ารหัสตำแหน่งของสัญญาณเอ็มอาร์ที่ได้รับจากวัตถุเป็นภาพ วัดในหน่วย teslas/meter (T/m)

Noise หมายถึง สัญญาณรบกวนที่เกิดจากกระบวนการสร้างภาพซึ่งเป็นการเกิดแบบสุ่มไม่สามารถคาดเดาได้ การวัดอาจจะขึ้นอยู่กับชนิดของ Phantom ที่ใช้ เนื่องจากผลกระทบจากความหลากหลายของตัวแปร Q ของ receiver coil

Number of excitations (หรือ NEX หรือ NSA: Number of signals averaged) หมายถึง จำนวนของสัญญาณเฉลี่ยในแต่ละสัญญาณเข้ารหัสตำแหน่งที่ใช้ในการสร้างภาพ

Pulse sequence หมายถึง ชุดของ pulses สนามแม่เหล็ก RF และ/หรือ Gradients รวมถึงระยะห่างระหว่าง pulse

Quenching หมายถึง การสูญเสียสภาพของการเป็นตัวนำยิ่งยวดของ coil ในการนำกระแสไฟฟ้า ที่อาจเกิดขึ้นอย่างไม่คาดคิดในแม่เหล็กแบบตัวนำยิ่งยวด เมื่อแม่เหล็กเกิดความต้านทานส่งผลให้เกิดความร้อนขึ้นในระบบจะทำให้เกิดการระเหยของฮีเลียมเหลวในส่วนภาชนะเย็นยวดยิ่ง (cryostat) ซึ่งอาจเกิดอันตรายได้ถ้าไม่มีแผนรองรับ

Receiver coil หมายถึง ขดลวดรับความถี่คลื่นวิทยุ เพื่อรับสัญญาณเอ็มอาร์

Radio Frequency (RF) หมายถึง คลื่นความถี่ระหว่างคลื่นเสียงและอินฟราเรด RF ที่ใช้ในเอ็มอาร์จะใช้หน่วย Megahertz: MHz ผลสำคัญของ RF magnetic fields บนร่างกายจะเป็นพลังงานสะสมในรูปความร้อนที่ผิวซึ่งเป็นบริเวณที่กังวลสำหรับขีดจำกัดความปลอดภัย

Repetition time (TR) หมายถึง ระยะเวลาตั้งแต่เริ่มให้ความถี่วิทยุ (RF pulse) แรกจนถึงการเก็บข้อมูลและเริ่มต้นรอบใหม่ หรือระยะเวลาทำซ้ำ

Resonance หรือ การกำทอน หมายถึง การสั่นที่ทำให้เกิดแอมพลิจูด (amplitude) ขนาดใหญ่ ที่เกิดในระบบทางกลหรือทางไฟฟ้า สาเหตุมาจากการสั่นที่มีค่าเข้าใกล้ความถี่ธรรมชาติของอนุภาคนั้น ถ้าในเครื่องเอ็มอาร์ไอจะหมายถึงการกำทอน ซึ่งเกิดจากการปล่อยความถี่วิทยุที่มีความถี่เท่ากับความถี่ลามอร์ เข้าไปรบกวนนิวเคลียสของอะตอมในอวัยวะที่ต้องการตรวจภายใต้สนามแม่เหล็กแรงสูงและปล่อยสัญญาณออกมา

Routine monitoring⁽²⁾ หมายถึง การเฝ้าสังเกตผู้ป่วยระหว่างที่ทำการตรวจด้วยเครื่องเอ็มอาร์ไอ โดยเจ้าหน้าที่ที่ผ่านการรับรองจากสมาคม/สภาวิชาชีพ โดยใช้อุปกรณ์ภาพและเสียง

Shim coils หมายถึง ขดลวดที่ทำหน้าที่นำกระแสไฟฟ้าปริมาณเล็กน้อยไปในการสร้างสนามแม่เหล็ก เพื่อชดเชยความไม่สม่ำเสมอในสนามแม่เหล็กหลักของระบบเอ็มอาร์ไอ

Signal-to-Noise Ratio (SNR) หมายถึง อัตราส่วนระหว่างค่า amplitude ของสัญญาณที่ได้รับและ background noise ใช้อธิบายความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณที่วัดได้จริงและสัญญาณรบกวนที่เกิดการซ้อนทับ (Random superimposed signals (noise)) ในการเพิ่ม SNR สามารถทำได้โดยการสุ่มตัวอย่างสัญญาณ (sampling) บนปริมาตรขนาดใหญ่ (ซึ่งจะสอดคล้องกับการทำให้สูญเสียความละเอียดเชิงพื้นที่ (Spatial resolution) ไป หรือทำได้จากการเพิ่มความแรงของสนามแม่เหล็กที่ใช้) Surface coil สามารถใช้เพิ่ม SNR เฉพาะตำแหน่ง (local SNR) ได้ ซึ่ง SNR จะขึ้นอยู่กับคุณสมบัติทางไฟฟ้าของตัวอย่างหรือผู้ป่วยที่ทำการศึกษา

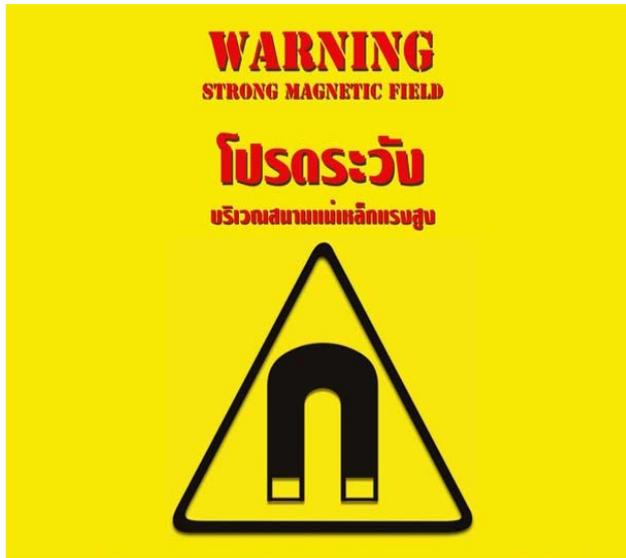
Slice Thickness หมายถึง ความหนาของ Slice ภาพสัญญาณ ที่ตำแหน่ง Full Width at Half Maximum (FWHM) หรือ ความหนาของ Slice เมื่อ Slice profile ไม่มีขอบชัดเจน เช่น ระยะระหว่างจุดที่ครึ่งหนึ่งของค่าสูงสุด (FWHM) หรือประมาณด้วยความกว้างของสี่เหลี่ยม (ขนาดความกว้างของรูปภาพ Slice ด้วยค่าสูงสุดและพื้นที่เดียวกัน)

คำแนะนำและความปลอดภัย

1. คำแนะนำ

1.1 สัญลักษณ์และคำเตือน

1.1.1 ต้องมีสัญลักษณ์เตือนบริเวณสนามแม่เหล็กแรงสูง⁽²⁾ ดังรูปที่ 1



รูปที่ 1 แสดงสัญลักษณ์เตือนบริเวณสนามแม่เหล็กแรงสูง

1.1.2 ต้องมีเครื่องหมายสัญลักษณ์ห้ามผู้ที่มีอุปกรณ์ที่สนามแม่เหล็กมีผลทำให้เสียหาย⁽²⁾ ได้แก่ ผู้ป่วยที่ติดเครื่องคุมจังหวะการเต้นหัวใจ (ยกเว้นในกรณีที่เครื่องคุมจังหวะการเต้นหัวใจที่เป็นแบบเข้ากันได้กับเครื่องเอ็มอาร์ไอ (MRI compatible) ผู้ที่มีโลหะภายในร่างกาย หรือห้ามนำอุปกรณ์ที่มีผลต่อสนามแม่เหล็ก ได้แก่ อุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์ บัตรเครดิต หรือบัตรสมาร์ท (smart card) เข้าในห้องเอ็มอาร์ไอ โดยติดสัญลักษณ์ที่หน้าประตูห้องเอ็มอาร์ไอ สามารถเห็นได้อย่างชัดเจน ภาพสัญลักษณ์ดังกล่าวแสดงดังรูปที่ 2



ก. ห้ามผู้ที่มีเครื่องคุมจังหวะการเต้นหัวใจ



ข. ห้ามผู้ที่มีวัสดุโลหะภายในร่างกาย



ค. ห้ามมีอุปกรณ์อิเล็กทรอนิกส์

รูปที่ 2 แสดงตัวอย่างสัญลักษณ์ต้องห้ามเข้าภายในห้องเอ็มอาร์ไอ

1.1.3 สัญลักษณ์ ภาพสีดำอยู่บนพื้นสีเหลือง (yellow and contrast black) แสดงถึงบริเวณอันตรายต้องห้าม⁽³⁾ หรือภาพสีขาว พื้นเขียว (green and contrast white) แสดงถึงพื้นที่ปลอดภัยหรือเงื่อนไขที่ปลอดภัย

1.2 อุปกรณ์และเครื่องมือที่ใช้⁽²⁾

1.2.1 ภายในห้องเอ็มอาร์ไอควรเป็นอุปกรณ์ที่ไม่มีผลต่อสนามแม่เหล็กและมีป้ายสัญลักษณ์ (label) บ่งบอกว่าเป็นอุปกรณ์ที่ปลอดภัยสำหรับเครื่องเอ็มอาร์ไอ (MR safe หรือ MR compatible) ภายในห้องเอ็มอาร์ไอควรมีอุปกรณ์เฝ้าดูผู้ป่วย (patient-monitoring) อุปกรณ์ติดต่อสื่อสารกับผู้ป่วย (intercom) อุปกรณ์ช่วยหายใจ (life supporting devices) อุปกรณ์ดูแลฉุกเฉิน (emergency care equipment) และอุปกรณ์สำหรับฉีด

- สารเพิ่มความเปรียบต่างภาพเอ็มอาร์ไอ (MRI contrast media injector) รวมทั้งอุปกรณ์อุดหู (earplug) เพื่อป้องกันไม่ให้ผู้ป่วยได้รับเสียงดังเกินกำหนด
- 1.2.2 ภายในห้องควบคุมเครื่องเอ็มอาร์ไอและบริเวณภายนอกห้องเอ็มอาร์ไอ ได้แก่ อุปกรณ์หรือเครื่องตรวจจับโลหะที่นำแม่เหล็ก (ferromagnetic detection system) เครื่องวัดระดับก๊าซหล่อเย็น (กรณีเป็นเครื่องเอ็มอาร์ไอแบบแม่เหล็กตัวนำยิ่งยวด (superconductive magnets)) เครื่องควบคุมการฉีดสารเพิ่มความเปรียบต่างภาพจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ
 - 1.2.3 ควรมีระบบปิดสนามแม่เหล็กเมื่อเกิดเหตุฉุกเฉิน (Emergency field shut down unit)
 - 1.2.4 ควรมีระบบเตือนเมื่อเกิดอัคคีภัย (Fire precautions)

2. ความปลอดภัย⁽²⁾

2.1 สำหรับผู้ป่วย

- 2.1.1 ควรมีแนวทางปฏิบัติการตรวจสอบเบื้องต้นเกี่ยวกับความเสี่ยงของผู้ป่วยและควรมีข้อแนะนำเพื่อป้องกันอันตรายให้แก่ผู้ป่วยซึ่งอาจไม่ได้รับความปลอดภัยจากการสแกนด้วยเครื่องเอ็มอาร์ไอ ได้แก่ ผู้ป่วยที่มีความเสี่ยงจากประวัติกิจกรรมการทำงาน เช่น มีเศษโลหะฝังในร่างกายหรือภายในลูกตา และประวัติการรักษา เช่น มีวัสดุโลหะฝังในร่างกาย มีเครื่องคุมจังหวะการเต้นหัวใจ มีเครื่องกระตุ้นระบบประสาท มีอุปกรณ์หนีบหรือขยายหลอดเลือด (clip) และผู้ป่วยที่แพ้ยา (Patients with drug allergy) เป็นต้น
- 2.1.2 ควรมีเจ้าหน้าที่สำหรับดูแลผู้ป่วย (medical supervision of patients) ตามประเภทของผู้ป่วยและคำนึงถึงเทคนิคที่ใช้ในการสแกน (scan) เช่น กรณีผู้ป่วยตั้งครรภ์ควรอยู่ในดุลพินิจของแพทย์และมีอุปกรณ์เรียกขอความช่วยเหลือ รวมทั้งอุปกรณ์ลดทอนเสียงเพื่อลดระดับความดังเสียงไม่ให้ผู้ป่วยและญาติได้รับเสียงดังเกินกำหนด และกรณีสแกนผู้ป่วยที่สลบนิ่งหรือไม่รู้สีกตัวหรือผู้ป่วยที่สูญเสียความรู้สึกบริเวณส่วนต่าง ๆ ของร่างกาย เช่น แขนหรือขาอัมพาต และผู้ที่ไม่สามารถส่งสัญญาณขอความช่วยเหลือได้ในกรณีที่เกิดความร้อนขึ้นอาจทำให้เนื้อเยื่อถูกทำลายได้รับบาดเจ็บจำเป็นต้องดูแลเป็นพิเศษ
- 2.1.3 ควรมีขั้นตอนฉุกเฉินทางการแพทย์สำหรับผู้ป่วย เช่น ขั้นตอนช่วยเหลือผู้ป่วยเบื้องต้น และการเคลื่อนย้ายผู้ป่วยอย่างรวดเร็วภายใต้สนามแม่เหล็กแรงสูง (ถ้าจำเป็นให้ใช้ Emergency field shut down unit)
- 2.1.4 การวางส่วนของร่างกายหรือแขนขาของผู้ป่วยสัมผัสกับบริเวณผิวของขดลวดหรือสาย (RF coil/cable) และ ECG lead รวมถึงระวังไม่ให้ตัวผู้ป่วยสัมผัสกับผนังด้านในอุโมงค์แม่เหล็กเนื่องจากอาจเป็นสาเหตุให้ผู้ผู้ป่วยได้รับบาดเจ็บจากการเหนี่ยวนำให้เกิดกระแสไฟฟ้าและเกิดความร้อนขึ้นได้

2.2 สำหรับประชาชนทั่วไป

2.2.1 ควรมีป้ายเตือนบริเวณที่มีสนามแม่เหล็กแรงสูง เช่น พื้น ผนัง หรือหน้าประตูห้องเอ็มอาร์ไอ

2.2.2 ห้ามผู้ที่ไม่เกี่ยวข้องเข้าภายในบริเวณห้องเอ็มอาร์ไอ

2.3 สำหรับเจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงาน

2.3.1 ควรมีกฎข้อบังคับในการเข้าถึงบริเวณพื้นที่ควบคุม (control access area)

2.3.2 ควรมีแผนผัง (scaled diagram) สำหรับบริเวณพื้นที่ควบคุม

2.3.3 เจ้าหน้าที่ผู้ปฏิบัติงานควรใส่อุปกรณ์ลดทอนเสียง หากจำเป็นต้องเข้าภายในห้องเอ็มอาร์ไอ ขณะทำการสแกน

ข้อกำหนดการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ

1. บทนำ (The Introduction)

ข้อกำหนดฉบับนี้อ้างอิงตาม Magnetic Resonance Imaging Accreditation Program ของ American College Radiology (ACR) เพื่อควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอและห้องเอ็มอาร์ไอในประเทศไทย ซึ่งการควบคุมคุณภาพ (Quality Control, QC) ต้องดำเนินการ ดังนี้

- 1.1 ควรจัดให้มีการทำการควบคุมคุณภาพ (QC) เพื่อที่จะได้มั่นใจว่าภาพที่ได้จากเครื่องเอ็มอาร์ไอเป็นภาพที่มีคุณภาพที่เหมาะสมต่อการวินิจฉัยรอยโรค
- 1.2 ขั้นตอนการทำการควบคุมคุณภาพจะต้องเป็นไปตามระบบมาตรฐานและมีเอกสารคู่มือการควบคุมคุณภาพ
- 1.3 การควบคุมคุณภาพจะต้องรวมถึงการตรวจสอบระบบคุณภาพของเครื่องเอ็มอาร์ไอที่แสดงไว้ในข้อกำหนดฯ ฉบับนี้ และช่วงเวลาในการตรวจสอบอย่างน้อยปีละ 1 ครั้ง⁽⁴⁾

2. หุ่นจำลอง (The Phantoms)

ใช้สำหรับ Medium และ Large ACR Phantom เท่านั้น โดย ACR Phantom จะมีลักษณะเป็นรูปทรงกระบอกทำจากพลาสติก acrylic มีด้านปิดสองด้าน บรรจุของเหลวหรือสารละลาย คือ นิกเกิลคลอไรด์ (NiCl_2) จำนวน 10 mM และโซเดียมคลอไรด์ (NaCl) จำนวน 75 mM ภายนอก Phantom จะมีตัวอักษรสีกว่า NOSE (จมูก) และ CHIN (คาง) ดังรูปที่ 3 เพื่อสามารถจัดวาง Phantom ได้ถูกต้องในการสแกนด้วยเทคนิคศีรษะ Large Phantom เดิมมี 3 resolution patterns ในขณะที่ Large และ Medium Phantom รุ่นใหม่มี 4 resolution patterns ขนาดและ resolution patterns ของ Phantom รุ่นเดิมและรุ่นใหม่ แสดงดังตารางที่ 1

ตารางที่ 1 แสดง resolution pattern และขนาดภายใน Medium และ Large Phantom

Phantom	Head coil	Resolution pattern (mm)	Internal	
			Length (mm)	diameter (mm)
Large	Head coils ขนาดใหญ่ที่พอดีกับ Phantom	1.1, 1.0, 0.9	148	190
Medium	Head coils ขนาดเล็กที่เป็น Phased-array	1.1, 1.0, 0.9, 0.8	134	165

การเติมสารละลายมี 2 แบบ⁽⁴⁾ คือ

- 1) น้ำ 1 ลิตร โซเดียมคลอไรด์ (NaCl) 3.6 กรัม และคอปเปอร์ซัลเฟต (CuSO_4) บริสุทธิ์ 1.25 กรัม หรือ คอปเปอร์ (II) ซัลเฟต ($\text{CuSO}_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$) 1.96 กรัม
- 2) นิกเกิลคลอไรด์ (NiCl_2) 10 mM และ โซเดียมคลอไรด์ (NaCl) 75 mM

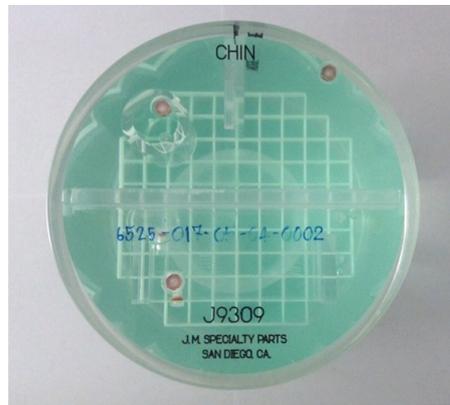


Older Large Phantom



Newer Phantom

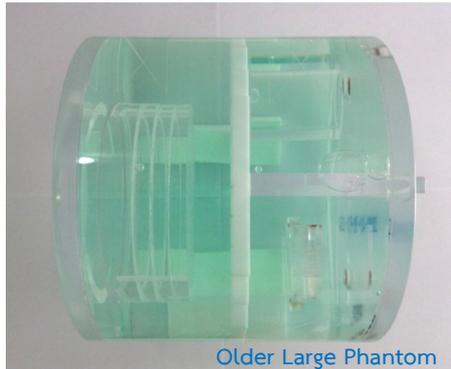
ก. ภาพ Phantom ด้านเอียง (oblique)



ข. ภาพ Older Large Phantom ด้านหน้า (axial)



ค. ภาพ Older Large Phantom ด้านบน (top)



ง. ภาพ Phantom ด้านข้าง (sagittal)

รูปที่ 3 แสดงภาพ Older Large Phantom และ Newer Phantom

3. ภาพที่ต้องการนำมาใช้ในการวิเคราะห์ (The Required Images)

การสแกนภาพ Phantom จะสแกนภาพ Localizer 1 ชุด และ ภาพ Axial 4 ชุด คือ ACR T1 Axial, ACR T2 Axial, Site T1 Axial และ Site T2 Axial โดยภาพ Axial ในแต่ละชุดจะประกอบด้วย 11 Slices สแกนโดยใช้ขดลวดสำหรับตรวจศีรษะ (head coil) ซึ่งจะเรียกชุดสแกน 2 ชุดแรกว่า “ACR Sequence” หรือ “ACR Series” และเรียกชุดสแกน 2 ชุดหลังว่า “Site Sequence” หรือ “Site Series” สามารถสร้างภาพหรือสแกนตามลำดับได้ ดังนี้

- 3.1 วาง Phantom ภายในขดลวดสำหรับตรวจศีรษะ (head coil) ให้ได้ระดับ แล้วทำการสร้างภาพบอกตำแหน่ง Localizer โดยใช้เทคนิค Localizer Sagittal ตามตารางที่ 2 จะได้ภาพดังรูปที่ 4
- 3.2 ทำการสแกนภาพ ACR Series ด้วยการตั้งค่าเทคนิค T1 Axial และ T2 Axial ตามตารางที่ 2 โดยวางเส้นสแกนบนภาพ Localizer ด้านข้าง (วางเหมือนกันทั้ง Large และ Medium Phantom) ตามตำแหน่ง ดังรูปที่ 5
- 3.3 ทำการสแกนภาพ Site Series ด้วยการตั้งค่าเทคนิคที่ใช้ปกติในการทำ MRI Head T1 และ T2

ตารางที่ 2 แสดงเทคนิคสร้างภาพ ACR Phantom

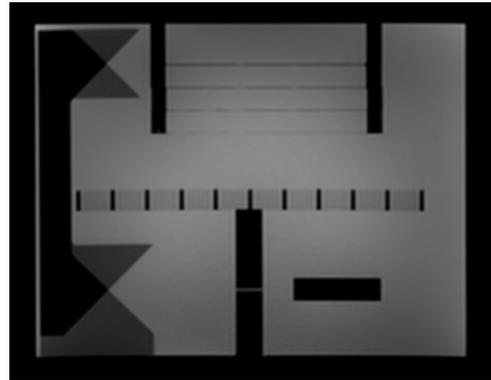
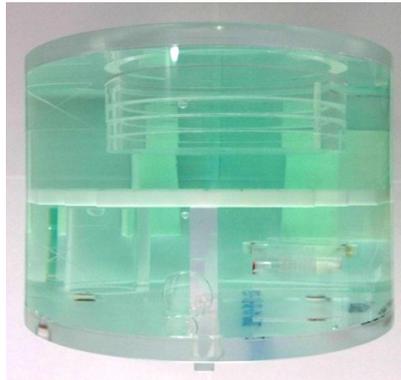
เทคนิค	Pulse sequence	TR/TE (ms)	FOV (mm) (Frequency)	FOV (mm) (Phase)	จำนวน Slices	Slice Thickness (mm)	Slice gap (mm)	Number Average	Matrix Frequency	Matrix Phase	Scan Time (min:sec)
ACR Sag localizer	spin echo	200/20	250	250	1	10	n/a	1	256	256	0:56
ACR Axial T1	spin echo	500/20	250	250	11	5	5	1	256	256	2:16
ACR Axial T2	**spin echo	2000/80	250	250	11	5	5	1	256	256	8:56
***Site Axial T1 Brain					11	5	5				
***Site Axial T2 Brain					11	5	5				

หมายเหตุ

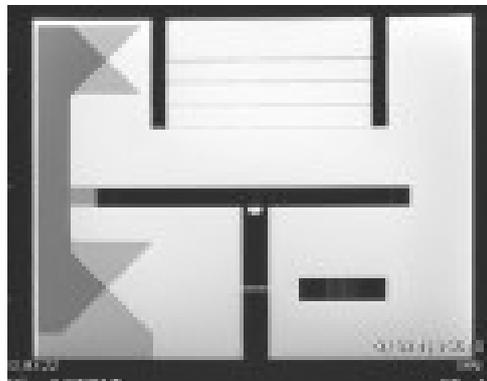
* สำหรับเทคนิค ACR Localizer ให้ใช้ความหนาของ Slice 10 มิลลิเมตร แต่บางเครื่องอนุโลมให้ใช้ 20 มิลลิเมตร ได้

** สำหรับเทคนิค ACR T2 Series ให้ใช้ Single spin echo แต่บางเครื่องซึ่งไม่มี Single Echo SE double echo spin echo (TR 2000, TE 20/80) อนุโลมให้ใช้ได้ ที่สำคัญห้ามใช้ Fast/Turbo spin echo

*** สำหรับ Site Axial T1 และ T2 ให้ใช้ routine brain protocol ของสถานพยาบาลนั้น เมื่อตั้งจำนวน 11 Slices จะได้ระยะห่างจากกึ่งกลาง Slice แรกถึง Slice สุดท้ายมีค่า 100 mm

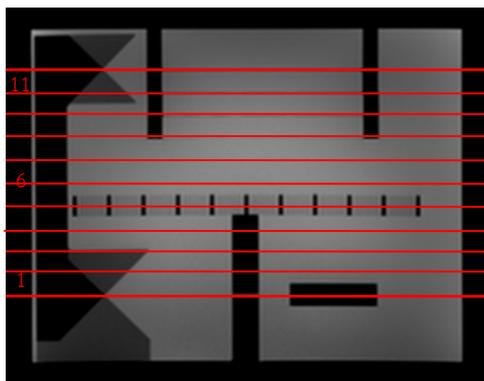


ก. ภาพแนวตั้งของ Older Large Phantom (ซ้าย) และภาพได้จากการสแกนแนวตั้ง (ขวา)

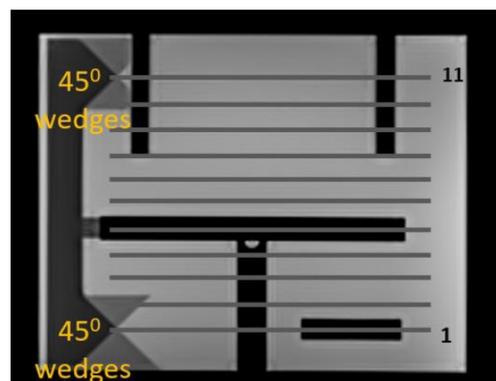


ข. ภาพได้จากการสแกนแนวตั้งของ Newer Phantom

รูปที่ 4 แสดงภาพตัวอย่าง Localizer ด้านข้าง (Sagittal) แนวตั้ง (end to end) ของ ACR Phantom



ก. Older Large Phantom Image



ข. Newer Phantom Image

รูปที่ 5 แสดงภาพตัวอย่างการวางเส้นเพื่อสแกนภาพด้วยเทคนิค T1 และ T2 Axial

เมื่อสแกนแล้ว จะได้ภาพดังรูปที่ 6 ซึ่งมี 11 ภาพ หรือ 11 Slices



ก. ภาพ Slice ที่ 1



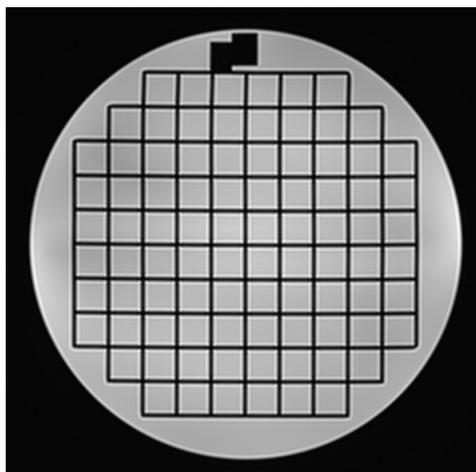
ข. ภาพ Slice ที่ 2



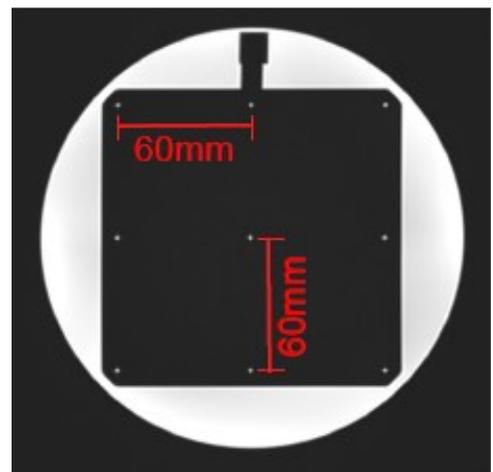
ค. ภาพ Slice ที่ 3

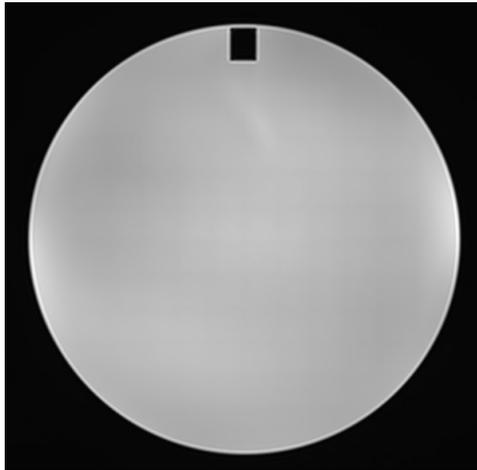


ง. ภาพ Slice ที่ 4

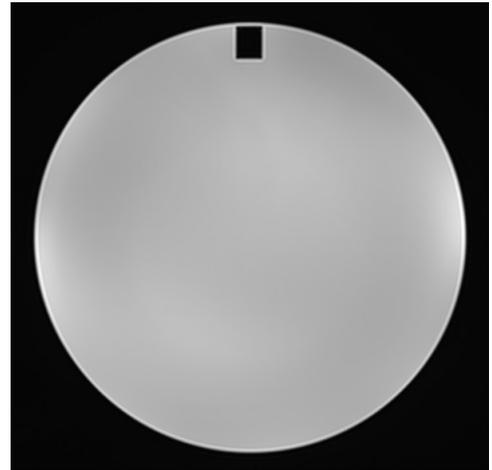


จ. ภาพ Slice ที่ 5 ภาพทางซ้ายเป็น Older Large Phantom Image ภาพทางขวาเป็น Newer Phantom Image





ฉ. ภาพ Slice ที่ 6



ช. ภาพ Slice ที่ 7



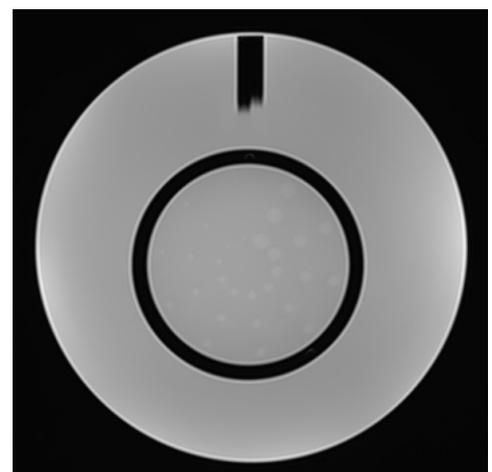
ซ. ภาพ Slice ที่ 8



ฅ. ภาพ Slice ที่ 9



ญ. ภาพ Slice ที่ 10



ฎ. ภาพ Slice ที่ 11

รูปที่ 6 แสดงภาพตัวอย่างทั้ง 11 Slices จากการสแกน ACR Phantom

4. การวิเคราะห์ภาพ (The Image Analysis)

วิเคราะห์ภาพด้วยจอภาพที่ใช้ร่วมกับเครื่องเอ็มอาร์ไอ (Workstation) หรือเครื่องคอมพิวเตอร์ที่มีโปรแกรมที่ใช้ดูภาพ DICOM ซึ่งสามารถปรับ window/level ขยายภาพ (zoom) วัดสัญญาณ ROI และวัดระยะได้ สามารถนำภาพมาทดสอบในหัวข้อ ดังนี้

- 4.1 Geometric accuracy
- 4.2 High-contrast spatial resolution
- 4.3 Slice thickness accuracy
- 4.4 Slice position accuracy
- 4.5 Image intensity uniformity
- 4.6 Ghosting ratio (Percent-signal ghosting)
- 4.7 Low-contrast object detectability
- 4.8 Signal to noise ratio

5. การควบคุมคุณภาพเครื่องและห้องเอ็มอาร์ไอ (MRI Quality Control)^(5,6,12)

มีหัวข้อตรวจสอบ ดังนี้

ตารางที่ 3 เกณฑ์ยอมรับ* (Acceptance Criteria) สำหรับการตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ

หัวข้อตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ
1. Geometric accuracy	Large Phantom ± 3 mm (ACR series หรือ Site series)
	Medium Phantom ± 2 mm (ACR series หรือ Site series)
2. High-contrast spatial resolution	Large และ Medium Phantom 2.1) ≤ 1 mm 2.2) ACR series หรือ Site series โดย T1 และ T2 ต้องผ่านทั้ง UL และ LR
3. Slice thickness accuracy	Large และ Medium Phantom 5 ± 1.0 mm (ACR series หรือ Site series)

หัวข้อตรวจสอบ	เกณฑ์ยอมรับ
4. Slice position accuracy	Large และ Medium Phantom ± 5 mm (ACR series หรือ Site series)
5. Image intensity uniformity	5.1 Large Phantom ที่ FOV = 250 mm ² 1) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กน้อยกว่า 3 Tesla PIU ≥ 85% 2) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็ก 3 Tesla PIU ≥ 80%
	5.2 Medium Phantom ที่ FOV = 250 mm ² 1) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กน้อยกว่า 3 Tesla PIU ≥ 90% 2) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็ก 3 Tesla PIU ≥ 85%
6. Ghosting ratio (Percent signal ghosting)	≤ 0.030 (3.0%)
7. Low-contrast object detectability	Large และ Medium Phantom 1) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กน้อยกว่า 1.5 Tesla ≥ 7 spokes ต้องผ่านทั้ง T1 และ T2 2) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กตั้งแต่ 1.5 Tesla ถึง น้อยกว่า 3 Tesla ≥ 30 spokes สำหรับ T1 ≥ 25 spokes สำหรับ T2 3) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กเท่ากับ 3 Tesla ≥ 37 spokes ต้องผ่านทั้ง T1 และ T2 หมายเหตุ ACR series หรือ Site series อันใดอันหนึ่งผ่านเกณฑ์ ถือว่าผ่าน
8. Signal to noise ratio: SNR	Baseline
9. Controlling access to the B ₀ hazard area	≤ 0.9 mT

หมายเหตุ

* เกณฑ์ยอมรับ อาจเปลี่ยนแปลงได้ตามคู่มือของเครื่องมือและ Phantom ที่ใช้ในการตรวจสอบ

6. วิธีการตรวจสอบเครื่องและห้องเอ็มอาร์ไอ (Annual test protocols) ด้วย ACR Phantom^(5,6,12)

6.1 การตรวจสอบ Geometric accuracy^(7,12) (ทดสอบเฉพาะ ACR T1)

เป็นการตรวจวัดค่าความถูกต้องในการวัดระยะความยาวของภาพวัตถุจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ โดยทำการวัดระยะความยาวของภาพเปรียบเทียบกับระยะจริงของวัตถุ หากทดสอบไม่ผ่านเกณฑ์ หมายถึงระยะความยาวที่วัดต่างจากระยะจริง ทำให้รู้ว่าเครื่องมีการทำงานผิดพลาด ในการตรวจสอบ Geometric accuracy จะใช้ภาพ ACR Sagittal localizer และภาพ Slice ที่ 1 และภาพ Slice ที่ 5 ของเทคนิค ACR T1 Axial Series ซึ่งวัตถุที่ใช้ใน Phantom Slice ที่ 5 ประกอบด้วย grid หรือ acrylic ที่มีช่องระหว่างรู (holes) เท่า ๆ กัน

วัตถุประสงค์

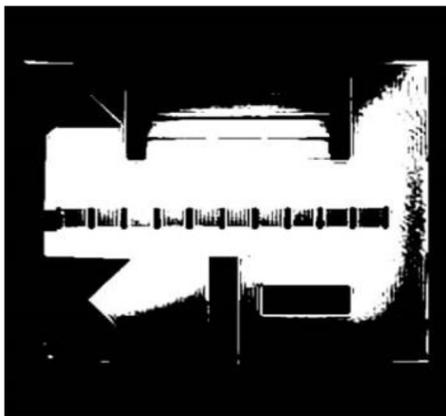
เพื่อให้ทราบค่าความแม่นยำในการวัดระยะของเครื่องเอ็มอาร์ไอ

วิธีการ

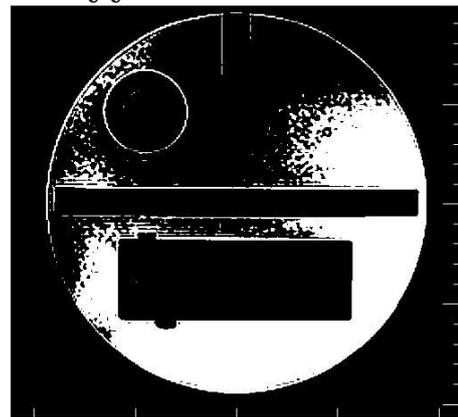
การวัดมี 3 แกน คือ

1) การวัดแนวแกน Z โดยเลือกภาพ Localizer ที่สแกนได้ ดังรูปที่ 7 สำหรับการปรับภาพมีผลต่อการวัดระยะอย่างมาก ให้ปรับภาพโดย

- 1.1) ตั้งค่า window width ให้น้อยสุด (ค่า 0 หรือ 1)
- 1.2) สังเกตพื้นที่ที่เป็นน้ำ (water) พื้นที่ตรงนี้จะเป็ค่าสัญญาณสูง ไม่รวมพื้นที่ที่เป็นโครงสร้างภายใน Phantom ปรับ window level ให้ลดลง (Lower the display level) จนเห็นภาพสัญญาณน้ำเป็นสีขาวทั้งหมด
- 1.3) เพิ่ม window level จนกระทั่งเห็นภาพน้ำครึ่งหนึ่งดำ ตามรูปที่ 7 บันทึกค่า window level เป็นค่าประมาณของค่าสัญญาณเฉลี่ย



ก. ภาพด้านข้าง



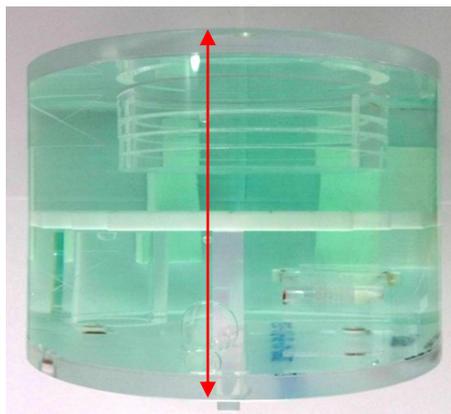
ข. ภาพตัดขวาง

รูปที่ 7 แสดงตัวอย่างภาพของ Phantom เมื่อปรับ window ให้เห็นภาพครึ่งหนึ่งดำ

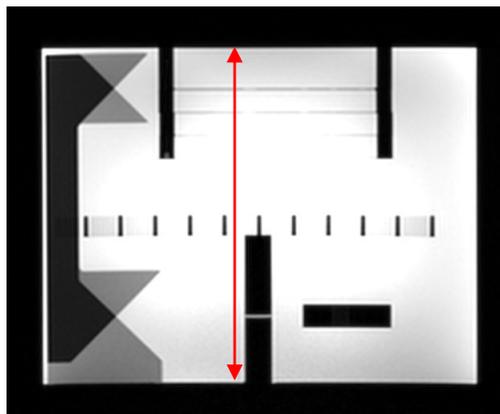
- 1.4) ปรับค่า window level ที่ครึ่งหนึ่งของค่าในข้อ 1.3) ทำการปรับค่า window width เท่ากับค่าประมาณของค่าสัญญาณเฉลี่ย (Mean signal value) ที่บันทึกไว้

1.5) สำหรับ Slice ที่ 5 มี Phantom 2 แบบ คือ แบบที่ 1 เป็น grid และ แบบที่ 2 มี acrylic แทน grid (Solid acrylic insert instead of a grid) ให้ใช้ภาพ Slice ที่ 6 ในการตั้งค่า window width และ window level ได้

ใช้เครื่องมือวัดระยะในเครื่องเอ็มอาร์ไอ วัดความยาวในแนวตั้ง (superior to inferior (head to foot)) โดยวัดให้ใกล้กึ่งกลางภาพดังรูปที่ 8



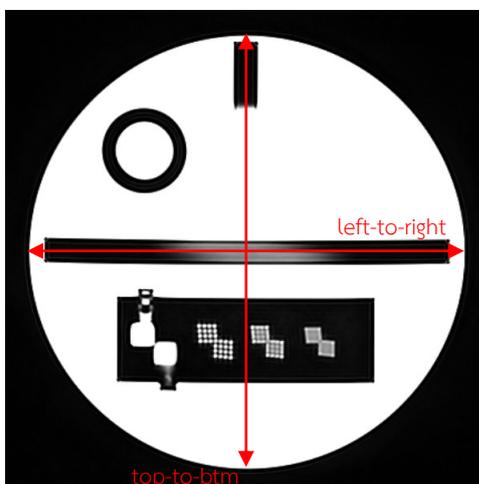
ก. ภาพแนวตั้งของ Phantom



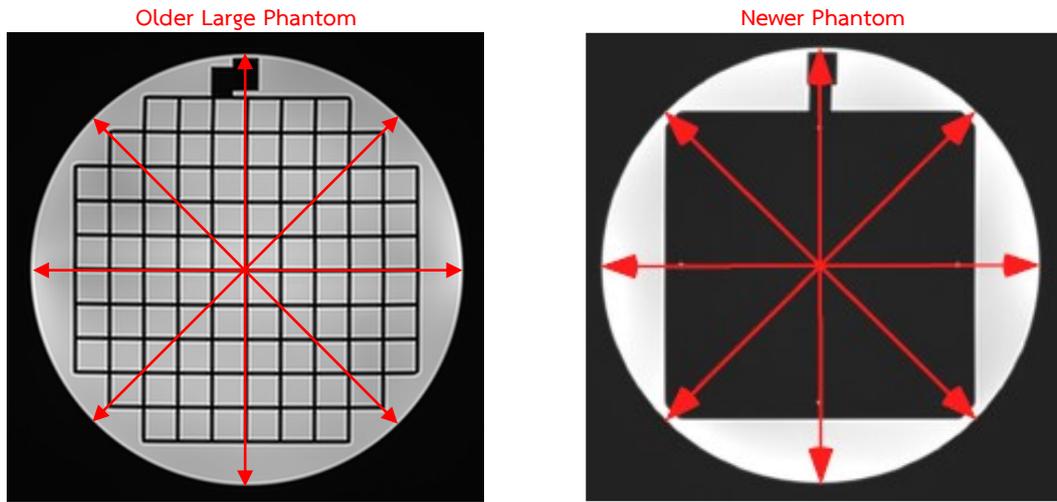
ข. ตัวอย่างภาพจากการสแกน Phantom แนวตั้ง

รูปที่ 8 แสดงการวัดภาพในแนวตั้งจากภาพ Localizer

2) การวัดแนวแกน X และ Y โดยเลือกภาพ Slice ที่ 1 ของ ACR Phantom ปรับภาพด้วยการปรับค่า window width และ window level เหมือนกับวิธีการวัดตามแนวแกน Z แล้ววัดระยะเส้นผ่านศูนย์กลางของภาพ Slice ที่ 1 ในสองทิศทาง คือ บนลงล่าง (top-to-btm) และซ้ายไปขวา (left-to-right) ดังรูปที่ 9 ก. และเลือกภาพ Slice ที่ 5 ปรับภาพด้วยวิธีเดียวกัน แล้ววัดระยะเส้นผ่านศูนย์กลางของภาพ Slice ที่ 5 ในสี่ทิศทาง คือ บนลงล่าง (top-to-btm) ซ้ายไปขวา (left-to-right) และทิศทางเฉียงทั้งสองด้าน (both diagonals) ดังรูปที่ 9 ข.



ก. ภาพ Slice ที่ 1 ของ ACR Phantom และการวัดระยะในสองทิศทาง



ข. ภาพ Slice ที่ 5 ของ ACR Phantom และการวัดระยะในหกทิศทาง

รูปที่ 9 แสดงการวัดระยะและทิศทางใน Slice ที่ 1 และ Slice ที่ 5 ของ ACR Phantom ทั้ง 2 แบบ

การวิเคราะห์

- 1) ระยะที่วัดได้ต้องผิดพลาดไม่เกิน ± 3 มิลลิเมตร จากค่าจริงของขนาด Large Phantom โดยแกน Z มีค่าเท่ากับ 148 มิลลิเมตร แกน X แกน Y และทิศทางเฉียงมีค่าเท่ากับ 190 มิลลิเมตร
- 2) ระยะที่วัดได้ต้องผิดพลาดไม่เกิน ± 2 มิลลิเมตร จากค่าจริงของขนาด Medium Phantom โดยแกน Z มีค่าเท่ากับ 134 มิลลิเมตร แกน X แกน Y และทิศทางเฉียงมีค่าเท่ากับ 165 มิลลิเมตร

หมายเหตุ : ค่าผิดพลาดของ Medium Phantom ให้น้อยกว่าเพราะการวัดใช้ระยะทางสั้นกว่าและอยู่ใกล้จุดกึ่งกลาง (isocenter) ดังนั้นค่า Geometric accuracy ต้องดีกว่า

หมายเหตุ

ถ้าค่าที่วัดได้ไม่อยู่ในเกณฑ์ยอมรับ ให้สามารถปรับ receiver bandwidth ได้ และให้ระวังถ้าใช้ low bandwidth โดยเฉพาะอย่างยิ่งในโปรโตคอลที่ใช้ Long TE เพื่อเพิ่ม SNR อาจส่งผลต่อ B_0 inhomogeneity ระดับปกติให้ปรากฏเด่นชัดมากขึ้นและส่งผลต่อ image distortion ได้ ดังนั้นในการสแกนต้องตั้งค่า receiver bandwidth ให้มากพอและในกรณีภาพ T1 Axial ไม่ผ่านการทดสอบเนื่องจากการตั้งค่าที่ low bandwidth ให้ทำการสแกนใหม่ โดยใช้ high bandwidth แทน

เครื่องเอ็มอาร์ไอบางยี่ห้อ สามารถใช้การปรับแก้ค่า gradient distortion ดังนั้นจำเป็นต้องเลือกเปิด gradient distortion correction การปิดโหมดนี้อาจทำให้การตรวจสอบ Geometric Accuracy ไม่ผ่าน

จำเป็นจะต้องทำการ warm up Gradient amplifiers เนื่องจากบาง sites ปิดเครื่องทั้งคืน ต้องแน่ใจว่าระบบ hardware เปิดทิ้งไว้แล้ว 1 ชั่วโมง ก่อนการตรวจสอบคุณภาพเครื่อง

สาเหตุที่พบบ่อยที่สุดคือ Gradient 1 แกน หรือมากกว่า มีการ calibrate ที่ไม่ถูกต้อง ส่งผลให้ระนาบใน 3 มิติ เกิดความผิดพลาด นอกจากนี้แล้วยังอาจเป็นสาเหตุของความผิดพลาดของ location ได้อีกด้วย และเป็นปกติเมื่อการใช้งานผ่านไประยะเวลาหนึ่งแล้ว ค่า Gradient ที่ calibrate ไว้

จะมีการเปลี่ยนแปลง จึงต้องให้ วิศวกรจากบริษัท (service engineer) มาปรับแก้ให้เมื่อเกิดปัญหา ดังกล่าว

ค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก (B_0) ที่มากผิดปกติเป็นสาเหตุทำให้เกิดความผิดพลาดของขนาดในภาพ Phantom อย่างมีนัยสำคัญ ซึ่งค่าความไม่สม่ำเสมอของสนามแม่เหล็ก ดังกล่าวชี้ให้เห็นถึงความจำเป็นที่ต้องได้รับการปรับ gradient offsets ปรับค่า passive หรือ active magnet shims หรือจากการที่มีวัตถุที่สนามแม่เหล็กติดในอูโมงค์แม่เหล็ก (magnet bore) โดยนักฟิสิกส์/นักวิทยาศาสตร์ที่ตรวจสอบคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ หรือวิศวกรที่ซ่อมบำรุงเครื่องเอ็มอาร์ไอ ต้องทำการทดสอบและหาสาเหตุของปัญหาให้ได้

6.2 การตรวจสอบ High-contrast spatial resolution^(7,12) (ทดสอบทั้ง ACR T1 และ T2 Series)

เป็นการตรวจวัดความสามารถของเครื่องเอ็มอาร์ไอในการแยกรายละเอียดวัตถุขนาดเล็ก เมื่อ Contrast-to-noise ratio (CNR) สูงพอ ถ้าการตรวจสอบไม่ผ่าน แสดงว่าการใช้ FOV และ matrix ของเครื่องไม่สามารถแยกรายละเอียดเล็ก ๆ ได้ ในการใช้งานทางสถานพยาบาลโดยทั่วไปจะปรับ High-contrast resolution ให้ดีที่สุดอยู่แล้ว ดังนั้นถ้าการทดสอบโดย ACR Series ไม่ผ่านให้ใช้ Site Series ในการทดสอบแทน

การตรวจสอบ High-contrast spatial resolution เป็นการวัดประเมินด้วยสายตาในการแยกจุดสว่างเล็ก ๆ ที่อยู่ใกล้กันใน arrays ที่มีรู (holes) เล็ก ๆ และมีระยะห่างกันน้อยกว่าสามารถแยกกันได้หรือไม่ โดยจุดสว่างคือรูที่มีน้ำจากการเจาะในบล็อกพลาสติกขนาดเล็กเรียกว่า “resolution insert” ปรากฏใน Slice ที่ 1 ภายในจะมี 3-4 คู่ (กลุ่ม)

วัตถุประสงค์

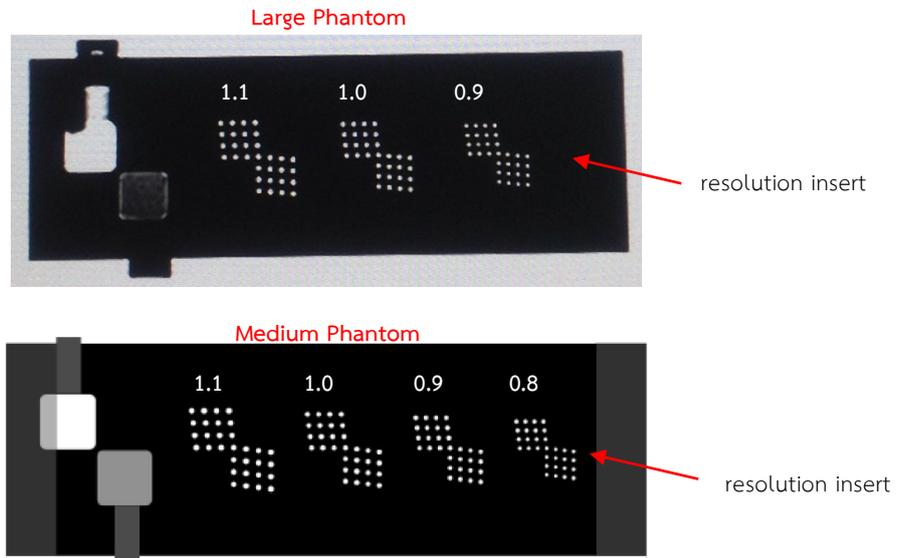
เพื่อตรวจสอบความสามารถในการแยกความเปรียบต่างที่มากของภาพจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ

วิธีการ

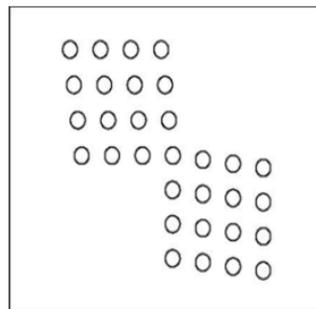
เลือกภาพ Slice ที่ 1 ตรงตำแหน่ง resolution insert แล้วทำการขยายภาพด้วยกำลังขยายระหว่าง 2-4 เท่าของภาพ ดังรูปที่ 10 ให้พิจารณาภาพ hole arrays สำหรับ Large Phantom ประกอบด้วยคู่ของ hole arrays 3 คู่ (กลุ่ม) โดยคู่ (กลุ่ม) ซ้ายมือมีขนาด 1.1 มิลลิเมตร คู่ (กลุ่ม) กลางมีขนาด 1.0 มิลลิเมตร และคู่ (กลุ่ม) ขวามือมีขนาด 0.9 มิลลิเมตร สำหรับ Medium Phantom ประกอบด้วยคู่ของ hole arrays 4 คู่ (กลุ่ม) โดยมีคู่ (กลุ่ม) ขนาด 0.8 มิลลิเมตร เพิ่มทางขวามือสุด แต่ละคู่ (กลุ่ม) ประกอบด้วย upper left hole array (UL) และ lower right hole array (LR) ตำแหน่งขวาและซ้าย ตามขวามือและซ้ายมือของผู้ทำการวัด โดย UL และ LR จะมี 1 hole ซ้อนทับกันที่มุมที่พบกัน เมื่อ UL จะเป็นการบอก resolution ในทิศทางขวาไปซ้าย (right to left direction หรือ row direction) และ LR จะเป็นการบอก resolution ในทิศทางบนไปล่าง (top to btm direction หรือ column direction) ถ้าเป็นศีรษะ จะเป็นด้านหน้าไปด้านหลัง (anterior-posterior)

โดยที่ UL จะมี 4 rows ที่แต่ละ row มี 4 holes ดังรูปที่ 11 ระยะห่างระหว่างจุดศูนย์กลางของ 2 holes ที่อยู่ติดกันจะเป็น 2 เท่าของเส้นผ่าศูนย์กลางของ hole แต่ละแถวจะเอียงไปทางขวาของ

แถวบนเล็กน้อย ซึ่งเป็นสาเหตุให้ array ไม่เป็นรูปสี่เหลี่ยมจัตุรัส ซึ่งการเอียงในลักษณะนี้เพื่อให้มั่นใจได้ว่าอย่างน้อยต้องมี 1 แถวที่ hole array อยู่ตรงกับ display matrix พอดี hole ไหนที่ไม่ตรงกับ display matrix จะเกิด Partial volume effect และปรากฏให้เห็นเป็น hole ที่เบลอหรือมีลักษณะที่ผิดรูปไป



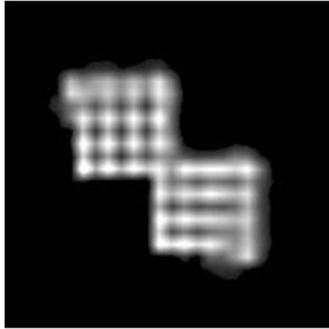
รูปที่ 10 แสดงภาพขยาย hole array ของภาพ Slice ที่ 1



รูปที่ 11 แสดงภาพของ 1 คู่ (กลุ่ม) ของ hole arrays

และ LR จะมี 4 columns ที่แต่ละ column มี 4 holes ระยะห่างระหว่างตรงกลางถึงตรงกลางของแต่ละ hole ของแต่ละ column จะเป็นสองเท่าของเส้นผ่าศูนย์กลาง hole ซึ่งแต่ละ column จะเอียงลงเล็กน้อยไปทางซ้าย เช่นเดียวกับ rows เพื่อให้มั่นใจได้ว่ามีอย่างน้อย 1 column ที่อยู่ตรงกับ display array พอดีและไม่มีผลจาก Partial volume effects

ทำการปรับภาพด้วย window width และ window level จนสามารถเห็น hole แยกออกจากกันให้ชัดเจนที่สุดเท่าที่จะทำได้ การวิเคราะห์ว่า row ใด หรือ column ใด นับได้ว่าแยกกันได้ ความเข้มระหว่าง holes ไม่จำเป็นต้องลดลงจนเท่ากับศูนย์ สามารถปรับภาพให้เห็นทั้ง 4 holes อย่างน้อยหนึ่ง row ใด หรือหนึ่ง column ใด สามารถเห็นจุดสว่างของความเข้มสัญญาณระหว่างช่องว่าง ดังรูปที่ 12 ก็สามารนับได้ว่าแยกกันได้



รูปที่ 12 แสดงภาพตัวอย่าง การแยก hole ออกจากกันได้ โดยที่ row 2 ถึง row 4 ของ UL arrays และ column 1 ถึง column 3 ของ LR arrays สามารถแยกออกจากกันได้



รูปที่ 13 แสดงภาพตัวอย่าง การแยก hole ออกจากกันไม่ได้ ทั้ง row และ column ถึงแม้ว่า row 2 ของ UL สามารถแยกได้ทั้ง 4 holes แต่ hole end of row เบลอในแนวตั้ง

การวิเคราะห์

- 1) คู่ของ hole array ขนาด 1.1 และ 1.0 mm ต้องแยกออกจากกันชัดเจน ทั้งสอง direction และสอง series
- 2) เงื่อนไขการผ่านเกณฑ์ที่กำหนดคือ (Large และ Medium Phantom)
 - 2.1) High-Contrast Resolution ต้องไม่เกิน 1.0 mm
 - 2.2) ACR series หรือ Site series โดย T1 และ T2 ต้องผ่านทั้ง UL และ LR

หมายเหตุ

การใช้ image filtering อาจมีผลทำให้ภาพดีขึ้นหรือด้อยลงได้ เช่น filter ที่ช่วยลดสัญญาณรบกวน (Noise) จะทำให้ภาพมีความเรียบ (smooth) มากขึ้น แต่ก็อาจมีผลทำให้โครงสร้างขนาดเล็กถูกเบลอไปด้วย ดังนั้นถ้าเครื่องใดไม่ผ่านการทดสอบ High-Contrast Spatial Resolution ให้ตรวจสอบดูว่า Image filtering ถูกปิดไว้หรือถูกตั้งค่าต่ำไปหรือไม่ นอกจากนี้แล้ว Eddy current ก็อาจเป็นสาเหตุของการไม่ผ่านการทดสอบเช่นกัน ซึ่งต้องให้วิศวกรจากบริษัทมาปรับแก้การชดเชยค่าของ Eddy current

High-Contrast Resolution ไม่ผ่าน เป็นได้ว่า Phantom ถูกหมุนในระนาบตัดขวาง ดังนั้น holes ใน resolution pattern ไม่ได้อยู่ตรงกลางของภาพ matrix

ค่า Ghosting ที่สูงมาก (Excessive ghosting) ซึ่งจะพบได้ในหลายภาพก็อาจเป็นสาเหตุที่ การทดสอบนี้ไม่ผ่านได้ ความผิดปกติอาจเป็นได้จากหลายสาเหตุ และโดยทั่วไปมักเกิดจากความไม่เสถียร ของสัญญาณจาก Pulse cycle หนึ่งถึงอีก Pulse cycle หนึ่ง ที่อาจเกิดจากอุปกรณ์รับสัญญาณ (Receiver) อุปกรณ์ส่งสัญญาณ (Transmitter) หรือระบบ Gradient (Gradient subsystem) หรือการ ขยับของ Phantom อาจเป็นสาเหตุทำให้เกิด Ghosting ดังนั้นเพื่อตัดประเด็นเรื่องการขยับของ Phantom ต้องจัด Phantom อยู่หนึ่งใน Head coil และไม่ได้เคลื่อนที่หรือสั่น เพื่อให้วิศวกรแก้ไขปัญหา ได้ตรงจุด

6.3 การตรวจสอบ Slice thickness accuracy^(6,9,12) (ทดสอบทั้ง ACR T1 และ T2 Series)

เป็นการตรวจสอบความหนาของ Slice ว่ามีความหนาตรงตามที่กำหนดหรือไม่ ความหนา ของ Slice ที่กำหนดจะเปรียบเทียบกับความหนาของ Slice ที่วัดได้

ถ้าทดสอบไม่ผ่านเกณฑ์ หมายถึง เครื่องเอ็มอาร์ไอให้ความหนาของ Slice ที่แตกต่างจาก ความหนา Slice ที่กำหนด ปัญหานี้มักไม่ได้เกิดเป็นปัญหาเดียว ๆ มักเป็นปัญหาร่วมกับปัญหาอื่นด้วย เช่น การไม่ผ่านการทดสอบนี้อาจไม่ได้แค่เพียงมีปัญหาที่ความหนาของ Slice มากหรือบางไปกว่าที่ กำหนดแต่อาจมีปัญหาเนื่องจากภาพมี contrast ไม่ดี และ SNR ต่ำร่วมด้วย

วัตถุประสงค์

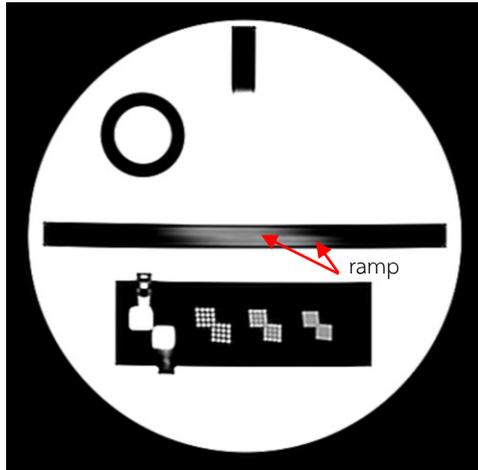
เพื่อตรวจสอบความหนาของ Slice ตรงตามเทคนิคที่ตั้งหรือไม่

วิธีการ

เป็นการตรวจสอบความยาวของ ramp 2 อัน ใน Slice ที่ 1 โดยการวัดภาพ Axial ramps ที่อยู่ใน Phantom เรียกว่า “The slice thickness insert” ดังรูปที่ 14

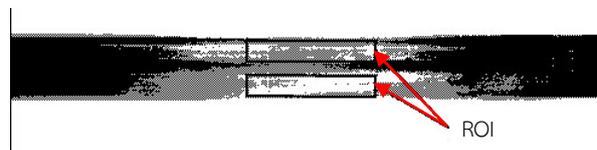
แสดงภาพ Slice ที่ 1 ที่มี slice thickness insert และสัญญาณ ramp ชัดเจน ramp จะวางตัดกัน (crossed) โดย ramp อันหนึ่งจะมีความชันเป็นค่าลบ อีกอันมีความชันเป็นค่าบวก ตามระนาบ Slice ที่ 1 สร้างโดยเซาร่องลิ้นบนพลาสติกขนาดความกว้างของร่อง 1 มิลลิเมตร ส่วนเซาร่องเปิดภายใน Phantom และมีสารละลายเดียวกับใน Phantom เข้าไปอยู่ภายในร่อง ramp จะมีความ ชัน 10 ต่อ 1 เทียบกับระนาบของ Slice ที่ 1 จึงมีมุมเอียงประมาณ 5.71 องศา ดังนั้นสัญญาณ ramp ที่ปรากฏบนภาพ Slice ที่ 1 จะมีขนาด 10 เท่าของความหนาของ Slice ถ้า Phantom ไม่ได้ระดับจาก ขวาไปซ้ายภาพของ ramp อันหนึ่งจะยาวกว่าอีก ramp หนึ่ง ซึ่ง ramp ที่วางตัดกันจะมีการแก้ค่า ผิดพลาดจากการไม่ได้ระดับขวาไปซ้าย และสมการคำนวณหา Slice thickness ก็คำนึงถึงปัจจัยนี้ ร่วมด้วย

ขยายภาพ Slice thickness insert ด้วยกำลังขยายระหว่าง 2-4 เท่าของภาพ ที่มองเห็น บนหน้าจอ



รูปที่ 14 แสดงภาพ Slice ที่ 1 ตรงตำแหน่ง slice thickness insert

ปรับภาพด้วย window level เพื่อให้เห็นภาพสัญญาณของ ramp ชัดเจนที่สุด ซึ่งภาพสัญญาณของ ramp จะมีค่าต่ำกว่าสัญญาณของน้ำโดยรอบ โดยปกติจะปรับ window width ให้แคบ แล้ววาง ROI (Region of Interest) รูปสี่เหลี่ยมผืนผ้าหรือรูปวงรีถ้าเครื่องไม่มีรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า ตรงกลางตำแหน่งภาพสัญญาณของ ramp ดังรูปที่ 15 บันทึกค่าเฉลี่ยสัญญาณ (mean signal values) ของทั้ง 2 ramp แล้วทำการคำนวณหาค่าสัญญาณเฉลี่ย (\bar{X}) และค่าครึ่งค่าของสัญญาณเฉลี่ย ($\bar{X}/2$)



ก. ภาพการวาง ROI ตรงกลางตำแหน่งสัญญาณทั้ง 2 ramp



ข. ตัวอย่างภาพสัญญาณ ramp ที่ได้จากเครื่องเอ็มอาร์ไอและตำแหน่งวาง ROI ตรงสัญญาณ ramp

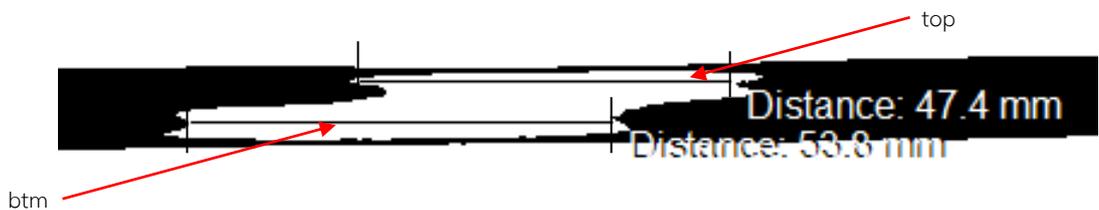
รูปที่ 15 แสดงการวาง ROI ตรงกลางตำแหน่งภาพสัญญาณ ramp

ปรับภาพด้วย window level เท่ากับ ครึ่งค่าของสัญญาณเฉลี่ย ที่หาได้และปรับภาพด้วย window width ให้น้อยที่สุด

ทำการวัดความยาวของ ramp ที่หน้าจอภาพ (screen) ทั้งเส้นบน (top) และเส้นล่าง (btm) ดังรูปที่ 16 บันทึกค่าความยาวที่วัดได้ และคำนวณค่า Slice thickness accuracy แล้วเปรียบเทียบกับค่าเกณฑ์มาตรฐาน



ก. ภาพการวัดระยะทางของ ramp ทั้งสองเส้น



ข. ตัวอย่างภาพการวัดความยาวของ ramp ทั้งสองเส้นจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ

รูปที่ 16 แสดงการวัดความยาวสัญญาณภาพ ramp ทั้งเส้นบนและเส้นล่าง

สำคัญ : ในการวัดความยาว ROI ให้ครอบคลุมความกว้างของ ramp เส้นบนและเส้นล่าง ไม่วาง ROI นอก ramp จะรวมค่าสัญญาณสูงหรือต่ำเข้าด้วย ถ้าผลต่างของค่าเฉลี่ยสัญญาณทั้งสอง ramp ต่างกัน 20% แสดงว่าต้องมี ROI ใดวางนอกพื้นที่ ramp

บ่อยครั้งที่สัญญาณ ramp จะปรากฏด้านปลายเป็นรอยหยัก เป็นปรากฏการณ์ของ Gibbs artifact ในส่วนนี้ให้วัดความยาวโดยประมาณเฉลี่ยจุดปลายของ ramps (เริ่มต้นไปยังท้าย) ดังรูปที่ 16 แสดงตัวอย่างการวัดความยาวของ ramps ซึ่งจะมีความผิดพลาดจากการวัดหนึ่งในสิบของความหนาของ Slice ในหน่วยมิลลิเมตร จึงมีผลเพียงเล็กน้อย

การวิเคราะห์

สัญญาณของ ramps จะมีความชัน 10 ต่อ 1 ตามระนาบของ Slice ที่ 1 ซึ่งมีองศาประมาณ 5.71 องศา สัญญาณ ramps จะปรากฏในภาพ Slice ที่ 1 ด้วยความยาว 10 เท่าของความหนา Slice ถ้าหาก Phantom ไม่ได้ระดับจากขวาไปซ้าย จะมี 1 ramp ที่ปรากฏยาวกว่าอีกอัน ramp ที่วางตัดกันจะมีค่าแก้ความผิดพลาดเมื่อไม่ได้ระดับจากขวาไปซ้ายตามสมการคำนวณ

- 1) นำค่าที่วัดได้มาคำนวณตามสมการ

$$\text{Slice thickness accuracy} = 0.2 \times (\text{top} \times \text{btm}) / (\text{top} + \text{btm})$$

ค่า top และ btm เป็นการวัดความยาวเส้นบนและเส้นล่างของสัญญาณ ramps โดยค่า 0.2 เป็นค่าแก้ตัวแปรสำหรับการหมุนของ Phantom ในแกนตั้ง (vertical axis [y])

2) ค่า Slice thickness accuracy (Large และ Medium Phantom) ถ้าเป็น ACR series ควรไม่เกิน 5.0 ± 0.7 มิลลิเมตร หากเกิน ± 1.0 มิลลิเมตร ถือว่าตกเกณฑ์มาตรฐาน ถ้าค่าใดค่าหนึ่งใน ACR series เกิน ± 1.0 มิลลิเมตร ให้ทดสอบใน Site series ต่อโดยค่าที่วัดได้ของ Site series ทั้งสอง ต้องไม่เกิน 5.0 ± 1.0 มิลลิเมตร และถ้าการวัดจาก Site series ผ่านถือว่าผ่านเกณฑ์

หมายเหตุ

ถ้า Radio Frequency (RF) amplifier ไม่เป็นเชิงเส้นจะทำให้รูปร่างของ RF pulse ผิดรูป (distorted) และเป็นสาเหตุที่ทำให้การทดสอบนี้ไม่ผ่าน นอกจากนี้แล้วรูปร่างของ RF pulse ผิดรูป อาจมีสาเหตุจากการทำงานที่ผิดปกติในส่วนของ High power RF ของ Transmitters ได้ด้วย ซึ่งอาจเป็นได้ตั้งแต่ RF power amplifier สายเคเบิลและ RF switching ซึ่งเป็นตัวส่งผ่านกำลัง (power) จาก Amplifier สู่ขดลวดตัวส่ง (Transmitter coil) หรืออาจเป็นปัญหาที่ตัว Transmitter coil เองก็ได้ การไม่ได้สอบเทียบ Gradient และความบกพร่องเนื่องจากการทำงานส่วน Gradient switching (poor gradient) ก็เป็นสาเหตุให้ผลการทดสอบไม่ผ่านเกณฑ์ได้เช่นกัน

6.4 การตรวจสอบ Slice position accuracy^(7,12) (ทดสอบทั้ง ACR T1 และ T2 Series)

เป็นการตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่งที่ต้องการเลือกสแกน หากทดสอบไม่ผ่าน เกณฑ์ หมายถึง ตำแหน่งจริงที่ต้องการสแกนแตกต่างจากตำแหน่งที่สแกนจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ

วัตถุประสงค์

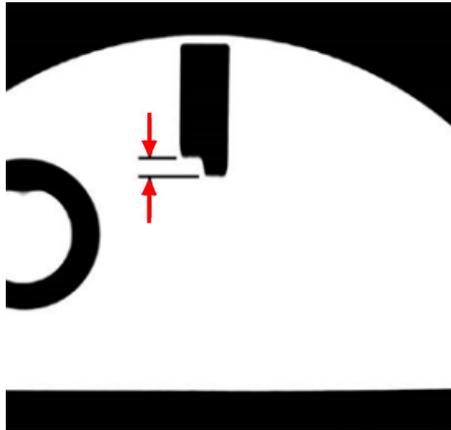
เพื่อตรวจสอบความถูกต้องของตำแหน่ง Slice

วิธีการ

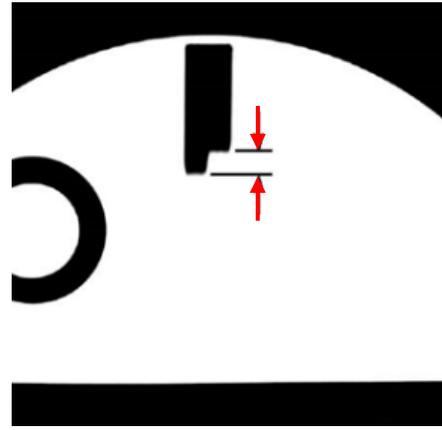
ใช้ภาพ Slice ที่ 1 และ 11 ที่มีภาพสัญญาณลิ้มวางทำมุมตัดกัน 45 องศา (crossed wedges) ที่ตำแหน่งด้านบนของภาพ Phantom ปรากฏเป็นแท่งแนวแกนตั้ง (vertical bar) แถบสีดำ ขนาดความยาวเท่ากัน ถ้าภาพแท่งแนวแกนตั้งของสัญญาณลิ้มมีความยาวแตกต่างกัน เช่น ถ้าแท่งด้าน ขวามือผู้ทำการตรวจสอบยาวกว่าด้านซ้ายแสดงว่าตำแหน่งสแกนอยู่เหนือกว่าตำแหน่งจริงหารสอง แต่ถ้าแท่งด้านซ้ายมือผู้ทำการตรวจสอบยาวกว่าแสดงว่าตำแหน่งสแกนอยู่ต่ำกว่าตำแหน่งจริงหารสอง ตามรูปที่ 17 ก. และ ข.

เลือกภาพ Slice ที่ 1 วาง ROI วงกลมตรงตำแหน่งน้ำในภาพ Phantom ตามรูปที่ 17 ค. และ ง. แล้วทำการวัดสัญญาณเฉลี่ยของน้ำและบันทึกค่า

ขยายภาพแท่งแนวแกนตั้งด้วยกำลังขยายระหว่าง 2-4 เท่าของภาพ โดยภาพของแท่ง แนวแกนตั้งนี้จะสามารถปรากฏได้ในสามลักษณะ ดังตารางที่ 3



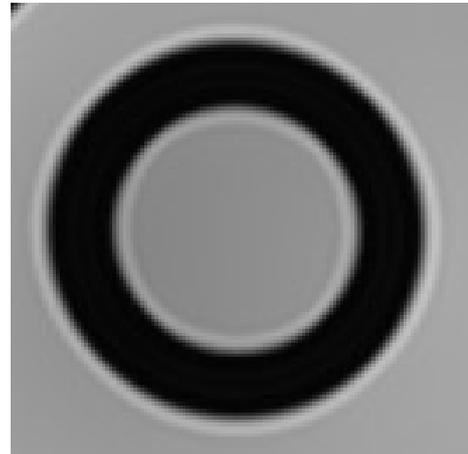
ก. ภาพแถบสัญญาณลิ้มที่แถบ
ด้านซ้ายยาวกว่าด้านซ้าย



ข. ภาพแถบสัญญาณลิ้มที่แถบ
ด้านซ้ายยาวกว่าด้านขวา



ค. ภาพการวาง ROI ตรงตำแหน่งสัญญาณน้ำ



ง. ภาพขยายตำแหน่งวาง ROI

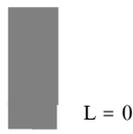
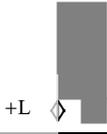
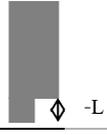
รูปที่ 17 แสดงการวาง ROI ตรงตำแหน่งภาพสัญญาณน้ำในภาพ Slice ที่ 1

ปรับภาพด้วย window width จนเห็นขอบของแท่ง (bar) ชัดเจน โดยใช้ window width แคบหรือต่ำ และปรับภาพด้วย window level ที่ครึ่งหนึ่งของค่าเฉลี่ยจากภาพสัญญาณน้ำที่วัดได้ วัดความยาวของแท่งที่มีความยาวแตกต่างกันด้วยเครื่องมือวัดระยะบนหน้าจอภาพ (screen) และบันทึกค่า

เลือกภาพ Slice ที่ 11 โดยขยายภาพแท่งแนวแกนตั้ง ด้วยกำลังขยายระหว่าง 2-4 เท่าของภาพ แล้ววัดความยาวของแท่งที่มีความยาวแตกต่างกันและบันทึกค่า

หมายเหตุ : การบันทึกค่าตามความหมายค่าการวัดระยะในตารางที่ 4

ตารางที่ 4 แสดงรูปภาพลักษณะของแท่งแนวแกนตั้งที่ปรากฏและความหมายค่าการวัดระยะ

รูปภาพแท่งแนวแกนตั้งที่ปรากฏ	ลักษณะ	ความหมายค่าการวัดระยะ
	สมมาตร คือ เสมอทั้งซ้ายและขวา	L = 0
	ด้านขวายาวกว่า เรียกว่า right bar	+L
	ด้านซ้ายยาวกว่า เรียกว่า Left bar	-L

การวิเคราะห์

จากการวัดแท่งแนวตั้งในภาพ Slice ที่ 1 และ 11 ค่าที่ได้ต้องไม่เกิน ± 5 มิลลิเมตร ถ้าค่าใน Slice ที่ 11 ต่างกันเกิน ± 4 มิลลิเมตร จะมีผลทำให้ การทดสอบ Low-Contrast Object Detectability ไม่ผ่านเกณฑ์ (Large และ Medium Phantom)

หมายเหตุ

สาเหตุที่พบย่อยที่ทำให้การทดสอบนี้ไม่ผ่านมาจากการจัดวาง Phantom ไม่ถูกต้อง ซึ่งสังเกตได้จากการวางตำแหน่งของ Slice ที่ 1 และ 11 ไม่อยู่ตรงจุดยอดของ crossed-wedge และความผิดพลาดจากส่วนนี้อาจนำไปสู่ความผิดพลาดในการทดสอบอีกด้วย

ถ้าค่าความแตกต่างจาก Slice ที่ 1 และ 11 ไปในทิศทางเดียวกันและมีความแตกต่างในขนาดที่ใกล้เคียงกัน อาจมีสาเหตุความบกพร่องจากกลไกการเลื่อนเตียง

สาเหตุที่ทำให้การทดสอบไม่ผ่านเกณฑ์อาจเกิดจากการสอบเทียบ Gradient ไม่ถูกต้อง หรือ ความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็ก (B_0) ไม่ดีพอ อย่างไรก็ตามในทางปฏิบัติการทดสอบที่ไม่ผ่านเกณฑ์อาจเกิดจากหลายสาเหตุดังกล่าวข้างต้นรวมกันได้

ถ้าไม่พบสาเหตุที่ไม่ผ่านดังกล่าวข้างต้น ให้วิศวกรของเครื่องดำเนินการ ดังต่อไปนี้

- 1) ตรวจสอบแสงเลเซอร์ว่าได้ระดับหรือไม่ และปรับค่าความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กหลัก (Shim B_0)
- 2) สอบเทียบ Gradients อีกครั้ง และ
- 3) ตรวจสอบกลไกการเลื่อนตำแหน่งเตียงเมื่อเลื่อนเตียงไปในตำแหน่งไกล ๆ และทำการสร้างภาพข้อมูลใหม่อีกครั้งอย่างระมัดระวัง

6.5 การตรวจสอบ Image intensity uniformity^(7,9,12) (ทดสอบทั้ง ACR T1 และ T2 Series)

เป็นการหาความสม่ำเสมอความเข้มของภาพบนพื้นที่ที่มีขนาดใหญ่ของ Phantom ที่วางอยู่ใน coil สำหรับตรวจศีรษะ หากพบไม่ผ่านเกณฑ์มาตรฐาน อาจเกิดจาก

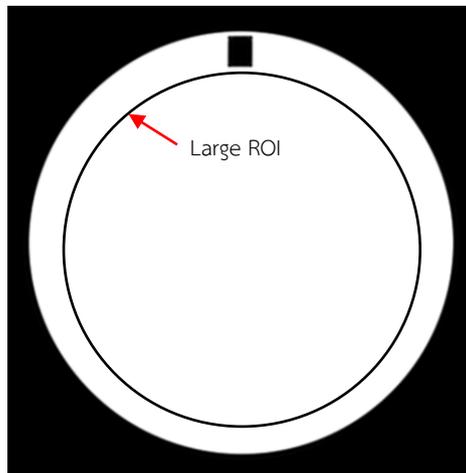
- 1) ไม่ได้ใช้ค่าแก้ความสม่ำเสมอของความเข้มสัญญาณ (the intensity non-uniformity correction)
- 2) เกิดความบกพร่องในเครื่องเอ็มอาร์ไอ
- 3) เกิดความบกพร่องของ coil สำหรับตรวจศีรษะ
- 4) ปัญหาในระบบรับ-ส่งความถี่วิทยุ

วัตถุประสงค์

เพื่อตรวจสอบความสม่ำเสมอของสนามแม่เหล็กจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ

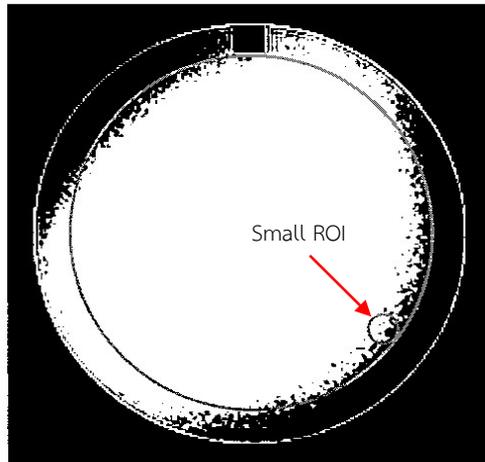
วิธีการ

แสดงภาพ Slice ที่ 7 วาง ROI วงใหญ่ ขนาด 200 ตารางเซนติเมตร สำหรับ Large Phantom และ 160 ตารางเซนติเมตร สำหรับ Medium Phantom (Large ROI) ตรงกลางภาพดังรูปที่ 18



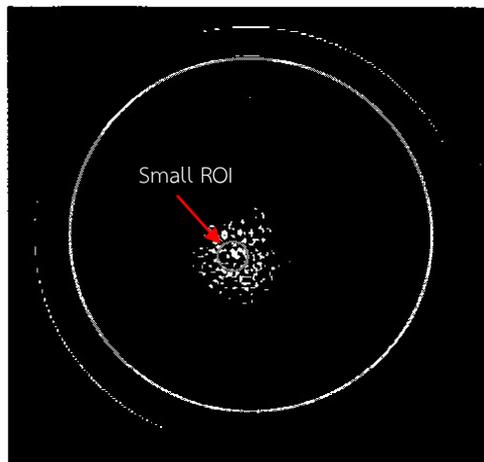
รูปที่ 18 แสดงการวาง ROI ในภาพ Slice ที่ 7

ทำการปรับ window width น้อยสุด และปรับ window level จนกระทั่งบริเวณในพื้นที่ Large ROI เป็นสีขาว จากนั้นให้ปรับ window level อย่างช้า ๆ จนกระทั่งเห็นเป็นจุดมืด (dark pixels) ปรากฏ หรืออาจเห็นพื้นที่จุดสีดำผสมกับพื้นที่จุดสีขาว วาง ROI ขนาดประมาณ 1 ตารางเซนติเมตร (Small ROI) ตรงตำแหน่งที่มืดมีพื้นที่มากที่สุด ถ้าไม่แน่ใจตำแหน่งที่จะวาง ROI เพราะส่วนที่มืดที่สุดมีหลายบริเวณ ให้เลือกส่วนใดส่วนหนึ่งที่มีค่าเฉลี่ยของ pixel ต่ำที่สุด ดังรูปที่ 19 และบันทึกค่าสัญญาณต่ำ (low) ที่วัดได้ (ใช้สำหรับการคำนวณ)



รูปที่ 19 แสดงการวาง Small ROI บนภาพสัญญาณต่ำสุด (lowest signal)

ปรับ window level จนกระทั่งพื้นที่สีขาวลดลงขนาดประมาณ 1 ตารางเซนติเมตร แล้ว ย้าย Small ROI วางตรงตำแหน่งสว่างที่มีพื้นที่มากที่สุด บันทึกค่าสัญญาณสูง (high) ดังรูปที่ 20 ถ้าไม่แน่ใจตำแหน่งที่จะวาง ROI เพราะมีบริเวณที่สว่างที่สุดหลายบริเวณ ให้เลือกส่วนใดส่วนหนึ่งที่มีค่าเฉลี่ยของ pixel สูงที่สุด



รูปที่ 20 แสดงการวาง Small ROI บนภาพสัญญาณสูงสุด (highest signal)

การวิเคราะห์

- 1) คำนวณค่า Percent image uniformity (PIU)

$$PIU = 100 \times [1 - (high - low) / (high + low)]$$

เมื่อ high และ low เป็นค่าสัญญาณสูงสุดและต่ำสุด จาก Small ROI

- 2) ค่า Percent image uniformity
 - 2.1) Large Phantom
 - 2.1.1) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กน้อยกว่า 3 Tesla
PIU \geq 85 %
 - 2.1.2) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็ก 3 Tesla
PIU \geq 80 %
 - 2.2) Medium Phantom
 - 2.2.1) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กน้อยกว่า 3 Tesla
PIU \geq 90 %
 - 2.2.2) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็ก 3 Tesla
PIU \geq 85 %

หมายเหตุ

โดยทั่วไป Phase array coil จะมี Uniformity น้อยกว่า Quadrature coil เนื่องจากประกอบด้วย coil หลายชิ้น ดังนั้นถ้าสถานที่ใดมีการใช้ Head coil แบบ Phase array coil ต้องมีการเปิดโหมดการแก้ค่า Intensity ด้วย เช่น SCIC, PURE, CLEAR, Normalize, Pre-scan normalize และ B₁ Filter เป็นต้น

Phase array coils สามารถเลือกโหมดให้ coil active ได้หลายแบบและการเลือกโหมดมีผลต่อความสม่ำเสมอของภาพที่ได้ ดังนั้นถ้าการทดสอบนี้ไม่ผ่าน ให้ตรวจสอบการเลือกโหมดว่าการเปิดให้ coil active เหมาะสมหรือไม่

Image Ghosting เป็นสาเหตุทำให้ความเข้มของภาพไม่สม่ำเสมอ (Intensity variations) มีผลทำให้ PIU ไม่ผ่าน และทำให้การตรวจสอบ Percent Signal Ghosting ไม่ผ่านด้วย

ความไม่สม่ำเสมอของความเข้มของภาพ อาจเกิดจากความบกพร่องจากส่วนประกอบของ Head coil และจากกลไก Inductive decoupling ของ Body coil กับ Head coil จากกรณีนี้ค่า SNR จะต่ำสังเกตได้จากภาพจะมีลักษณะเป็นเม็ดหยาบ ๆ ต้องให้วิศวกรของเครื่องมาทำการแก้ไข

6.6 การตรวจสอบ Ghosting ratio (Percent-signal ghosting)^(7,12) (ทดสอบเฉพาะ ACR T1)

เป็นการตรวจหาระดับของภาพซ้อนหรือความผิดปกติดบนสัญญาณภาพจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ ลักษณะของ Ghosting มีได้ 2 แบบ คือ ภาพสำเนาที่ซ้อนบนภาพจริง และภาพที่มีระดับความเข้ม ghosts ต่ำ จำนวนมาก ซึ่งอาจไม่เห็นเป็นลักษณะของภาพสำเนาที่ซ้อนบนภาพจริงแต่จะเห็นเป็นลักษณะกระจายออกรอบ ๆ (smear) จากบริเวณที่มีความเข้มสูงในแนว Phase Encoding

Ghosting เป็นผลจากความไม่เสถียรของสัญญาณระหว่างการทำซ้ำของ Pulse cycle การตรวจสอบระดับสัญญาณ ghost ทำได้ด้วยการวัดและรายงานเป็นเปอร์เซ็นต์ของระดับสัญญาณในภาพจริง (Primary) โดย Ghosting จะสังเกตได้ดีที่สุดจากพื้นหลัง (Background) ของภาพซึ่งไม่ควรมีความสัญญาณ แต่จะซ้อนทับ Ghosting ซ้อนบนภาพจริงด้วย ซึ่งมีผลทำให้ความเข้มบนภาพเปลี่ยนไป

ถ้าตรวจสอบไม่ผ่านเกณฑ์ หมายถึง มี Ghosting artifacts ที่ระดับสูงมากกว่าที่สังเกตได้จากการทำงานของเครื่องเอ็มอาร์ไอปกติ

วัตถุประสงค์

เพื่อหาความผิดปกติของสัญญาณภาพจากเครื่องเอ็มอาร์ไอ

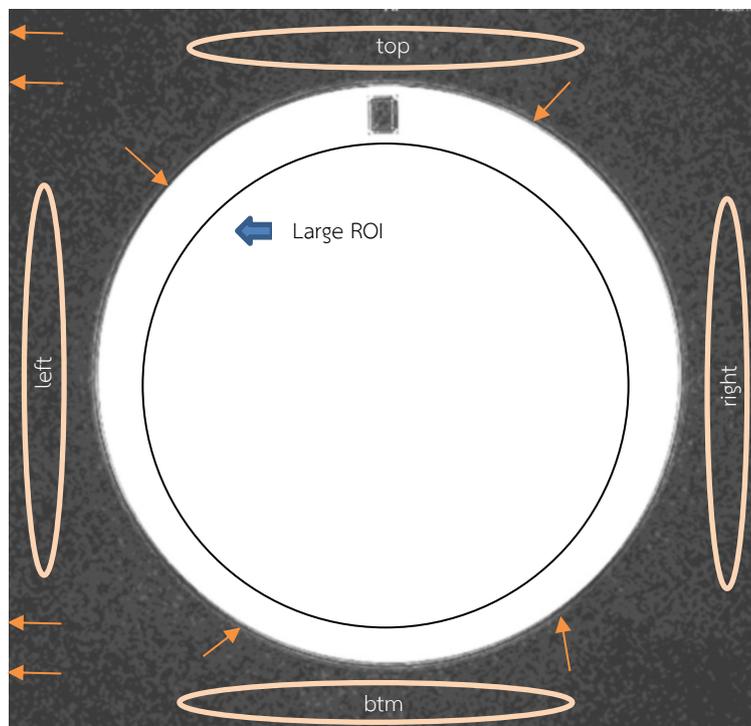
วิธีการ

ทำการตรวจวัดด้วย Slice ที่ 7 ของ ACR T1 Series ใช้ ROI ของเครื่องเอ็มอาร์ไอ (Workstation) ทำการวัดความเข้มสัญญาณเฉลี่ย 5 ค่า โดยวัดที่ตำแหน่งแรกในภาพของ Phantom 1 ค่า และตำแหน่ง Background นอก Phantom 4 ค่า ดังรูปที่ 21

สำหรับลำดับพัลส์ (Pulse sequences) ที่ใช้ในการสร้างภาพ ACR Phantom นั้น Ghosting จะเกิดในทิศทาง Phase encoding เสมอ Background ROIs 4 วง วางในแนวขอบของ FOV โดย 2 วงจะอยู่ในทิศทาง Phase encoding คือ สุ่มค่าสัญญาณ Ghosting และอีก 2 วง จะเป็นสัญญาณ Free of Ghosting ซึ่งค่า Ghost-free background ROIs จะทำหน้าที่เป็นค่าอ้างอิงของค่าความเข้มเฉลี่ยของค่า Background ซึ่งอาจมีผลได้จากหลายตัวแปร ที่เห็นชัดที่สุดคือสัญญาณรบกวน (Noise)

เลือกภาพ Slice ที่ 7 ACR T1 Series แล้ววาง Large ROI วงกลมบนภาพ สำหรับ Large Phantom ขนาดพื้นที่ประมาณ 195-205 ตารางเซนติเมตร (แนะนำขนาด 200 ตารางเซนติเมตร) และสำหรับ Medium Phantom ขนาดพื้นที่ประมาณ 155-165 ตารางเซนติเมตร (แนะนำขนาด 160 ตารางเซนติเมตร) (ไม่รวมภาพสี่เหลี่ยมสีดำบนภาพ phantom) บันทึกค่าสัญญาณ (Large ROI)

ปรับภาพ window width และ window level ให้สว่างจาก Background ของภาพ โดยให้เห็นขอบภาพ และขอบ Phantom ดังรูป 21



รูปที่ 21 แสดงการปรับภาพ window width และ window level ให้สว่างจาก Background ของภาพ

วาง ROI วงรีหรือสี่เหลี่ยมที่มีอัตราส่วนความยาวต่อความกว้างไม่เกิน 4:1 โดยมีพื้นที่ 10 ตารางเซนติเมตร (1,000 ตารางมิลลิเมตร) บริเวณ Background ทั้งสี่ด้านของ FOV ต้องวางไม่ให้ติด/ทับขอบของภาพ phantom หรือขอบของ Background ให้วางระหว่างกลาง กรณีที่ต้องลดความกว้างเพื่อหลบขอบภาพ ต้องขยายความยาวเพื่อให้พื้นที่เป็น 10 ตารางเซนติเมตร ให้วางระหว่างกลางขอบภาพ Phantom และ FOV ดังรูปที่ 21 บันทึกค่าสัญญาณเฉลี่ย ROI ที่ได้ทั้งสี่วง top, btm, left และ right

การวิเคราะห์

1) นำผลที่ได้มาคำนวณตามสมการ

$$\text{Ghosting ratio} = | ((\text{top} + \text{btm}) - (\text{left} + \text{right})) / (2 \times (\text{Large ROI})) |$$

เมื่อ top, btm, left, right และ Large ROI คือ ค่าเฉลี่ยของ pixel

- Ghosting ratio คือ สัดส่วนของสัญญาณเริ่มแรก
- Percent Signal Ghosting คือ Ghosting ratio ในเทอมของเปอร์เซ็นต์ หาได้จาก ghosting ratio คูณด้วย 100 %

2) ค่า Ghosting ratio หรือ Percent-signal ghosting ต้องไม่เกิน 0.030 (3.0%) (Large และ Medium Phantom)

หมายเหตุ

Ghosting สาเหตุเกิดจากการเคลื่อนที่หรือขยับของ Phantom ในขณะที่สแกน (สร้างภาพ) ดังนั้นต้องยึด Phantom ให้อยู่นิ่ง ใน Head coil ไม่ให้เคลื่อนอย่างอิสระ

Ghosting เป็นปัญหาที่ไม่ได้เกิดจากปัญหาของ hardware ตัวใดตัวหนึ่ง สาเหตุโดยทั่วไปมักเกิดจากสัญญาณที่วัดได้ไม่เสถียรหรือไม่สม่ำเสมอ จาก Pulse cycle หนึ่ง ถึง Pulse cycle หนึ่ง ซึ่งอาจมาจากอุปกรณ์ Receiver, Transmitter หรือ Gradient subsystems เมื่อตัดประเด็นเรื่อง Phantom ขยับหรือเคลื่อนที่แล้ว วิศวกรของเครื่องจะทำการติดตามเพื่อหาสาเหตุของปัญหาและทำการแก้ไขต่อไป

6.7 การตรวจสอบ Low-contrast object detectability^(7,12) (ทดสอบทั้ง ACR T1 และ T2 Series)

เป็นการตรวจสอบความสามารถที่มองเห็นหรือแยกภาพวัตถุที่มีความเปรียบต่างต่ำของภาพเอ็มอาร์ สำหรับ Phantom จะมีชุดของวัตถุที่มีความเปรียบต่างต่ำที่มีขนาดและความเปรียบต่างต่างกัน 4 sections เพื่อใช้ในการตรวจสอบ

ความสามารถในการวัด Low-contrast objects ถูกกำหนดด้วย SNR และ Contrast-to-noise ratio (CNR) ในภาพ และคุณภาพของภาพอาจลดลงจาก artifact เช่น Ghosting

CNR ได้รับอิทธิพลอย่างมากจากความแรงสนามแม่เหล็ก โดยโปรโตคอลของสถานพยาบาลจะถูกปรับแต่งไว้แล้ว ถ้า ACR T1 Series และ T2 Series ไม่ผ่านการตรวจสอบ Low-contrast detectability ให้ใช้ Site Series ได้

ถ้าไม่ผ่านเกณฑ์มาตรฐาน หมายถึง ภาพจากเครื่องเอ็มอาร์ไอแสดงให้เห็นวัตถุที่มีความเปรียบต่างต่ำได้น้อย โดยทั่วไปที่ไม่ผ่านเกณฑ์บ่งชี้ว่า SNR ต่ำ แต่มีบางครั้งเกิดจาก artifact เช่น Ghosting ที่รบกวนภาพ

วัตถุประสงค์

เพื่อตรวจสอบความสามารถในการแยกภาพที่มีความเปรียบต่างต่ำของเครื่องเอ็มอาร์ไอ

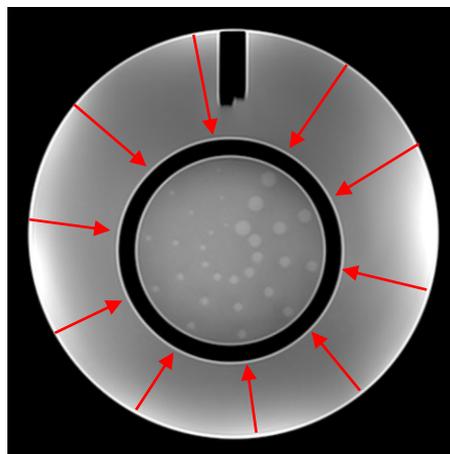
วิธีการ

การตรวจสอบ LCD จะตรวจวัดที่ Slice ที่ 8 ถึง 11 ในแต่ละ Slice จะมี low-contrast object เป็นแถวของวงเล็ก (small disks) เป็นแฉกรัศมีจากจุดศูนย์กลางวงกลมคล้ายซี่วงล้อรถ (spokes) โดยมี 10 ซี่หรือกลุ่ม (spokes) ในแต่ละ Slice และแต่ละ spoke มี 3 วง (disks) ดังรูปที่ 22 ทุกวง (disks) บน Slice จะมีระดับความเปรียบต่างเหมือนกัน ซึ่งภาพ Slice ที่ 8, 9, 10 และ 11 มีเปอร์เซ็นต์ความเปรียบต่างเท่ากับ 1.4%, 2.5%, 3.6% และ 5.1% ตามลำดับ แต่ละ spoke จะมีขนาดของ disks เริ่มจาก 7.0 มิลลิเมตร ที่ตำแหน่ง 12 นาฬิกา ลดลงเรื่อย จนถึง 1.5 มิลลิเมตร ตามจำนวน spoke ทั้งหมด 10 spokes

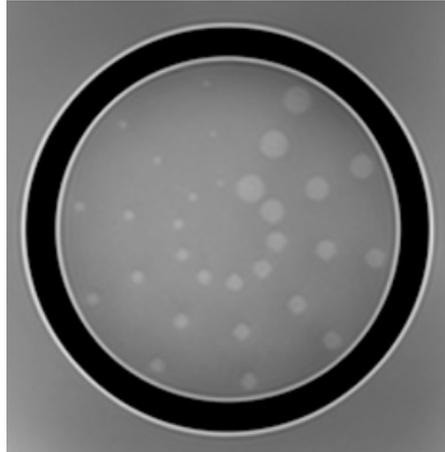
เลือกภาพ Slice ที่ 11 ที่มีวัตถุที่มีความเปรียบต่างสูงสุด ปรับภาพด้วย window width และ window level ให้เห็นภาพวงกลมแยกจาก Background ให้ชัดที่สุด ปกติจะใช้ window width แคบหรือต่ำ และค่อย ๆ ปรับ window level ให้เห็นวัตถุแยกออกจาก Background

นับจำนวน spokes ที่เห็นโดยนับจาก disks ที่มีขนาดใหญ่สุด เป็น spoke ที่ 1 ให้นับจำนวน spoke ที่สามารถเห็นได้ทั้ง 3 disks มาทางขวามือตามเข็มนาฬิกา หากมี disk หนึ่งหรือมากกว่าที่ไม่สามารถมองเห็นหรือแยกออกจาก Background ได้ ให้หยุดนับ ในกรณีที่ spoke ที่สามารถเห็นครบได้ทั้ง 3 disks เกิดหลังจาก spokes ที่เห็นไม่ครบ 3 disks จะนับถึงแค่ spokes ที่สามารถเห็นครบได้ทั้ง 3 disks แรกเท่านั้น

เลือกภาพ Slice ที่ 10, 9 และ 8 โดยทำตามภาพ Slice ที่ 11 รวมจำนวนกลุ่ม (spoke) ที่นับได้ในแต่ละ Slice (8-11) บันทึกค่าที่ได้



ก. ภาพวงกลม 10 กลุ่ม (spoke)



ข. ภาพขยายตำแหน่ง วงกลม 10 กลุ่ม (spoke) ที่ได้จากการสแกนด้วยเครื่องเอ็มอาร์ไอ
รูปที่ 22 แสดงภาพ Low contrast ซึ่งมีภาพวงกลม (disks) จำนวน 10 กลุ่ม (spokes)

การวิเคราะห์

ค่า Low-contrast object detectability (Large และ Medium Phantom)

- 1) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กน้อยกว่า 1.5 Tesla
≥ 7 spokes
- 2) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กตั้งแต่ 1.5 Tesla ถึง น้อยกว่า 3 Tesla
≥ 30 spokes สำหรับ T1
≥ 25 spokes สำหรับ T2
- 3) เครื่องเอ็มอาร์ไอที่มีสนามแม่เหล็กเท่ากับ 3 Tesla
≥ 37 spokes

ทุกข้อข้างต้น ACR series หรือ Site series อันใดอันหนึ่งผ่านเกณฑ์ถือว่าผ่าน โดยแต่ละ series ต้องผ่านทั้ง T1 และ T2

หมายเหตุ

สาเหตุที่ไม่ผ่าน ส่วนใหญ่เป็นเพราะสแกนไม่ตรงส่วนของตำแหน่ง Slice ที่ 8-11 ซึ่งเป็นส่วนแผ่นพลาสติกบาง ถ้า Slice เลื่อนไปมากกว่า 2 มิลลิเมตร จะมีผลกับความคมชัดของ low-contrast objects ใน Slice ทางที่ง่ายควรตรวจสอบโดยดูภาพ Slice ที่ 11 ตรวจสอบตำแหน่ง Slice Position Accuracy ว่าความแตกต่างของความยาวแท่ง bar ที่เกิดจาก wedges วางตัดกัน 45 องศา มีหรือไม่ และ ทวนสอบว่าความยาวของแท่ง bar แตกต่างน้อยกว่า 4 มิลลิเมตรหรือไม่ หลังปรับตำแหน่งสร้างภาพอีกครั้งให้ความแตกต่างของแท่ง bar ใน Slice ที่ 11 น้อยกว่า 4.0 มิลลิเมตร

อีกสาเหตุหนึ่งอาจเกิดจากตำแหน่งการวาง Phantom เอียง เลื่อน จากตำแหน่งที่ควรจะเป็น เช่น การเอียงในระนาบ Sagittal หรือการหมุนในระนาบ Coronal การหมุนของ Phantom ในระนาบ Axial ไม่เป็นปัญหา การเอียงในระนาบ Sagittal สามารถสังเกตได้จาก Sagittal localizer จะไม่เป็นรูปสี่เหลี่ยม การหมุนในระนาบ Coronal สามารถบอกได้จากภาพ Axial จะเห็นภาพโครงสร้างภายในในลักษณะความเข้มหรือความชัดเจน ไม่เท่ากัน (fade) ในแนวซ้าย-ขวา ดังนั้นการวาง Phantom ต้อง

ตรวจสอบ laser ทั้ง 3 ระบายให้ตรงกับตำแหน่งที่ระบุบน Phantom และใช้เครื่องวัดระดับที่เป็น non-ferromagnetic ช่วยในการจัดตำแหน่ง

Ghosting artifacts มีผลทำให้ไม่เห็นวัตถุความเปรียบต่างต่ำ (Low-contrast objects) และเป็นเหตุให้ไม่ผ่านเกณฑ์ การที่ต้องให้แน่ใจว่า Phantom อยู่คงที่และไม่เคลื่อนที่หรือสั่นขณะทำการสแกนภาพ ถ้าปัญหายังคงเกิดให้ปรึกษาวิศวกรบริษัทเพื่อทำการแก้ไข และในบางเครื่องการเกิด Ghosting ไม่มากในเทคนิคสร้างภาพ T2-spin-echo เป็นเรื่องปกติหากไม่แน่ใจให้ปรึกษาวิศวกรบริษัทเพื่อทำการตรวจสอบความเสถียรหรือสม่ำเสมอของสัญญาณและ Ghosting

ถ้าภาพไม่มีสิ่งผิดปกติ (ghosts) และตำแหน่ง Slice ถูกต้องแล้วไม่ผ่านเกณฑ์ เป็นไปได้ว่า SNR ไม่เพียงพอหรือต่ำ การที่ SNR ต่ำอาจเป็นสาเหตุจากการทำงานผิดพลาดของ coil หรือการเชื่อมต่อของ coil ไม่ดี (poor coil connection) หรือ Phased array coil บางส่วนไม่ทำงาน ให้ทวนสอบว่า Phased array coil ทุกชิ้น coil ทำงานเมื่อทำการสแกน ทั้งนี้ SNR มีผลจากการรับสัญญาณ Bandwidth (Receive bandwidth) ด้วย ดังนั้นให้ทวนสอบการใช้ Bandwidth ว่าเหมาะสมหรือไม่ นอกจากนี้แล้ววิศวกรจากบริษัทก็สามารถทดสอบเครื่องและ coil SNR ว่าเป็นไปตามคู่มือการผลิตหรือไม่

6.8 การตรวจสอบ Signal to noise ratio (SNR)^(5,7) (ทดสอบเฉพาะ T1 Axial)

วัตถุประสงค์

เพื่อตรวจสอบอัตราส่วนของสัญญาณภาพกับสัญญาณรบกวน (Noise) ที่เกิดขึ้น

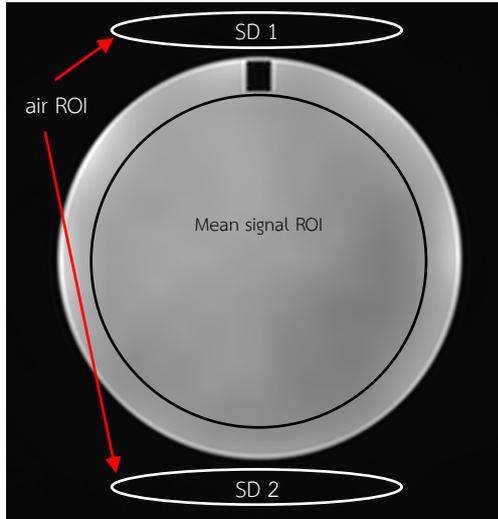
วิธีการ

ใช้ Body coil ในการสแกน Phantom โดยตั้งพารามิเตอร์ T1 แต่ให้ FOV เป็นสองเท่าของขนาด Phantom

ปิดโหมดการแก้ค่า Intensity และ Gradient distortion

เลือกภาพ Slice ที่ 7 ซึ่งเป็นภาพที่ไม่มีสิ่งใดอยู่ภายในภาพ วาง ROI วงกลมขนาดพื้นที่ประมาณ 75% เพื่อหาค่า mean signal ROI (บริเวณตำแหน่งที่มีสารละลายนิเกิลคลอไรด์) ดังรูปที่ 19 บันทึกค่า (mean signal ROI)

หาค่า Noise โดยวาง ROI บน Background นอกภาพ Phantom (air ROI) ทั้งสองด้านตามแนว Frequency encoding ให้ขนาด ROI ใหญ่ที่สุดเท่าที่ทำได้แต่ต้องหลีกเลี่ยงบริเวณที่มี artifact เช่น RF leakage หรือ Signal truncation เป็นต้น อาจใช้ window width ต่ำ และปรับ window level ช่วยเพื่อการตรวจหาบริเวณที่มี artifact ROI ดังรูปที่ 23 บันทึกค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน ($SD_1 = \sigma_1$ และ $SD_2 = \sigma_2$) ROI ควรมีขนาดไม่ต่ำกว่า 1,000 pixel ในกรณีที่บริเวณ artifact free มีขนาดเล็กกว่า 1,000 pixel อาจแบ่งเป็นหลาย ๆ ROIs ได้ โดยต้องมีขนาดใกล้เคียงกัน



รูปที่ 23 แสดงภาพ Slice ที่ 7 และการวาง mean signal ROI และ air ROI บริเวณพื้นที่ที่ต้องการวัดสัญญาณ

การวิเคราะห์

นำผลที่ได้มาคำนวณตามสมการ

$$SNR = \frac{S}{\sigma_{air}}$$

เมื่อ S คือ ค่าสัญญาณเฉลี่ย (mean signal ROI)
 σ_{air} คือ ค่าเฉลี่ยของส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน

และ σ_{air} หาจากสมการ

$$\sigma_{air} = \sqrt{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \dots + \sigma_n^2)/n}$$

ถ้าบริเวณของ ROI_{air} ปราศจาก artifact ความสัมพันธ์ระหว่าง S_{air} กับ σ_{air} ใน ROI ใด ๆ สำหรับ Single coil channel ตามทฤษฎีควรเป็นดังสมการข้างล่าง

$$S_{air} = (1.913)\sigma_{air}$$

ถ้าไม่เป็นดังสมการข้างบน ให้ลองขยับตำแหน่งดู อย่างไรก็ตาม เครื่องบางยี่ห้ออาจไม่สามารถปิดโหมดการชดเชยค่าต่าง ๆ ได้ ดังนั้นจึงไม่สามารถใช้สมการดังกล่าวได้

ในกรณีที่ σ_{air} มีค่าต่ำมาก (ต่ำกว่า 4) อาจก่อให้เกิดความผิดพลาดที่มาจาก Signal truncation จากการ Digitization ได้ การแก้ไขทำได้โดย ลดขนาด voxel ลง (โดยการลด Slice thickness หรือเพิ่มขนาด matrix) หรือ ลด TR ลง หรือ เพิ่ม Receive bandwidth ให้มากขึ้น การแก้ไขปัญหาดังกล่าวอาจต้องใช้หลายวิธีร่วมกัน

หมายเหตุ

สิ่งที่ควรระวังในการหาค่า SNR คือ การวาง ROI_{air} เนื่องจากเป็นตัวหารในสมการความผิดพลาดในส่วนนี้ จึงมีผลต่อความถูกต้องของค่า SNR มาก ค่า SNR ที่วัดได้ ควรมีค่าตั้งแต่ 20 ขึ้นไป

6.9 การตรวจสอบความปลอดภัยของห้องเอ็มอาร์ไอ⁽²⁾

วัตถุประสงค์

เพื่อวัดความเข้มสนามแม่เหล็กของห้องเอ็มอาร์ไอ

อุปกรณ์

เครื่องวัดความเข้มสนามแม่เหล็ก (Gauss meter)

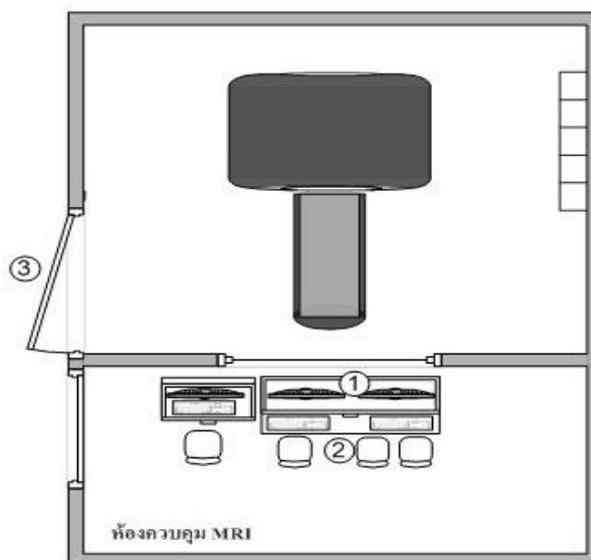
วิธีการ

วัดความเข้มสนามแม่เหล็ก ที่ตำแหน่งบริเวณพื้นที่ควบคุมอันตรายจากสนามแม่เหล็กหลัก (B_0) (Controlling access to the B_0 hazard area) คือ พื้นที่รอบระบบเอ็มอาร์ไอ ในบริเวณ Zone III ซึ่งเป็นพื้นที่ที่อยู่ติดกับห้องเครื่องเอ็มอาร์ไอ (Scanner) เช่น ผนังห้องเครื่องเอ็มอาร์ไอที่ติดกับห้องอื่น ทางเดิน ห้องควบคุมเครื่องเอ็มอาร์ไอ

โดยวัดความเข้มสนามแม่เหล็กอย่างน้อยที่ตำแหน่งกระจกช่องมองผู้ป่วย (1), บริเวณเครื่องควบคุม (2) และประตูห้องเอ็มอาร์ไอ (ปิด) (3) เป็นต้น ดังรูปที่ 24

การวิเคราะห์

ความเข้มสนามแม่เหล็กจะต้องไม่เกิน 0.9 mT



รูปที่ 24 แสดงตัวอย่างแผนผังห้องเอ็มอาร์ไอ

เอกสารอ้างอิง

1. Faculty of Clinical Radiology. MRI Safety Guideline. [สืบค้นเมื่อ 23 เมษายน 2564]. เข้าถึงได้ที่: URL: <https://www.ranzcr.com/documents/512-mri-safety-guidelines/file>
2. International Electrotechnical Commission. IEC 60601-2-33, Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. edition 4.0, 2022.
3. International Organization for Standardization. ISO 3864-1, Safety colours and safety signs - Part 1 Design principles for safety signs and safety marking. 2011.
4. Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities, AAPM Report No. 100. 2010.
5. American College of Radiology. Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual. 2004.
6. American College of Radiology. Magnetic Resonance Imaging Quality Control Manual. 2015.
7. American College of Radiology. Phantom Test Guidance for use of the Large Phantom for the MRI Accreditation Program; 2018.
8. National Electrical Manufacturers Association, NEMA Standards Publication MS 1, Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. 2008.
9. National Electrical Manufacturers Association, NEMA Standards Publication MS 3, Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. 2008.
10. National Electrical Manufacturers Association, NEMA Standards Publication MS 5, Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. 2010.
11. MRI Glossary. [สืบค้นเมื่อ 29 กันยายน 2563]. เข้าถึงได้ที่: URL: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Radiology-Safety/MR-Safety/MRGlossary.pdf?la=en>
12. American College of Radiology. Large and Medium Phantom Test Guidance for the MRI Accreditation Program; 2021.

ภาคผนวก

การเตรียมสารละลายโซเดียมคลอไรด์ (NaCl)

การเตรียมสารละลายโซเดียมคลอไรด์เพื่อเติมลงใน ACR Phantom โดยให้ได้โซเดียมคลอไรด์ 75 มิลลิโมล (mM)

การเตรียมสารละลายจากสารที่ใช้ตัวทำปฏิกิริยา (reagent) เป็นของแข็ง⁽¹¹⁾

Molarity หรือ Molar (M) = จำนวนโมล (mol) ของตัวถูกละลายที่ละลายอยู่ในสารละลาย 1 ลิตร (liter=L)

1 M = 1 โมลของตัวถูกละลายที่ละลายอยู่ในสารละลาย 1,000 mL

75 mM = 0.075 M = 0.075 โมลของตัวถูกละลายที่ละลายอยู่ในสารละลาย 1,000 mL

$$\text{น้ำหนัก กรัม (g)} = \text{จำนวนโมล} \times \text{น้ำหนักโมเลกุล}$$

โมเลกุลของโซเดียมคลอไรด์ (NaCl) = 23 + 35 = 58

นั่นคือ ในสารละลาย 1,000 mL ต้องการเนื้อสาร

$$\text{NaCl } 0.075 \text{ mol} = 0.075 \times 58 = 4.35 \text{ g}$$

ถ้าต้องการเตรียม NaCl 0.075 M ในสารละลาย 100 mL ดังนี้

ในสารละลาย 1,000 mL ต้องการเนื้อสาร

$$\text{NaCl } 0.075 \text{ mol} = 0.075 \times 58 \text{ g}$$

ในสารละลาย 100 mL ต้องการเนื้อสาร

$$\text{NaCl } 0.075 \text{ mol} = \frac{0.075 \times 58 \times 100}{1,000} = 0.435 \text{ g}$$

สรุป

จะต้องชั่งโซเดียมคลอไรด์ (NaCl) 4.35 g ละลายในน้ำกลั่น ให้มีปริมาตรครบ 1,000 mL หรือชั่งโซเดียมคลอไรด์ (NaCl) 0.435 g ละลายในน้ำกลั่น ให้มีปริมาตรครบ 100 mL

ดัชนี

A

Axial · 1, 9, 10, 11, 12, 17, 20, 24, 38, 39

C

Control access area · 1, 7, 17, 41

E

Echo Time · 1

Emergency field shut down unit · 1, 16, 7

F

Field Of View (FOV) · 1, 11, 16, 21, 33, 34, 39

Frequency · 1, 11

G

Gradient magnetic field subsystem · 2

I

Isocenter · 2, 20

L

Larmor frequency · 2

Localization techniques · 2

Longitudinal relaxation time · 2

M

Magnetic field gradient · 2

Medical supervision of patients · 6

N

Noise · 2, 3, 23, 34, 39

Number of excitations · 2

P

Pulse sequence · 2, 11, 33

Q

Quenching · 3

R

Radio Frequency · 27

Receiver coil · 2, 3

Repetition time · 3

Resonance · 3, 8

RF · 1, 2, 3, 7, 27, 39

Routine monitoring or Routine patient monitoring · 3

S

Shim coils · 3

Signal-to-Noise Ratio (SNR) · 3, 15, 17, 39

Slice Thickness · 4, 11, 15, 16, 24, 25, 26, 27,40

Superconductive magnet · 6

T

T1 · 2, 10, 11, 12, 15, 16, 17, 20, 21, 23, 24, 27, 30, 33, 34, 35, 37, 38, 39

T2 · 10, 11, 12, 15, 16, 21, 23, 24, 27, 30, 35, 37, 38

TE · 1, 11, 20

Tesla (T) · 2, 16, 17, 37, 41

TR · 3, 11, 40

Transmitter · 24, 27, 35



คำสั่งกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์

ที่ ๓๓๐๕ / ๒๕๖๕

เรื่อง แต่งตั้งคณะกรรมการปรับปรุงข้อกำหนดมาตรฐานการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ

โดยที่เป็นการสมควรปรับปรุงข้อกำหนดมาตรฐานการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. ๒๕๖๖ กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ กระทรวงสาธารณสุข จึงประสานความร่วมมือกับ มหาวิทยาลัยขอนแก่น และมหาวิทยาลัยเชียงใหม่ เพื่อปรับปรุงข้อกำหนดดังกล่าวให้เป็นไปตามมาตรฐานสากล

อาศัยอำนาจตามความในมาตรา ๓๒ แห่งพระราชบัญญัติระเบียบบริหารราชการแผ่นดิน พ.ศ. ๒๕๓๔ ซึ่งแก้ไขเพิ่มเติมโดยพระราชบัญญัติระเบียบบริหารราชการแผ่นดิน (ฉบับที่ ๕) พ.ศ. ๒๕๔๕ อธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์จึงแต่งตั้งคณะกรรมการปรับปรุงข้อกำหนดมาตรฐานการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ โดยมีองค์ประกอบ หน้าที่และอำนาจ ดังนี้

๑. องค์ประกอบ

- | | |
|---|---------------------|
| ๑.๑ นายปิยะ ศิริลักษณ์ | ประธานคณะกรรมการ |
| รองอธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์ | |
| ๑.๒ นางสาวรวงคณา อ่อนทรง | รองประธานคณะกรรมการ |
| ผู้อำนวยการสำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ | |
| ๑.๓ นายสุวิทย์ แซ่ไคว่ | คณะกรรมการ |
| ข้าราชการบำนาญ | |
| ๑.๔ นายกิตติชัย วรรณระจิตติกุล | คณะกรรมการ |
| คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่ | |
| ๑.๕ นายพันธุ์ศักดิ์ สีมูล | คณะกรรมการ |
| นักรังสีการแพทย์ชำนาญการพิเศษ | |
| งานรังสีวิทยา โรงพยาบาลศรีนครินทร์ มหาวิทยาลัยขอนแก่น | |
| ๑.๖ นายพรเทพ จันทร์คุณภาส | คณะกรรมการ |
| นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการพิเศษ | |
| สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ | |
| ๑.๗ นายยุทธนา บางม่วง | คณะกรรมการ |
| นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการพิเศษ | |
| สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์ | |
| ๑.๘ นายกำพล เทวาทิเทพ | คณะกรรมการ |
| นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการ | |
| ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ ๑ เชียงใหม่ | |
| ๑.๙ นายชาคริต หน่อศิริ | คณะกรรมการ |
| นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการ | |
| ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ ๓ นครสวรรค์ | |

๑.๑๐ นายธีรวัฒน์...

- ๑.๑๐ นายธีรวัฒน์ สุภาวัฒน์พันธ์ คณะทำงาน
นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการพิเศษ
ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ ๗ ขอนแก่น
- ๑.๑๑ นายชัยยุทธ นทีธร คณะทำงาน
นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการ
ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ ๑๑ สุราษฎร์ธานี
- ๑.๑๒ นายจเร วุฒิศาสตร์ คณะทำงาน
นักวิทยาศาสตร์การแพทย์ชำนาญการพิเศษ
ศูนย์วิทยาศาสตร์การแพทย์ที่ ๑๑/๑ ภูเก็ต
- ๑.๑๓ นางสาวอรินญา พงศธรพิศุทธิ์ คณะทำงาน
นักฟิสิกส์รังสีชำนาญการพิเศษ และเลขานุการ
สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์
- ๑.๑๔ นายอภิชนันท์ คงธนะ คณะทำงาน
นักฟิสิกส์รังสีปฏิบัติการ และผู้ช่วยเลขานุการ
สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์
- ๑.๑๕ นางสาวดวงเดือน ดวงดีทิพย์ คณะทำงาน
นักฟิสิกส์รังสีปฏิบัติการ และผู้ช่วยเลขานุการ
สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์
- ๑.๑๖ นางสาวอรรรณ เชี่ยวกลม คณะทำงาน
นักวิทยาศาสตร์การแพทย์ และผู้ช่วยเลขานุการ
สำนักรังสีและเครื่องมือแพทย์

๒. หน้าที่และอำนาจ

๒.๑ ร่วมศึกษา ค้นคว้าเอกสารอ้างอิงมาตรฐานสากลเกี่ยวกับการควบคุมคุณภาพ เครื่องเอ็มอาร์ไอ

๒.๒ ร่วมปรึกษา และวางแผนทางปรับปรุงข้อกำหนดมาตรฐานการควบคุมคุณภาพ เครื่องเอ็มอาร์ไอ

๒.๓ จัดทำรูปแบบคู่มือข้อกำหนดมาตรฐานการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ ประจำปีงบประมาณ พ.ศ. ๒๕๖๖ เพื่อมอบให้หน่วยงานที่เกี่ยวข้องใช้เป็นคู่มือในการควบคุมคุณภาพเครื่องเอ็มอาร์ไอ

ทั้งนี้ ตั้งแต่บัดนี้เป็นต้นไป

สั่ง ณ วันที่ ๒๕ ตุลาคม พ.ศ. ๒๕๖๕

(นายศุภกิจ ศิริลักษณ์)
อธิบดีกรมวิทยาศาสตร์การแพทย์



กรมวิทยาศาสตร์การแพทย์
Department of Medical Sciences